



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 21 837 T2 2004.01.22**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 005 830 B1**

(51) Int Cl.7: **A61B 5/087**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 21 837.6**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 104 528.5**

(96) Europäischer Anmeldetag: **23.09.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **07.06.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **07.05.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.01.2004**

(30) Unionspriorität:

PO247496 23.09.1996 AU

PCT/AU97/00517 14.08.1997 WO

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI,
LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:

ResMed Ltd., North Ryde, New South Wales, AU

(72) Erfinder:

**Berthon-Jones, Michael, Leonay, New South
Wales 2750, AU**

(74) Vertreter:

derzeit kein Vertreter bestellt

(54) Bezeichnung: **An die Bedürfnisse des Patienten angepasste künstliche Beatmung**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Die Erfindung betrifft Verfahren und Vorrichtungen für die Bereitstellung einer Ventilationsunterstützung, die an die Atmungsbedürfnisse einer Person angepasst ist. Die Ventilationsunterstützung (nachstehend auch als Beatmungsunterstützung bezeichnet) kann für eine Person sein, die entweder spontan oder nicht-spontan atmet oder sich zwischen diesen Atmungszuständen bewegt. Die Erfindung eignet sich insbesondere für spontan atmende menschliche Individuen, die eine Langzeit-Beatmungsunterstützung benötigen, insbesondere während des Schlafs, ist aber nicht darauf begrenzt.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Personen mit einer schwerwiegenden Lungenkrankheit, Brustkorbkrankheit, neuromuskuläre Krankheit oder Krankheiten der Atmungssteuerung können in einem Hospital unter Umständen eine mechanische Beatmungsunterstützung benötigen, gefolgt von einer mechanischen Beatmungsunterstützung zu Hause über eine lange Zeit, insbesondere während des Schlafs. Das Beatmungsgerät liefert Luft oder mit Sauerstoff angereicherte Luft an die Person über ein Zwischenteil wie eine Nasenmaske bei einem Druck, der während einer Einatmung höher und während einer Ausatmung geringer ist.

[0003] In dem Wachzustand und während auf das Einschlafen gewartet wird, ist das Beatmungsmuster der Person in der Rate unter in der Tiefe variabel. Die meisten bekannten Beatmungseinrichtungen passen die Amplitude und die Phase des Maskendrucks nicht genau an die spontanen Anstrengungen der Person an, was zu Unannehmlichkeiten oder Panik führt. Größere Beträge einer Asynchronizität verringern auch den Wirkungsgrad der Einrichtung. Während des Schlafes gibt es Änderungen in der neutralen Steuerung des Atmungsvorgangs sowie in den mechanischen Strukturen der Luftwege der Person, der Atmungsmuskeln und der Brustwand, was zur Notwendigkeit für eine wesentlich erhöhte Beatmungsunterstützung führt. Außer wenn die Einrichtung automatisch den Grad einer Unterstützung einstellen kann, wird deshalb die Amplitude des gelieferten Drucks während des Schlafs entweder unangemessen sein oder muss in dem Wachzustand extensiv sein. Dies ist insbesondere für Personen mit Abnormalitäten der Atmungssteuerung wichtig, z. B. bei zentralen Hypoventilationssyndromen, wie einem Fettsucht-(Obesity)-Hypoventilation-Syndrom, bei dem ein unangemessener Chemorezeptorantrieb vorhanden ist, oder einer Cheyne-Stokes-Atmung, wie bei Patienten mit einem schwerwiegenden Herzfehler oder nach einem Schlaganfall, wo ein übermäßiger oder instabiler Chemorezeptorantrieb vorhanden ist.

[0004] Während des Schlafs gibt es ferner unweigerlich große Lecks zwischen der Maske und der Person oder an dem Mund der Person, wenn dies freigelassen wird. Derartige Lecks verschlechtern den Fehler bei der Anpassung der Phase und Größe der Anstrengungen der Maschine an die Anforderungen der Person, und für den Fall eines Mundlecks reduziert dies den Wirkungsgrad der Beatmungsunterstützung.

[0005] Idealerweise sollte eine Beatmungsunterstützungseinrichtung gleichzeitig die folgenden Ziele ansprechen:

(i) Wenn die Person wach ist und wesentliche Beatmungsanstrengungen durchführt, sollte die gelieferte Unterstützung der Phase der Anstrengungen des Patienten gut angepasst sein.

(ii) Die Maschine sollte automatisch den Grad der Unterstützung einstellen, um wenigstens eine spezifizierte minimale Beatmung aufrechtzuerhalten, ohne sich auf die Integrität der Chemoreflexe der Person zu stützen.

(iii) Sie sollte eine Arbeit richtig bei der Anwesenheit von großen Lecks fortsetzen.

[0006] Die einfachsten Heimbeatmungsgeräte liefern entweder ein festes Volumen oder einen Zyklus zwischen zwei festen Drucken. Sie tun dies bei einer festen Rate oder werden von den spontanen Anstrengungen des Patienten oder von beiden getriggert. Sämtliche derartigen einfachen Einrichtungen erreichen das Ziel (ii) einer Einstellung des Grads einer Unterstützung, um wenigstens eine gegebene Beatmung aufrechtzuerhalten, nicht. Sie erreichen auch größtenteils das Ziel (i) einer engen Anpassung an die Atmungsphase der Personen nicht: zeitlich abgestimmte Einrichtungen führen keinen Versuch durch, sich an die Anstrengungen der Person zu synchronisieren; getriggerte Einrichtungen versuchen eine Synchronisation auf den Start und auf das Ende des Atmungsvorgangs mit den Anstrengungen der Person, führen aber keine Anstrengung durch, den momentanen Druck während einer Atmung an die Anstrengungen der Person zuzuschneiden. Ferner weist die Triggerung die Tendenz auf, im Fall von Lecks fehlzuschlagen, wodurch das Ziel (iii) nicht erreicht wird.

[0007] Die breite Familie von Servo-Ventilatoren (Beatmungsgeräten), die über die letzten 20 Jahre bekannt waren, messen eine Ventilation (Beatmung) und stellen den Grad einer Unterstützung ein, um eine Beatmung bei oder über einem spezifizierten Pegel aufrechtzuerhalten, wodurch das Ziel (ii) erreicht wird, aber sie erreichen das Ziel (i) einer engen Anpassung der Phasen an den spontanen Anstrengungen der Person nicht, we-

gen den oben angegebenen Gründen. Kein Versuch wird gemacht, um das Ziel (iii) zu erfüllen.

[0008] Eine proportionale Unterstützungsbeatmung (PAV), wie von Dr. Magdy Younes z. B. in Principles and Practice of Mechanical Ventilation, Kapitel 15, gelehrt, zielt darauf ab, das Druck/Zeit-Profil innerhalb eines Atmungsvorgangs zuzuschneiden, um die widerstandsbehafte (entgegenwirkende) und elastische Arbeit der Person vollständig zu entlasten (auszugleichen), während der Luftwegdruck minimiert wird, der zum Erreichen der gewünschten Beatmung benötigt wird. Während des Einatmungs-Halbzyklusses nimmt der Druck die folgende Form an:

$$P(t) = P_0 + R \cdot f_{\text{RESP}}(t) + E \cdot V(t)$$

wobei R ein prozentualer Anteil des Widerstands des Luftwegs ist, $f_{\text{RESP}}(t)$ die momentane Atmungs-Luftströmung zur Zeit t ist, E ein prozentualer Anteil der Elastizität der Lunge und der Brustwand ist und H(t) das eingeatmete Volumen seit dem Start einer Einatmung bis zu dem gegenwärtigen Moment ist. Während des Ausatmungs-Halbzyklus wird V(t) zu Null angenommen, um eine passive Ausatmung zu erzeugen.

[0009] Ein Vorteil einer proportionalen Unterstützungsbelüftung bzw. -Beatmung während eines spontanen Atmungsvorgangs ist, dass der Grad einer Unterstützung automatisch eingestellt wird, um den unmittelbaren Anforderungen der Person und ihrem Atmungsmuster angepasst zu sein, und ist deshalb bei dem spontan atmenden Objekt komfortabel. Jedoch gibt es wenigstens zwei wichtige Nachteile. Zunächst wird V(t) als das Integral einer Strömung in Bezug auf die Zeit seit dem Start der Einatmung berechnet. Ein Nachteil einer Berechnung von V(t) in dieser Weise ist, dass bei der Anwesenheit von Lecks das Integral der Strömung durch das Leck in V(t) enthalten sein wird, was zu einer Überschätzung von V(t) führt, was wiederum zu einer wegelaufenen Erhöhung bei dem betrachteten Druck führt. Dies kann für die Person unangenehm sein. Zweitens stützt sich eine PAV auf die Chemorezeptoneflexe der Person, um die Zusammensetzung des Arterienbluts zu überwachen und dadurch den Grad einer spontanen Anstrengung einzustellen. Die PAV-Einrichtung verstärkt dann diese spontane Anstrengung. Bei Personen mit abnormalen Chemorezeptoneflexen können die spontanen Anstrengungen entweder völlig aufhören oder zu der Zusammensetzung des Arterienbluts unabhängig werden, und eine Verstärkung dieser Anstrengungen wird eine unangemessene Beatmung erzeugen. Bei Patienten mit einem existierenden Cheyne-Stokes-Atmungsvorgang während des Schlafs wird eine PAV die eingehenden und ausgehenden Atmungsanstrengungen verstärken und tatsächlich durch Übertreiben der Störung die Sache noch schlimmer machen. Somit erfüllt eine PAV im Wesentlichen das Ziel (i) der Bereitstellung einer Unterstützung in der Phase zu der spontanen Atmung der Person, kann aber das Ziel (ii) einer Einstellung der Tiefe der Unterstützung, wenn die Person unangemessene Chemoreflexe aufweist, nicht erreichen, und erreicht das Ziel (iii) nicht in einer zufriedenstellenden Weise.

[0010] Somit sind Einrichtungen bekannt, die jeweils die obigen Ziele erreichen, aber es gibt keine Einrichtung, die sämtliche Ziele gleichzeitig erreicht. Zusätzlich ist es wünschenswert, Verbesserungen gegenüber dem Stand der Technik bereitzustellen, und zwar in Richtung auf irgendeines der angegebenen Ziele.

[0011] Deshalb zielt die vorliegende Erfindung darauf ab, wenigstens teilweise einen oder mehrere der folgenden Aspekte zu erreichen:

- (i) eine Anpassung der Phase und des Grads einer Unterstützung an die spontanen Anstrengungen der Person, wenn eine Beatmung ausreichend oberhalb einer Zielbeatmung ist,
- (ii) eine automatische Einstellung des Grads einer Unterstützung, um wenigstens eine spezifizierte minimale durchschnittliche Belüftung aufrechtzuerhalten, ohne sich auf die Integrität der Chemoreflexe der Person zu stützen, und um Instabilitäten bei spontanen Atmungsanstrengungen herauszudämpfen, wie bei einer Cheyne-Stokes-Atmung.
- (iii) die Bereitstellung einer gewissen Immunität gegenüber Effekten von plötzlichen Lecks.

[0012] In dem US Patent Nr. 5,535,738 offenbaren Estes et al eine Variation der proportionalen Unterstützungsbeatmung von Younes.

[0013] In dem US Patent Nr. 5,535,738 offenbaren Estes et al eine Variation der proportionalen Unterstützungsbeatmung von Younes.

OFFENBARUNG DER ERFINDUNG

[0014] Im Folgenden wird eine Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktion verwendet, um einen Wert zwischen Null und Eins zurückzugeben, wobei eine Fuzzy-Schnittmenge A UND B (A AND B) die kleinere von A und B ist, wobei eine Fuzzy-Vereinigung A ODER B (A OR B) die größere von A und B ist, und eine Fuzzy-Negation NICHT A (NOT A) 1-A ist.

[0015] Die Erfindung stellt ein Verfahren und eine Vorrichtung bereit, wie in den beigefügten Ansprüchen aufgeführt.

[0016] Die Vorrichtung kann Ventilatoren (Beatmungsgeräte), Beatmungs-Unterstützungseinrichtungen, und CPAP Einrichtungen mit Konstantpegel-, Bipegel- oder Automatikstellpegel-Einrichtungen einschließen.

[0017] Während die Algorithmen, die die Erfindung verkörpern, im Hinblick auf eine Fuzzy-Logik erläutert

werden, sei darauf hingewiesen, dass Approximationen für diese Algorithmen ohne die Verwendung eines Fuzzy-Logik-Formalismus konstruiert werden können.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0018] Eine Anzahl von Ausführungsformen wird nun unter Bezugnahme auf die jeweiligen Zeichnungen beschrieben. In den Zeichnungen zeigen:

[0019] **Fig. 1a** und **1b** eine Vorrichtung für die ersten und zweiten Ausführungsformen jeweils der Erfindung;

[0020] **Fig. 2** eine Druckwellenformfunktion $\Pi(\Phi)$, die bei der Berechnung des gewünschten momentanen Zuluftdrucks als eine Funktion der momentanen Phase Φ in dem Atmungszyklus für eine erste Ausführungsform der Erfindung verwendet wird;

[0021] **Fig. 3** Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktionen zum Berechnen des Grads einer Zugehörigkeit in jedem von fünf Größen-Fuzzy-Sätzen ("groß negativ", "klein negativ", "Null", "klein positiv" und "groß positiv") aus der normalisierten Atmungsluftströmung gemäß der ersten Ausführungsform der Erfindung; und

[0022] **Fig. 4** Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktionen zum Berechnen des Grads einer Zugehörigkeit in jedem von fünf Änderungsraten-Fuzzy-Sätzen (schnell ansteigend, langsam ansteigend, stetig, langsam fallend und "schnell fallend") aus der normalisierten Änderungsrate der Luftströmung gemäß der ersten Ausführungsform der Erfindung;

[0023] **Fig. 5** eine Druckwellenformfunktion $\Pi(\Phi)$, die bei der Berechnung des gewünschten momentanen Zuluftdrucks als eine Funktion der momentanen Phase Φ in dem Atmungszyklus für eine zweite Ausführungsform der Erfindung verwendet wird;

[0024] **Fig. 6** eine Berechnung einer Größe "Hereinführung" als eine Funktion der Zeit seit dem jüngsten Masken-Aus-Ein-Übergang;

[0025] **Fig. 7** eine Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktion für einen Fuzzy-Satz A, als eine Funktion der Zeit seit dem jüngsten Ausatmungs-zu-Einatmungs- (negativ-zu-positiv-)Nulldurchgang des Atmungsluftströmungssignals, sodass die Zugehörigkeitsfunktion das Ausmaß misst, um das die Atmungsluftströmung länger als erwartet positiv gewesen ist;

[0026] **Fig. 8** eine Zugehörigkeitsfunktion für einen Fuzzy-Satz B, als eine Funktion der Atmungsluftströmung, sodass die Zugehörigkeitsfunktion das Ausmaß misst, um das eine Atmungsluftströmung stark positiv ist;

[0027] **Fig. 9** eine elektrische Analogie der Berechnung eines jüngsten Spitzenblockierungsindex J_{PEAK} aus dem momentanen Blockierungsindex J ;

[0028] **Fig. 10** die Berechnung der Zeitkonstante r , die bei Tiefpassfilterungsschritten bei der Berechnung der Leitfähigkeit eines Lecks verwendet wird, als eine Funktion des jüngsten Spitzenblockierungsindex J_{PEAK} ;

[0029] **Fig. 11** eine Prototyp-Atmungsströmungs-Zeitkurve, mit der Zeit auf der x-Achse, wobei neun Merkmale markiert sind;

[0030] **Fig. 12** Zugehörigkeitsfunktionen für Fuzzy-Sätze "groß negativ", "klein negativ", "Null", "klein positiv" und "groß positiv" als Funktionen der normalisierten Atmungsluftströmung gemäß einer zweiten Ausführungsform der Erfindung;

[0031] **Fig. 13** Zugehörigkeitsfunktionen für Fuzzy-Sätze "fallend", "stetig" und "ansteigend" als Funktionen der normalisierten Änderungsrate der Atmungsluftströmung df/dt in Übereinstimmung mit einer zweiten Ausführungsform der Erfindung;

[0032] **Fig. 14** die Zugehörigkeitsfunktion für den Fuzzy-Satz "Hypopnea" ("eine flache und schnelle Atmung");

[0033] **Fig. 15** die Berechnung der Zeitkonstante r für die Berechnung der normalisierten jüngsten Beatmung, als eine Funktion der "Servoverstärkung", die die Verstärkung ist, die für eine Servosteuerung einer winzigen Beatmung verwendet wird, um wenigstens eine spezifizierte Zielbeatmung bzw. -Belüftung zu übersteigen;

[0034] **Fig. 16** die Zugehörigkeitsfunktion für den Fuzzy-Satz "Hyperpnea" ("Hyperpnoe"; "eine gesteigerte Zahl der Atemzüge bzw. deren Vertiefung; eine vermehrte Atmung") als eine Funktion der normalisierten jüngsten Beatmung

[0035] **Fig. 17** die Zugehörigkeitsfunktion für einen Fuzzy-Satz "großes Leck" als eine Funktion des Lecks;

[0036] **Fig. 18** die Zugehörigkeitsfunktionen für Fuzzy-Sätze "negative Umschaltung" und "positive Umschaltung" als eine Funktion der normalisierten Atmungsluftströmung;

[0037] **Fig. 19** die Zugehörigkeitsfunktionen für Fuzzy-Sätze "insp-Phase" ("Einatmungsphase") und "exp_hase" ("Ausatmungsphase") als Funktionen der momentanen Phase in dem Atmungszyklus Φ ;

[0038] **Fig. 20** schematisch, wie eine Funktion $W(y)$, die bei der De-Fuzzifizierung verwendet wird, die Fläche (schattiert) eines gleichschenkligen Dreiecks einer Einheitsbasis und einer Höhe, die unter der Höhe y abgeschnitten ist, berechnet;

[0039] **Fig. 21–26** tatsächliche Strömungs- und Druck-Verläufe über 60 Sekunden von der zweiten Ausführungsform der Erfindung während eines Betriebs; wobei die vertikale Skala für eine Strömung (starker Verlauf) $\pm 1\text{L/Sec}$ ist, eine Einatmung nach oben ist und die vertikale Skala für den Druck (feiner Verlauf) $0\text{–}25\text{ cmH}_2\text{O}$

ist; wobei:

[0040] **Fig. 21** zeigt, dass eine kurze zentrale Apnea (**b**) (Apnoe; Atemstillstand oder Atemnot) zugelassen wird, wenn eine Anstrengung an einem Punkt (**c**) nach einem vorangehenden tiefen Atmungsvorgang (**a**) aufhört;

[0041] **Fig. 22** zeigt, dass ein zentraler Apnea nicht zugelassen wird, wenn eine Anstrengung an dem Pfeil (**a**) ohne eine vorangehende tiefe Atmung aufhört;

[0042] **Fig. 23** mit einer auf hoch eingestellten Servoverstärkung aufgezeichnet ist und zeigt, dass ein zentraler Apnea nicht mehr zugelassen wird, wenn eine Anstrengung an einem Pfeil (**a**) trotz eines vorausgehenden tiefen Atmungsvorgangs aufhört;

[0043] **Fig. 24** ein automatisches Erhöhen eines End-Einatmungsdrucks zeigt, wenn die Person freiwillig tiefere Einatmungsanstrengungen durchführt;

[0044] **Fig. 25** mit einer etwas rechteckigeren gewählten Wellenform aufgezeichnet ist und das automatische Erhöhen einer Druckunterstützung zeigt, wenn die Person freiwillig versucht, durch Versteifung der Brustwand am Punkt (**a**) einen Widerstand auszuüben;

[0045] **Fig. 26** zeigt, dass mit dem plötzlichen Auftreten eines schwerwiegenden 1,4 L-Sek.-Lecks bei (**a**) das Strömungssignal auf die Grundlinie (**b**) innerhalb der Überspannung einer einzelnen Atmung zurückkehrt und der Druck überall weiter richtig zyklisch läuft; und

[0046] **Fig. 27** einen tatsächlichen Verlauf über 60 Sekunden zeigt, der eine Atemluftströmung (starker Verlauf, $\pm 1\text{L/Sec}$ volle Skala) und eine momentane Phase (feiner Verlauf, 0–1 Umdrehungs-Vollskala) zeigt.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0047] Die zwei Ausführungsformen, die beschrieben werden sollen, sind Beatmungsgeräte, die in einer Weise arbeiten, die darauf abzielt, gleichzeitig die voranstehend angegebenen drei Zielrichtungen zu erreichen.

ERSTE AUSFÜHRUNGSFORM

[0048] Eine Vorrichtung um den Effekt einer ersten Ausführungsform der Vorrichtung bereitzustellen, ist in **Fig. 1a** gezeigt. Ein Gebläse **10** liefert ein Gas, das eingeatmet werden kann, an eine Maske **10** die mit dem Luftweg der Person über eine Zuführungsröhre **12** in Verbindung steht und über einen Auslassdiffuser **13** ausgelassen wird. Die Luftströmung zu der Maske **11** wird unter Verwendung eines Pneumotachographen **14** und eines Differenzdruckwandlers **15** gemessen. Das Maskenflusssignal von dem Wandler **15** wird dann von einem Mikroprozessor **16** abgetastet. Der Maskendruck wird an den Eingang **17** unter Verwendung eines Druckwandlers **18** gemessen. Das Drucksignal von dem Wandler **18** wird dann von dem Mikroprozessor **16** abgetastet. Der Mikroprozessor **16** sendet ein Anforderungssignal für den momentanen Maskendruck an den Servo **19**, der das Druckerfordersignal mit einem tatsächlichen Drucksignal von dem Wandler **18** vergleicht, um den Gebläsemotor **20** zu steuern. Die Mikroprozessoreinstellungen können über einen seriellen Port **21** eingestellt werden.

[0049] Es sei darauf hingewiesen, dass die Maske genauso durch eine Tracheotomie-Röhre, eine endotracheale Röhre, nasale Kissen oder andere Vorkehrungen zum Bilden einer abgedichteten Verbindung zwischen der Luftzuführungseinrichtung und dem Luftweg der Person ersetzt werden könnte.

[0050] Der Mikroprozessor **16** ist programmiert, um die folgenden Schritte auszuführen, die im Zusammenhang mit den Tabellen **1** und **2** betrachtet werden.

TABELLE 1: FUZZY-INFERENZ-REGELN FÜR EINE ERSTE AUSFÜHRUNGSFORM

N	Fuzzy-Interferenz-Regel					Fuzzy-Phase
1	wenn die Größe ist	Null	und die Änderungsrate ist	ansteigend	dann ist die Phase	Start einer Einatmung
2	wenn die Größe ist	klein positiv	und die Änderungsrate ist	langsam ansteigend	dann ist die Phase	frühe Einatmung
3	wenn die Größe ist	groß Positiv	und die Änderungsrate ist	stetig	dann ist die Phase	Spitzeneinatmung
4	wenn die Größe ist	klein Positiv	und die Änderungsrate ist	langsam abfallend	dann ist die Phase	späte Einatmung
5	wenn die Größe ist	Null	und die Änderungsrate ist	schnell abfallend	dann ist die Phase	Start einer Ausatmung
6	wenn die Größe ist	klein negativ	und die Änderungsrate ist	langsam abfallend	dann ist die Phase	frühe Ausatmung
7	wenn die Größe ist	groß negativ	und die Änderungsrate ist	stetig	dann ist die Phase	Spitzen-ausatmung
8	wenn die Größe ist	klein negativ	und die Änderungsrate ist	langsam ansteigend	dann ist die Phase	Späte Ausatmung
9	wenn die Größe ist	Null	und die Änderungsrate ist	stetig	dann ist die Phase	Ausatmungs-pause
10	immer				Phase ist	unverändert

TABELLE 2. ASSOZIATION VON PHASEN MIT FUZZY-REGELN FÜR EINE ERSTE AUSFÜHRUNGSFORM

N	Phase	Φ_N
1	Start einer Einatmung	0,0
2	frühe Einatmung	Werte, die zwischen 0,0 und 0,5 im Mittel sind
3	Spitzeneinatmung	
4	späte Einatmung	
5	Start einer Ausatmung	0,50
6	frühe Ausatmung	Werte, die zwischen 0,5 und 1,0 im Mittel sind
7	Spitzenausatmung	
8	späte Ausatmung	
9	Ausatmungs-Pause	
10	unverändert	Φ

1. Einstellen der gewünschten Zielwerte für die Einatmungsdauer T_{TGT} , Ausatmungsdauer $T_{E_{TGT}}$ und winzigen Beatmung VT_{TGT} . Wählen von geeigneten Konstanten P_0 und A_{STD} , wobei P_0 der gewünschte Endausatemmsdruck ist und A_{STD} die gewünschte Erhöhung im Druck über P_0 am Ende einer Einatmung für eine Atmung der Dauer $TT_{TGT} = T_{TGT} + T_{E_{TGT}}$ ist.

2. Wählen einer geeigneten Druckwellenformfunktion $\Pi(\Phi)$ wie diejenige, die in **Fig. 2** gezeigt ist, sodass der gewünschte Zuführungsdruck bei der Phase Φ folgendermaßen gegeben wird:

$$P = P_0 + A \Pi(\Phi)$$

wobei die Amplitude A die Differenz zwischen dem Endeinatemmsdruck und dem Endausatemmsdruck

gleich. Jedoch können andere Wellenformen für Personen mit besonderen Erfordernissen geeignet sein.

3. Initialisieren der Phase Φ in dem Atmungszyklus auf Null und Initialisieren der gegenwärtigen Abschätzungen der tatsächlichen Einatmungs- und Ausatmungsdauer T_I und T_E auf T_{TGT} bzw. T_{TGT} .

4. Initialisieren der Änderungsrate der Phase während der Einatmung $\Delta\Phi$, zwischen Abtastintervallen der Länge T auf:

$$\Delta\Phi_+ = 0,5 T/T_{TGT}$$

5. Initialisieren der Änderungsrate der Phase während einer Ausatmung $\Delta\Phi_E$ auf:

$$\Delta\Phi_E = 0,5 T/T_{TGT}$$

6. Messen der momentanen Atemluftströmung f_{RESP} .

7. Berechnen der durchschnittlichen Gesamtatmungsdauer $TT = T_I + T_E$.

8. Tiefpassfiltern der Atemluftströmung mit einer geeigneten Zeitkonstanten τ_f , wobei τ_f ein fester kleiner Bruchteil von TT ist.

9. Berechnen der momentanen Beatmung V , als Hälfte des absoluten Werts der Atemluftströmung.

$$V = 0,5 |f_{RESP}|$$

10. Aus der Zielbeatmung V_{TGT} und der gemessenen winzigen Atmung V , Ableiten eines Fehlerterms V_{ERR} , sodass große Werte von V_{ERR} eine unangemessene Beatmung anzeigen:

$$V_{ERR} = \int (V_{TGT} - V) dt$$

11. Verwenden von V_{BAR} als Ergebnis einer Tiefpassfilterung V mit einer Zeitkonstanten τV_{BAR} , die im Vergleich mit TT lang ist.

12. Berechnen einer normalisierten Luftströmung f_{NORM} , wobei

$$f_{NORM} = F_{RESP} / V_{BAR}$$

13. Aus f_{NORM} , Berechnen des Zugehörigkeitsgrads in jedem der Fuzzy-Sätze, deren Zugehörigkeitsfunktionen in **Fig. 3** gezeigt sind.

14. Berechnen einer normalisierten Änderungsrate $df_{NORM}/d\Phi$, gleich zu df_{NORM}/dt geteilt durch die gegenwärtige Abschätzung der durchschnittlichen Atmungszykluszeit TT .

15. Aus der normalisierten Änderungsrate, Berechnen des Grads einer Zugehörigkeit in jedem der Fuzzy-Sätze, die in **Fig. 4** gezeigt sind.

16. Für jede Zeile N in der Tabelle 1, Berechnen des Grads einer Zugehörigkeit G_N in dem Fuzzy-Satz, der in der Spalte gezeigt ist, die mit Fuzzy-Phase bezeichnet ist, durch Anwenden der gezeigten Fuzzy-Inferenzregeln.

17. Assoziieren einer Phase Φ_N , wie in Tabelle 2 gezeigt, mit dem Ergebnis von jeder der N -Regeln, wobei beachtet wird, dass Φ_{10} die gegenwärtige Phase Φ ist.

18. Erhöhen von jeder der Φ_N mit Ausnahme von Φ_{10} um $0,89 \tau/TT$, um eine Kompensation für den vorangehenden Tiefpassfilterungsschritt vorzunehmen.

19. Berechnen einer neuen momentanen Phase Φ_{INST} als den Winkel zu dem Schwerpunkt der N -Einheitsmassen von Polarkoordinaten von Drehungen mit dem Radius g_N und dem Winkel Φ_N .

20. Berechnen der kleinsten Vorzeichendifferenz $\Delta\Phi_{INST}$ zwischen der in dem vorangehenden Schritt abgeschätzten Phase und der gegenwärtigen Phase.

$$\Delta\Phi_{INS} = 1 - (\Delta\Phi_{INST} - \Phi) \quad (\Phi_{INS} - \Phi > 0,5)$$

$$\Delta\Phi_{INS} = \Phi_{INST} - \Phi + 1 \quad (\Phi_{INS} - \Phi < -0,5)$$

$$\Delta\Phi_{INS} = \Phi_{INST} - \Phi \quad (\text{ansonsten})$$

21. Ableiten einer überarbeiteten Abschätzung $\Delta\Phi_{REV}$ gleich zu einem gewichteten Mittelwert des in dem vorangehenden Schritt berechneten Werts und des Durchschnittswerts ($\Delta\Phi_I$ oder $\Delta\Phi_E$, wie geeignet)

$$\Delta\Phi = (1-W) \Delta\Phi_I + W \Delta\Phi_{INST} \quad (0 < \Phi < 0,5)$$

$$\Delta\Phi = (1-W) \Delta\Phi_I + W \Delta\Phi_{INST} \quad (\text{ansonsten})$$

Kleinere Werte von W werden eine bessere Verfolgung der Phase verursachen, wenn die Person bzw. das Subjekt regelmäßig atmet, und größere Werte werden eine bessere Verfolgung der Phase verursachen, wenn die Person unregelmäßig atmet.

22. Ableiten eines Mischanteils B , sodass der Mischanteil Eins ist, wenn die Atmung der Person weit über V_{TGT} ist, Null, wenn die Person in der Nähe oder unterhalb von V_{TGT} atmet, und ansteigend proportional von Null auf Eins, wenn die Beatmung des Subjekts durch einen mittleren Bereich ansteigt.

23. Berechnen von $\Delta\Phi_{BLEND}$, beeinflusst hauptsächlich durch $\Delta\Phi$, berechnet im Schritt 21 aus der Atemaktivität der Person, wenn die Beatmung bzw. Belüftung der Person weit über V_{TGT} ist; beeinflusst hauptsächlich durch die Zielatmungsdauer, wenn die Person in der Nähe oder unterhalb von V_{TGT} atmet; und proportional zwischen diesen zwei Beträgen, wenn die Beatmung in einem mittleren Bereich ist.

$$\Delta\Phi_{BLEND} = B \Delta\Phi + 0,5 (1-B) T/T_{TGT} \quad (0 < \Phi < 0,5)$$

$$\Delta\Phi_{BLEND} = B \Delta\Phi + 0,5 (1-B) T/T_{TGT} \quad (\text{ansonsten})$$

24. Inkrementieren von Φ um $\Delta\Phi_{BLEND}$

25. Aktualisieren der Durchschnittsänderungsrate der Phase ($\Delta\Phi_I$ oder $\Delta\Phi_E$ wie geeignet).

$$\Delta\Phi_I = T/T_{BAR} (\Delta\Phi_{BLEND} - \Delta\Phi_I) \quad (0 < \Phi < 0,5)$$

$$\Delta\Phi I = T/T_{VBAR} (\Delta\Phi_{BLEND} - \Delta\Phi E) \text{ (ansonsten)}$$

26. Erneutes Berechnen der ungefähren Einatmungsdauer TI und Ausatmungsdauer TE:

$$TI = 0,5 T/\Delta\Phi_I$$

$$TE = 0,5 T/\Delta\Phi E$$

27. Berechnen der gewünschten Maskendruck-Modulationsamplitude A_D :

$$A_D = A_{STD}/2 \text{ (TT < TT}_{STD}/2)$$

$$A_D = 2 \cdot A_{STD} \text{ (TT > 2 \cdot TT}_{STD})$$

$$A_D = A_{STD} \cdot TT/TT_{STD} \text{ (ansonsten)}$$

28. Aus dem Fehlerterm VERR, Berechnen einer zusätzlichen Maskendruck-Modulationsamplitude A_E :

$$A_E = K \cdot V_{ERR} \text{ (für } V_{ERR} > 0)$$

$$A_E = 0 \text{ (ansonsten)}$$

wobei größere Werte von K eine schnellere, aber weniger stabile Steuerung des Unterstützungsgrads erzeugen werden und kleinere Werte von K eine langsamere, aber stabilere Steuerung des Unterstützungsgrads erzeugen werden.

29. Einstellen des Maskendrucks P_{MASK} auf:

$$P_{MASK} = (P_0 + (P_0 + A_E)\Pi(\Phi))$$

30. Waren über ein Abtastintervall T, welches im Vergleich mit der Dauer eines Atmungszyklus kurz ist, und dann Fortsetzung an dem Schritt zum Messen einer Atemluftströmung.

MESSUNG DER ATMUNGSLUFTSTRÖMUNG

[0051] Wie aus den obigen Ausführungen folgt, ist es erforderlich, die Atemluftströmung zu messen, was eine Standardprozedur für einen Durchschnittsfachmann ist. Bei Abwesenheit eines Lecks kann eine Atemluftströmung direkt mit einem Pneumotachographen (Pneumometer) gemessen werden, der zwischen der Maske und dem Auslass angeordnet wird. Bei Anwesenheit eines möglichen Lecks besteht ein Verfahren, das in der europäischen Veröffentlichung Nr. 0 651 971 offenbart ist, die durchschnittliche Strömung durch das Leck zu berechnen und somit den Modulationsbetrag des Pneumotachographen-Strömungssignals als Folge einer Modulation der Strömung durch das Leck, induziert durch Änderungen des Maskendrucks, unter Verwendung der folgenden Schritte zu berechnen:

1. Messen der Luftströmung an der Maske f_{MASK} unter Verwendung eines Pneumotachographen
2. Messen des Drucks an der Maske P_{MASK}
3. Berechnen des mittleren Lecks als die tiefpassgefilterte Luftströmung, mit einer im Vergleich mit einer Atmung langen Zeitkonstanten.
4. Berechnen des durchschnittlichen Maskendrucks als den tiefpassgefilterten Maskendruck, mit einer im Vergleich mit einer Atmung langen Zeitkonstanten.
5. Berechnen der Modulation der Strömung durch das Leck als:
 $-\delta(\text{Leck}) = 0,5 \text{ mal das mittlere Leck mal dem Induzierungsdruck, wobei der Induzierungsdruck } P_{MASK} - \text{mittlerer Maskendruck ist.}$

[0052] Somit kann die momentane Atemluftströmung wie folgt berechnet werden:

$$f_{RESP} = f_{MASK} - \text{mittleres Leck} - \delta(\text{Leck})$$

[0053] Eine zweckdienliche Erweiterung, wie weiter in der EP 0 651 971 offenbart ist, besteht darin, die Luftströmung $f_{TURBINE}$ und den Druck $P_{TURBINE}$ an dem Auslass der Turbine zu messen und somit P_{MASK} und f_{MASK} durch Zulassen eines Druckabfalls bis auf den Luftzuführungsschlauch hin, und den Luftströmungsverlust über den Auslass zu berechnen:

$$1. \Delta P_{HOSE} = K_1(F_{TURBINE}) - K_2(F_{TURBINE})^2$$

$$2. P_{MASK} = P_{TURBINE} - \Delta P_{HOSE}$$

$$3. F_{EXHAUST} = K_3 \sqrt{P_{MASK}}$$

$$4. F_{MASK} = F_{TURBINE} - F_{EXHAUST}$$

ALTERNATIVE AUSFÜHRUNGSFORM

[0054] Die folgende Ausführungsform eignet sich besonders für Personen mit einer sich ändernden Atemmechanik, einem unzureichenden Atems Antrieb, abnormalen Chemorezeptor-Reflexen, Hyperventilations-Syndromen oder einer Cheyne-Stokes-Atmung, oder für Personen mit Abnormalitäten der oberen oder unteren Luftwege, Lungen, der Brustwand oder dem neuromuskularen System.

[0055] Viele Patienten mit einer schweren Lungenkrankheit können unter Verwendung einer glatten physiologischen Druckwellenform nicht leicht behandelt werden, weil der benötigte Spitzendruck unangemessen hoch ist oder zum Beispiel mit einer Nasenmaske nicht erreichbar ist. Derartige Patienten können eine quadratische Druckwellenform bevorzugen, bei der der Druck fast explosiv in dem Moment eines Beginns einer

Atmungsanstrengung ansteigt. Dies kann besonders wichtig für Patienten mit einem hohen eigentümlichen PEEP sein, bei dem es nicht praktisch ist, den eigentümlichen PEEP durch die Verwendung von hohen Graden einer nicht eigentümlichen PEEP oder einer CPAP zu beseitigen, und zwar wegen dem Risiko einer Hyperaufbläsung (Hyperinflation; übermäßige Lungenblähung). Bei derartigen Personen wird irgendeine Verzögerung bei der Triggerung als sehr unangenehm empfunden, und zwar wegen der enormen Fehlanpassung zwischen der erwarteten und der beobachteten Unterstützung. Glatte bzw. sanfte Wellenformen übertreiben die wahrgenommene Verzögerung wegen der Zeit, die für den behandelten Druck benötigt wird, damit er den eigentümlichen PEEP übersteigt. Diese Ausführungsform erlaubt die Verwendung von Wellenformen, die sich kontinuierlich von quadratisch (geeignet für Patienten mit z. B. einer schwerwiegenden Lungen- oder Brustwandkrankheit oder einem hohen eigentümlichen PEEP) auf sehr glatt, geeignet für Patienten mit einer normalen Lunge oder einer normalen Brustwand, aber mit einer abnormalen Atmungssteuerung oder neuromuskularen Abnormalitäten, verändern. Diese Wellenform wird entweder mit oder ohne Elementen bei der proportionalen Unterstützungsbeatmung (korrigiert für plötzliche Veränderungen in einem Leck), mit einer Servosteuerung der winzigen Beatmung, sodass sie einer Zielbeatmung gleicht oder diese übersteigt, kombiniert werden. Die letztere Servosteuerung weist eine einstellbare Verstärkung auf, sodass Personen z. B. mit einer Cheyne-Stokes-Atmung unter Verwendung einer sehr hohen Servoverstärkung behandelt werden können, um ihre eigenen eingehenden und ausgehenden Muster zu übergehen; Personen mit verschiedenen zentralen Hypoventilations-Syndromen können mit einer niedrigen Servoverstärkung behandelt werden, sodass kurze zentrale Apneas zugelassen werden, z. B. um zu husten, den Rachen zu reinigen, zu sprechen oder sich in dem Bett umzudrehen, aber nur, wenn sie einer vorangehenden Periode einer hohen Beatmung folgen; und normale Personen werden mit einer mittleren Verstärkung behandelt.

[0056] Wenn man die obigen Ausführungen mit anderen Worten wiederholt, trifft Folgendes zu:

- Die integrale Verstärkung der Servosteuerung des Unterstützungsgrads ist von sehr klein ($0,3 \text{ cmH}_2\text{O/L/sec./sec.}$) auf sehr langsam einstellbar. Patienten mit einer Cheyne-Stokes-Atmung weisen eine sehr hohe Ventilationssteuerungs-Schleifenverstärkung, aber lange Steuerschleifenverzögerung auf, was zu einem Nacheileffekt führt. Indem die Schleifenverstärkung noch höher eingestellt wird, wird der Controller des Patienten stabilisiert. Dies verhindert die extreme Atmungslosigkeit, die normalerweise während jedem Zyklus der Cheyne-Stokes-Atmung auftritt, und dies ist für den Patienten sehr beruhigend. Es ist unmöglich, dass sie einen zentralen Atemstillstand (Apnea; Apnoe) aufweisen. Im Gegensatz dazu weisen Personen mit einem Fettsucht-(Obesity)-Hypoventilations-Syndrom (einer übermäßige Lungenaufblähung wegen Fettsucht) eine geringe oder eine Null-Schleifenverstärkung auf. Sie werden während eines zentralen Atemstillstands sich nicht atemlos fühlen. Jedoch weisen sie sehr viel Schleim auf und müssen husten und sind auch oft sehr unruhig, wobei sie sich im Bett umdrehen müssen. Dies erfordert, dass sie zentrale Atemstillstände aufweisen, die die Maschine nicht versucht, zu behandeln. Durch Einstellen der Schleifenverstärkung auf einen sehr kleinen Wert wird dem Patienten ermöglicht, eine Anzahl von tiefen Atmungen durchzuführen und dann einen zentralen Atemstillstand mit einer moderaten Länge zu haben, während gehustet wird, sich umgedreht wird, etc., aber verlängerte anhaltende Atemstillstände (Apneas; Apnoes) oder Hypopneas (flache und schnelle Atmung) werden verhindert.
- Plötzliche Änderungen in der Leckströmung werden erfasst und unter Verwendung eines Fuzzy-Logikalgorithmus behandelt. Das Prinzip des Algorithmus besteht darin, dass die Leckfilter-Zeitkonstante dynamisch auf das Fuzzy-Ausmaß verringert wird, das die auftretende Atmungsluftströmung weit weg von Null über einer langen Zeit im Vergleich mit der erwarteten Atmungszykluslänge des Patienten ist.
- Anstelle einer einfachen Triggerung zwischen zwei Zuständen (IPAP, EPAP) verwendet die Einrichtung einen Fuzzy-Logikalgorithmus zum Abschätzen der Position in dem Atmungszyklus als eine kontinuierliche Variable. Der Algorithmus ermöglicht der glatten Druckwellenform, seine Anstiegszeit automatisch an das momentane Atmungsmuster des Patienten einzustellen.
- Der Fuzzy-Phasenerfassungsalgorithmus unter normalen Bedingungen verfolgt die Atmung des Patienten eng. Hinsichtlich der Tatsache, dass ein hohes oder sich plötzlich änderndes Leck vorhanden ist, oder die Atmung bzw. Beatmung des Patienten gering ist, kehrt die Änderungsrate der Phase (die Atmungsrate) sanft auf die spezifizierte Zielatmungsrate zurück. Längere oder tiefere Hypopneas werden auf das Ausmaß zugelassen, das eine Beatmung im Durchschnitt angemessen ist. Wenn die Servoverstärkung hoch eingestellt ist, um eine Cheyne-Stokes-Atmung zu verhindern, werden kürzere oder seichtere Pausen zugelassen.
- Eine Luftströmungsfilterung verwendet ein adaptives Filter, das seine Zeitkonstante verkürzt, wenn die Person schnell atmet, um sehr schnelle Antwortzeiten bereitzustellen, und verlängert, wenn die Person langsam atmet, um dazu beizutragen, eine kardiogenische (herzbedingte) Störung zu beseitigen.
- Der Fuzzy-Änderungs-Leckerfassungsalgorithmus, der Fuzzy-Phasenerfassungsalgorithmus mit seiner unterschiedlichen Behandlung von kurzen Atmungspausen und einer Behandlung eines sich ändernden Lecks, zusammen mit der glatten Wellenform getrennt und zusammen machen das System gegen Effekte von plötzlichen Lecks relativ immun.
- Durch geeignetes Einstellen von verschiedenen Parametern kann das System in CPAP, einer zweipegligen

spontanen, einer zweiegeglichen zeitlich gesteuerten, proportionalen Unterstützungsbeatmung, einer im Volumen zyklisch durchlaufenden Beatmung und einer im Volumen zyklisch durchlaufenden Servo-Beatmung arbeiten und deshalb sind all diese Moden Untersätze der vorliegenden Ausführungsform. Jedoch ermöglicht die vorliegende Ausführungsform Betriebszustände, die von irgendwelchen der obigen Zustände nicht erreicht werden können, und unterscheidet sich deshalb von diesen.

HINWEISE

[0057] Hinweis 1: In dieser zweiten Ausführungsform können die Namen und Symbole, die für verschiedene Größen verwendet werden, unterschiedlich zu denjenigen sein, die in der ersten Ausführungsform verwendet werden.

[0058] Hinweis 2: Der Ausdruck "Ausschlag" wird verwendet, um die Differenz zwischen dem gewünschten momentanen Druck am Ende einer Einatmung und dem gewünschten momentanen Druck am Ende einer Ausatmung zu bezeichnen.

[0059] Hinweis 3: Eine Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktion wird verwendet, die einen Wert zwischen Null für eine vollständige Nicht-Zugehörigkeit und Eins für eine vollständige Zugehörigkeit zurückgibt. Eine Fuzzy-Schnittmenge A UND B (A AND B) ist die kleinere von A und B, eine Fuzzy-Vereinigung A ODER B (A OR B) ist die größere von A und B und eine Fuzzy-Negation Nicht-A (NOT A) ist $1 - A$.

[0060] Hinweis 4: Wurzel (x) (Root (x)) ist die Quadratwurzel von x, abs(x) ist der Absolutwert von X, sign(x) ist -1, wenn x negativ ist und +1 ansonsten. Ein Sternchen (*) wird verwendet, um explizit eine Multiplikation anzuzeigen, wo dies nicht aus dem Kontext offensichtlich sein könnte.

VORRICHTUNG

[0061] Die Vorrichtung für die zweite Ausführungsform ist in **Fig. 1b** gezeigt. Das Gebläse **110** liefert Luft unter einem Druck an die Maske **111** über den Luftzuführungsschlauch **112**. Ausgeatmete Luft wird über den Auslass **113** in der Maske **111** ausgelassen. Der Pneumotachograph **114** und ein Differenzdruckwandler **115** messen die Luftströmung in der Nase **112**. Das Strömungssignal wird an den Mikroprozessor **116** geliefert. Der Druck an irgendeinem geeigneten Punkt **117** entlang der Nase **112** wird unter Verwendung eines Druckwandlers **118** gemessen. Der Ausgang von dem Druckwandler **118** wird an den Mikrocontroller **116** geliefert und auch an einen Motorservo **119**. Der Mikroprozessor **116** beliefert den Motorservo **119** mit einem Druckanforderungssignal, das dann mit dem Signal von dem Druckwandler **118** verglichen wird, um den Gebläsemotor **120** zu steuern. Vom Benutzer konfigurierbare Parameter werden in den Mikroprozessor **116** über einen Kommunikations-Port **121** geladen und der berechnete Maskendruck und die Strömung können, wenn gewünscht, über den Kommunikations-Port **121** ausgegeben werden.

INITIALISIERUNG

[0062] Die folgenden vom Benutzer einstellbaren Parameter werden spezifiziert und gespeichert:

Maximal zulässiger Druck	Maximal zulässiger Maskendruck
Maximaler Ausschlag	Maximal zulässige Differenz zwischen einem Einatemungsdruck und einem Endausatemungsdruck
Minimaler Ausschlag	Minimal zulässige Differenz zwischen einem Einatemungsdruck und einem Endausatemungsdruck
EPAP	Endausatemungsdruck
Minimaler zulässiger Druck	Minimaler zulässiger Maskendruck
Zielbeatmung	Winzige Belüftung bzw. Beatmung wird Servo-gesteuert, um dieser Größe zu gleichen oder diese zu übersteigen
Zielfrequenz	Erwartete Atmungsrate. Wenn der Patient keine Atmungs-Luftströmung erreicht, wird der Druck bei dieser Frequenz zyklisch durchlaufen
Ziel-Tastverhältniszyklus	Das erwartete Verhältnis einer Einatemungszeit zu der Zykluszeit. Wenn der Patient keine Atmungs-Luftströmung erreicht, wird der Druck diesem Tastverhältnis-Zyklus folgen
Linearer Widerstand und quadratischer Widerstand	Widerstandsbehaftete Entladung = Linearer Widerstand * f + quad_Widerstand * f ² sign(f), wobei f die Atmungsluftströmung ist und sign(x) = -1 für x < 0, +1 ansonsten ist
Elastizität	Entladung von wenigstens so viel Elastizität
Servoverstärkung	Verstärkung für eine Servosteuerung einer winzigen Beatmung, um wenigstens eine Zielbeatmung zu übersteigen
Wellenform-Zeitkonstante	Wellenformzeitkonstante einer elastischen Entladung als einen Bruchteil der Einatemungsdauer (0,0 = Rechteckwelle)
Schlauchwiderstand	ΔP aus dem Druckerfassungs-Port zu dem Inneren der Maske = Schlauchwiderstand mal dem Quadrat der Strömung in der dazwischenliegenden Röhrenleitung
Diffuser-Leitfähigkeit	Fluss durch den Maskenauslassport = Diffuser-Leitfähigkeit * root-Maskendruck

[0063] Bei der Initialisierung wird Folgendes aus den obigen vom Benutzer spezifizierten Einstellungen berechnet:

Die erwartete Dauer eines Atmungszyklus einer Einatmung und einer Ausatmung werden jeweils auf folgende Werte gesetzt:

$$\text{STD } T_{\text{TOT}} = 60/\text{Zielatmungsrate}$$

$$\text{STD } T_I = \text{STD } T_{\text{TOT}} * \text{Ziel-Tastverhältniszyklus}$$

$$\text{STD } T_E = \text{STD } T_{\text{TOT}} - \text{STD } T_I$$

[0064] Die Standardraten einer Änderung einer Phase (Umdrehungen pro Sekunde) während einer Einatmung und einer Ausatmung werden jeweils folgendermaßen eingestellt:

$$\text{STD } d\varphi = 0,5/\text{STD } T_I$$

$$\text{STD } d\varphi_E = 0,5/\text{STD } T_E$$

[0065] Die momentane elastische Unterstützung bei irgendeiner Phase ? in dem Atmungszyklus wird folgendermaßen gegeben:

$$\text{PEL}(\varphi) = \text{Ausschlag} * \Pi(\varphi)$$

wobei Ausschlag der Druck bei der Einatmung minus dem Druck bei einer Endausatmung ist,

$$\Pi(\varphi) = e^{-2\tau\varphi} \text{ während einer Einatmung}$$

$$e^{-4\tau(\varphi-0,5)} \text{ während einer Ausatmung}$$

und τ ist die vom Benutzer wählbare Wellenformzeitkonstante.

[0066] Wenn $\tau = 0$ ist, dann ist $\Pi(\varphi)$ eine Rechteckwelle. Der maximal implementierte Wert für $\tau = 0,3$, wodurch eine Wellenform erzeugt wird, die ungefähr wie in **Fig. 5** gezeigt ist.

[0067] Der Mittelwert von $\Pi(?)$ wird wie folgt berechnet:

$$\Pi_{\text{BAR}} = 0,5 \int_0^{-0,5} \Pi(\phi) d\phi$$

BETRIEBSVORGÄNGE DIE ZU JE 20 MILLISEKUNDEN AUSGEFÜHRT WERDEN

[0068] Nun folgt eine Übersicht der Routinenverarbeitung, die bei 50 Hz ausgeführt wird:

- Messen einer Strömung an einem Strömungssensor und eines Drucks an einem Druckerfassungs-Port
- Berechnen eines Maskendrucks und einer Strömung aus dem Sensordruck und der Strömung
- Berechnen einer Leitfähigkeit des Maskenlecks
- Berechnen einer momentanen Luftströmung durch das Leck
- Berechnen einer Atmungsluftströmung und einer Tiefpass-gefilterten Atmungsluftströmung
- Berechnen des Masken-Ein-Aus-Status und der Hereinführung
- Berechnen der momentanen und der kürzlichen Spitzenblockierung
- Berechnen einer Zeitkonstante für Leck-/Leitfähigkeitsberechnungen
- Berechnen einer Phase in einem Atmungszyklus
- Aktualisierung vom mittleren Änderungsraten der Phase für die Einatmung und Ausatmung, von Längen der Einatmungs- und Ausatmungszeiten und einer Ausatemungsrate
- Hinzufügen eines Schlauchdruckverlusts zu dem EPAP-Druck
- Hinzufügen einer Widerstands-behafteten Endladung
- Berechnen einer momentanen elastischen Unterstützung, die benötigt wird, um eine Ventilation (Luftwechsel) einer Servo-Steuerung zu unterwerfen
- Abschätzen des momentanen-elastischen Gegenwirkungsdrucks der Beatmungsabschätzung unter Verwendung von verschiedenen Annahmen
- Gewichten und Kombinieren von Abschätzungen
- Addieren eines Servodrucks, um den gewünschten Sensordruck zu ergeben
- Servosteuerung der Motorgeschwindigkeit, um den gewünschten Sensordruck zu erreichen.

[0069] Die Einzelheiten jedes Schritts werden nun erläutert.

MESSEN DER STRÖMUNG UND DES DRUCKS

[0070] Die Strömung wird an dem Ausgang des Gebläses unter Verwendung eines Pneumotachographen und eines Differenzdruckwandlers gemessen. Der Druck wird an irgendeinem geeigneten Punkt zwischen dem Gebläseauslass und der Maske gemessen. Ein Befeuchter und/oder ein antibakterielles Filter können zwischen dem Druckerfassungsport und dem Gebläse eingefügt werden. Die Strömung und der Druck werden bei 50 Hz unter Verwendung eines A/D-Wandlers digitalisiert.

BERECHNUNG DER MASKENSTRÖMUNG UND DES DRUCKS

[0071] Der Druckverlust von dem Druckmesspunkt zu der Maske wird aus der Strömung an dem Gebläse und dem (quadratischen) Widerstand von dem Messpunkt zu der Maske berechnet.

[0072] Schlauchdruckverlust = $\text{sign}(\text{Strömung}) \cdot \text{Schlauchwiderstand} \cdot \text{Strömung}^2$

[0073] Wobei $\text{sign}(x) = -1$ für $x < 0$ ist, $+ 1$ ansonsten ist. Der Maskendruck wird dann durch Subtrahieren des Schlauchdruckverlusts von dem gemessenen Sensordruck berechnet:

Maskendruck = Sensordruck – Schlauchdruckverlust

[0074] Die Strömung durch den Maskenauslass-Diffuser wird aus dem bekannten parabolischen Widerstand der Diffuser-Löcher und der Quadratwurzel des Maskendrucks berechnet:

Diffuser-Strömung = $\text{Auslasswiderstand} \cdot \text{sign}(\text{Maskendruck}) \cdot \text{root}(\text{abs}(\text{Maskendruck}))$

Schließlich wird die Maskenströmung folgendermaßen berechnet:

Maskenströmung = Sensorströmung – Diffuser-Strömung

[0075] Die vorangehenden Ausführungen beschreiben die Berechnung des Maskendrucks und der Strömung in den verschiedenen Behandlungsmoden. In einem diagnostischen Modus trägt der Patient nur Nasenkanülen und nicht eine Maske. Die Kanüle wird in den Druckerfassungsport eingesteckt. Die nasale Luftströmung wird aus dem Druck, nach einem Linearisierungsschritt, berechnet, und der Maskendruck wird per Definition auf Null eingestellt.

LEITFÄHIGKEIT DES LECKS

[0076] Die Leitfähigkeit des Lecks wird wie folgt berechnet:

$$\text{Wurzelmaskendruck} = \text{sign}(P_{\text{MASK}}) \sqrt{\text{abs}(P_{\text{MASK}})}$$

LP-Maskenluftströmung = Tiefpass-gefilterte Maskenluftströmung

LP-Wurzelmaskendruck = Tiefpass-gefilterter Wurzelmaskendruck

Leitfähigkeit des Lecks = LP-Masken-Luftströmung/LP-Wurzelmaskendruck

[0077] Die Zeitkonstante für die zwei Tiefpassfilterungsschritte wird auf 10 Sekunden initialisiert und danach dynamisch eingestellt (s. u.).

MOMENTANE STRÖMUNG DURCH DAS LECK

[0078] Die momentane Strömung durch das Leck wird aus dem momentanen Maskendruck und der Leitfähigkeit des Lecks berechnet:

Momentanes Leck = Leitfähigkeit des Lecks * Wurzel-Maskendruck

ATMUNGS-LUFTSTRÖMUNG

[0079] Die Atmungs-Luftströmung ist die Differenz zwischen der Strömung an der Maske und dem momentanen Leck.

Atmungs-Luftströmung = Maskenströmung – momentanes Leck

TIEFPASS-GEFILTERTE ATMUNGS-LUFTSTRÖMUNG

[0080] Tiefpass-Filtern der Atmungs-Luftströmung zum Entfernen einer kardiogenischen (herzbedingten) Luftströmung und von anderem Rauschen. Die Zeitkonstante wird dynamisch eingestellt, sodass sie 1/40 der gegenwärtigen abgeschätzten Länge des Atmungszyklusses T_{TOT} (initialisiert auf $\text{STD } T_{\text{TOT}}$ und nachstehend aktualisiert) ist. Dies bedeutet, dass bei hohen Atmungsraten nur eine kurze Phasenverzögerung von dem Filter eingeführt wird, aber bei niedrigen Atmungsraten eine gute Abweisung einer kardiogenischen Luftströmung besteht.

MASKEN-EIN-/AUS-STATUS

[0081] Zu Anfang wird angenommen, dass die Maske aus ist. Es wird angenommen, dass ein Aus-Ein-Übergang auftritt, wenn die Atmungs-Luftströmung zuerst über 0,2 L/Sec geht, und ein Ein-Aus-Übergang auftritt, wenn der Maskendruck kleiner als 2 cmH₂O für mehr als 1,5 Sekunden ist.

HEREINFÜHRUNG

[0082] Eine Hereinführung ist eine Größe, die von Null los geht, wenn die Maske aus ist, oder ebengerade abgenommen wurde, auf 1,0, wenn die Maske für 20 Sekunden oder länger aufgesetzt gewesen ist, wie in **Fig. 6** gezeigt.

BERECHNEN DES MOMENTANEN BLOCKIERUNGSINDEX J

[0083] J ist das Fuzzy-Ausmaß, um das sich die Impedanz des Lecks plötzlich geändert hat. Es wird aus dem Fuzzy-Ausmaß berechnet, um das die absolute Größe der Atmungs-Luftströmung über länger als erwartet groß ist.

[0084] Das Fuzzy-Ausmaß A_1 , über das die Luftströmung über länger als erwartet positiv gewesen ist, wird aus der Zeit t_{z1} seit dem letzten positiv-werdenden Nulldurchgang des berechneten Atmungs-Luftströmungs-Signals und der erwarteten Dauer $\text{STD } T$, einer normalen Einatmung für die bestimmte Person berechnet, und zwar unter Verwendung der Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktion, die in **Fig. 7** gezeigt ist.

[0085] Das Fuzzy-Ausmaß B_1 , um das die Luftströmung groß und positiv ist, wird aus der momentanen Atmungs-Luftströmung unter Verwendung der Fuzzy-Zugehörigkeitsfunktion, die in **Fig. 8** gezeigt ist, berechnet.

[0086] Das Fuzzy-Ausmaß II, um das das Leck plötzlich erhöht wird, wird durch Berechnen der Fuzzy-Schnittmenge (des kleineren Werts) von A_1 und B_1 berechnet.

[0087] Genau symmetrische Berechnungen werden für eine Ausatmung durchgeführt, wobei I_E als das Fuzzy-Ausmaß abgeleitet wird, um das das Leck plötzlich verkleinert wird. A_E wird aus 7_{ZE} berechnet, und T_E ,

B_E wird aus minus fRESP berechnet, und I_E ist die Fuzzy-Schnittmenge von A_E und B_E . Der momentane Blockierungsindex J wird aus der Fuzzy-Vereinigung (die größeren) der Indizes I_I und I_E berechnet.

JÜNGSTE SPITZENBLOCKIERUNG

[0088] Wenn der momentane Blockierungsindex größer als der gegenwärtige Wert des jüngsten Spitzenblockierungsindex ist, dann wird der jüngste Spitzenblockierungsindex gleich zu dem momentanen Blockierungsindex eingestellt. Ansonsten wird der jüngste Spitzenblockierungsindex gleich zu dem momentanen Blockierungsindex, der mit einer Zeitkonstanten von 10 Sekunden Tiefpass-gefiltert ist, eingestellt. Eine elektrisch Analogie zu der Berechnung ist in **Fig. 9** gezeigt.

ZEITKONSTANTE FÜR LECK-LEITFÄHIGKEITSBERECHNUNGEN

[0089] Wenn die Leitfähigkeit des Lecks sich plötzlich ändert, dann wird die berechnete Leitfähigkeit zu Anfang nicht richtig sein und wird sich allmählich dem richtigen Wert bei einer Rate annähern, die gering sein wird, wenn die Zeitkonstante des Tiefpassfilters lang ist, und schnell, wenn die Zeitkonstante kurz ist. Wenn im Gegensatz dazu die Impedanz des Lecks stetig ist (in einem Beharrungszustand), dann gilt, dass je länger die Zeitkonstante ist, desto genauer ist die Berechnung des momentanen Lecks. Deshalb ist es wünschenswert, die Zeitkonstante bis zu dem Ausmaß zu verlängern, dass das Leck stationär ist, die Zeitkonstante auf das Ausmaß zu verringern, um das das Leck sich plötzlich geändert hat, und zwischenzeitlich längere oder kürzere Zeitkonstanten zu verwenden, wenn zwischenzeitlich der Fall vorhanden ist, dass das Leck stationär bzw. stetig ist.

[0090] Wenn ein großer und plötzlicher Anstieg in der Leitfähigkeit des Lecks vorhanden ist, dann wird die berechnete Atmungs-Luftströmung nicht korrekt sein. Insbesondere während einer auftretenden Einatmung wird die berechnete Atmungs-Luftströmung für eine Zeit stark positiv sein, die im Vergleich mit der erwarteten Dauer einer normalen Einatmung groß ist. Wenn im Gegensatz dazu eine plötzliche Änderung in der Leitfähigkeit des Lecks auftritt, dann wird während einer auftretenden Ausatmung die berechnete Atmungs-Luftströmung für eine Zeit stark negativ sein, die im Vergleich mit einer normalen Ausatmung groß ist.

[0091] Deshalb wird die Zeitkonstante für die Berechnung der Leitfähigkeit des Lecks in Abhängigkeit von J_{PEAK} eingestellt, was ein Maß des Fuzzy-Ausmaßes ist, um das sich das Leck kürzlich plötzlich geändert hat, wie in **Fig. 10** gezeigt.

[0092] Im Betrieb wird für den Fall, dass kürzlich eine plötzliche und große Änderung in dem Leck gewesen ist, J_{PEAK} groß sein und die Zeitkonstante für die Berechnung der Leitfähigkeit des Lecks wird klein sein, wobei ein schnelles Konvergenzverhalten auf den neuen Wert der Leck-Leitfähigkeit ermöglicht wird. Wenn im Gegensatz dazu das Leck für eine lange Zeit stationär bzw. stetig ist, wird J_{PEAK} klein sein, und die Zeitkonstante für eine Berechnung der Leck-Leitfähigkeit wird groß sein, wodurch eine genaue Berechnung der momentanen Atmungs-Luftströmung ermöglicht wird. In dem Spektrum von zwischenzeitlichen Situationen, bei denen die berechnete momentane Atmungs-Luftströmung größer und über längere Perioden ist, wird J_{PEAK} progressiv größer, und die Zeitkonstante für die Berechnung des Lecks wird progressiv verkleinert. In einem zeitlichen Moment, bei dem es unsicher ist, ob das Leck in der Tat konstant ist und die Person lediglich mit einem großen Seufzer begonnen hat oder ob in der Tat ein plötzlicher Anstieg in dem Leck gewesen ist, wird der Index z. B. einen mittleren Wert aufweisen, und die Zeitkonstante für eine Berechnung der Impedanz des Lecks wird ebenfalls einen Zwischenwert aufweisen. Der Vorteil ist, dass irgendein korrigierender Vorgang sehr früh auftreten wird, aber ohne einen momentanen Gesamtverlust der Kenntnis über die Impedanz des Lecks.

MOMENTANE PHASE IN EINEM ATMUNGS-ZYKLUS

[0093] Die gegenwärtige Phase Φ läuft von Null für einen Start einer Einatmung bis 0,5 für einen Start einer Ausatmung bis 1,0 für eine Endausatmung = Start einer nächsten Einatmung. Neun getrennte Merkmale (Spitzen, Null, Nulldurchgänge, Plateaus und irgendwelche Zwischenpunkte) werden auf der Wellenform identifiziert, wie in **Fig. 11** gezeigt.

Berechnung der normalisierten Atmungs-Luftströmung

[0094] Die gefilterte Atmungs-Luftströmung wird in Bezug auf die vom Benutzer spezifizierte Zielbeatmung wie erfolgt normalisiert:

Standard-Luftströmung = Ziel-Ventilation/7,5 L/min

f = gefilterte Atmungs-Luftströmung/Standardluftströmung

[0095] Als Nächstes wird die Fuzzy-Zugehörigkeit in den Fuzzy-Sätzen groß negativ, klein negativ, Null, klein positiv und groß positiv, die die normale Luftströmung beschreiben, unter Verwendung der Zugehörigkeitsfunk-

tionen, die in **Fig. 12** gezeigt sind, berechnet. Wenn z. B. die normalisierte Luftströmung 0,25 ist, dann ist die Luftströmung auf das Ausmaß 0,0 groß negativ, auf das Ausmaß 0,0 klein negativ, auf das Ausmaß 0,5 Null, auf das Ausmaß 0,5 klein positiv und auf das Ausmaß 0,00 groß positiv.

Berechnung der normalisierten Änderungsrate der Luftströmung

[0096] Die Änderungsrate der gefilterten Atmungs-Luftströmung wird berechnet und auf eine Zielbeatmung vom 7,5 L/min bei 15 Atemzügen/min wie folgt normalisiert:

Standard $df/dt = \text{Standardluftströmung} \cdot \text{Zielfrequenz} / 15$

Berechnen von $d(\text{gefilterte Luftströmung})/dt$

Tiefpassfilter mit einer Zeitkonstanten von 8/50 Sekunden

Normalisieren durch Teilen durch einen Standard df/dt

[0097] Nun wird die Zugehörigkeit der normalisierten df/dt in den Fuzzy-Sätzen fallend, stetig und ansteigend, deren Zugehörigkeitsfunktionen in **Fig. 13** gezeigt sind, ausgewertet.

[0098] Berechnung einer Beatmung, einer normalisierten Beatmung und einer Hypopnea

Beatmung = $\text{abs}(\text{Atmungs-Luftströmung})$, Tiefpass-gefiltert mit einer Zeitkonstanten von STD TTOT.

Normalisierte Beatmung = $\text{Beatmung} / \text{Standard-Luftströmung}$ Hypnopnea (flache und schnelle Atmung) ist das Fuzzy-Ausmaß, auf das die normalisierte Beatmung Null ist. Die Zugehörigkeitsfunktion für Hypopnea ist in **Fig. 14** gezeigt.

[0099] Berechnung der jüngsten Beatmung, der normalisierten jüngsten Beatmung und der Hyperpnea (Hyperpnoe) Jüngste Beatmung wird ebenfalls Tiefpass-gefiltert $\text{abs}(\text{Atmungs-Luftströmung})$, aber gefiltert mit einer einstellbaren Zeitkonstanten, die aus Servoverstärkung (spezifiziert von dem Benutzer), wie in **Fig. 15** gezeigt, berechnet wird. Wenn z. B. die Servoverstärkung auf den maximalen Wert von 0,3 eingestellt wird, dann ist die Zeitkonstante Null und Jüngste Beatmung gleich der momentanen oder augenblicklichen $\text{abs}(\text{Atmungs-Luftströmung})$. Wenn im Gegensatz dazu Servoverstärkung Null ist, dann ist die Zeitkonstante zweimal STD T_{TOT} , die erwartete Länge eines typischen Atemzugs.

Ziel-Absolutluftströmung = $2 \cdot \text{Ziel-Beatmung}$

Normalisierte jüngste Beatmung = $\text{jüngste Beatmung} / \text{Ziel-Absolutluftströmung}$

[0100] Hyperpnea ist das Fuzzy-Ausmaß, auf das die jüngste Beatmung groß ist. Die Zugehörigkeitsfunktion für Hyperpnea (Hyperpnoe; vermehrte Atmung) ist in **Fig. 16** gezeigt.

Großes Leck

[0101] Das Fuzzy-Ausmaß, für das ein Großes Leck vorhanden ist, wird aus der Zugehörigkeitsfunktion, die in **Fig. 17** gezeigt ist, berechnet.

Zusätzliche Fuzzy-Sätze betreffend die Fuzzy-"Triggerung"

[0102] Eine Zugehörigkeit in Fuzzy-Sätzen Schalten negativ und Schalten positiv werden aus der normalisierten Atmungs-Luftströmung unter Verwendung der Zugehörigkeitsfunktionen, die in **Fig. 18** gezeigt sind, berechnet, und eine Zugehörigkeit in Fuzzy-Sätzen insp Phase und exp Phase werden aus der gegenwärtigen Phase f unter Verwendung der Zugehörigkeitsfunktionen, die in **Fig. 19** gezeigt sind, berechnet.

Fuzzy-Inferenzregeln für eine Phase

[0103] Die Prozedur $W(y)$ berechnet die Fläche eines gleichschenkligen Dreiecks einer Einheitshöhe und einer Einheitsbasis, abgeschnitten auf einer Höhe y , wie in **Fig. 20** gezeigt. In den Berechnungen, die folgen, sei darauf hingewiesen, dass eine Fuzzy-Schnittmenge **a** UND **b** die kleinere von **a** und **b** ist, eine Fuzzy-Vereinigung **a** ODER **b** die größere von **a** und **b** ist und eine Fuzzy-Negation NICHT **a** $1-a$ ist.

[0104] Die erste Fuzzy-Regel zeigt an, dass bei Abwesenheit von irgendwelcher anderen Information die Phase bei einer Standardrate ansteigen soll. Diese Regel ist ohne Bedingungen wahr und weist eine sehr starke Gewichtung auf, insbesondere dann, wenn ein großes Leck vorhanden ist oder wenn kürzlich eine plötzliche Änderung in dem Leck stattgefunden hat oder wenn eine Hypopnea vorhanden ist.

$W_{\text{STANDARD}} = 8 + 16 \cdot \text{JPEAK} + 16 \cdot \text{Hypopnea} + 16 \cdot \text{Großes Leck}$

[0105] Der nächste Stapel von Fuzzy-Regeln entspricht der Erfassung von verschiedenen Merkmalen einer typischen Strömungs-über-Zeit-Kurve. Diese Regeln weisen alle eine Einheits-Gewichtung auf und sind auf die Fuzzy-Zugehörigkeiten in den angezeigten Sätzen konditional.

[0106] $W_{\text{EARLY INSP}} = W(\text{Anstieg und klein positiv})$

$W_{\text{PEAK INSP}} = W(\text{groß positiv UND stetig UND NICHT jüngste Spitzenblockierung})$

$W_{\text{LATE INSP}} = W(\text{Abfall UND klein positiv})$

$W_{EARLY\ EXP} = W(\text{Abfall UND klein negativ})$

$W_{PEAK\ EXP} = W(\text{groß negativ UND stetig})$

$W_{LATE\ EXP} = W(\text{Anstieg UND klein negativ})$

[0107] Die nächste Regel zeigt an, dass eine gültige Ausatmungspause (im Gegensatz zu einer Apnea (Atemstillstand)) ist, wenn eine jüngste Hyperpnea vorhanden gewesen ist und das Leck sich jüngst nicht geändert hat:

$W_{PAUSE} = (\text{Hyperpnea UND NICHT } J_{PEAK}) * W(\text{stetig UND Null})$

[0108] Es sei darauf hingewiesen, dass die Zeitkonstante für Hyperpnea kürzer wird, wenn Servo-Verstärkung ansteigt, die zugelassene Länge der Ausatmungspause immer kürzer wird, wenn die Servo-Verstärkung zunimmt und Null bei der maximalen Servo-Verstärkung wird. Der Gedanke dahinter ist, dass (i) eine hohe Servoverstärkung plus lange Pausen beim Atmen zu einem "Nacheilen" des Servocontrollers führen werden, und (ii) im Allgemeinen eine hohe Servo-Verstärkung verwendet wird, wenn die Chemorezeptor-Antworten der Personen sehr brüchig sind und eine Unterdrückung von langen Apneas oder Hypopneas dazu beitragen werden, die eigene interne Servo-Steuerung der Person von einem Nacheilen abzuhalten, wodurch ein Beitrag dazu geleistet wird, eine Cheyne-Stokes-Atmung zu verhindern.

[0109] Schließlich gibt es zwei Phasen-Umschaltregeln. Während einer regelmäßigen ruhigen Atmung bei grob der erwarteten Rate sollten diese Regeln nicht stark aktivieren, aber sie sind vorhanden, um eine unregelmäßige Atmung oder eine Atmung bei ungewöhnlichen Raten zu behandeln. Sie weisen sehr starke Gewichtungen auf.

$W_{TRIG\ I_{NSP}} = 32 W(\text{Ausatmungsphase UND Schalten positiv})$

$W_{TRIG\ EXP} = 32 W(\text{Einatmungsphase UND Schalten negativ})$

De-Fuzzifizierung

[0110] Für jede der zehn obigen Fuzzy-Regeln werden Phasenwinkel ϕ_N , wie in der Tabelle ZZZ gezeigt, angebracht. Es sei darauf hingewiesen, dass ϕ_N in Umdrehungen, nicht in Radianten sind. Nun werden die zehn Massen $W(N)$, die vorangehend bei den geeigneten Phasenwinkeln ϕ_N berechnet wurden, um den Einheitskreis herum angeordnet und der Schwerpunkt davon genommen.

Regel	N	ϕ_N
STANDARD (STD)	1	Gegenwärtig ϕ
TRIGGERN EINATMUNG (TRIG INSP)	2	0,00
FRÜHE EINATMUNG (EARLY INSP)	3	0,10
SPITZENEINATMUNG (PEAK INSP)	4	0,30
SPÄTE EINATMUNG (LATE INSP)	5	0,50
TRIGGERN AUSATMUNG (TRIG EXP)	6	0,5 + 0,05 k
FRÜHE AUSATMUNG (EARLY EXP)	7	0,5 + 0,10k
SPITZENAUSATMUNG (PEAK EXP)	8	0,5 + 0,20 k
SPÄTE AUSATMUNG (LATE EXP)	9	0,5 + 0,4 k
AUSATMUNGSPAUSE (EXP PAUSE)	10	0,5 + 0,5 k

wobei $k = \text{STD } T_I / \text{STD } T_E$ ist.

[0111] Es sei darauf hingewiesen, dass dann, wenn der Benutzer einen sehr kurzen Tastverhältnis-Zyklus eingegeben hat, k klein sein wird. Zum Beispiel ist ein normaler Tastverhältniszyklus 40%, was $k = 40/60 = 0,67$ ergibt. Somit wird die Ausatmungsspitze mit einem Phasenwinkel von $0,5 + 0,2 * 0,67 = 0,63$, entsprechend 26% des Abschnitts in die Ausatmungszeit hinein, assoziiert, und die Ausatmungspause würde bei $0,5 + 0,5 * 0,67 = 0,83$, entsprechend 67% des Abschnitts in die Ausatmungszeit hinein, starten. Wenn im Gegensatz dazu der Tastverhältniszyklus auf 20% in einem Patienten mit einer schwerwiegenden behindernden Lungenkrankheit eingestellt würde, würden die Merkmale 6 bis 10 in eine frühe Ausatmung verschoben oder komprimiert werden, wobei eine geeignet längere Ausatmungspause erzeugt wird.

[0112] Die neue Abschätzung der Phase ist der Schwerpunkt in Poloarkordinaten der obigen zehn Regeln:

$$\text{Schwerpunkt} = \arctan \left(\frac{\sum W_N \sin \phi_N}{\sum W_N \cos \phi_N} \right)$$

[0113] Die Änderung in der Phase $d\phi$ von der gegenwärtigen Phase ϕ zu dem Schwerpunkt wird in Polarko-

ordinaten berechnet. Wenn somit der Schwerpunkt 0,01 ist und die gegenwärtige Phase 0,99 ist, ist die Änderung in der Phase $d\varphi = 0,02$. Wenn im Gegensatz dazu der Schwerpunkt 0,99 ist und die gegenwärtige Phase 0,01 ist, dann ist $d\varphi = -0,02$. Die neue Phase wird dann an dem Schwerpunkt eingestellt.

φ = Schwerpunkt

[0114] Dies beendet die Berechnung der momentanen Phase in dem Atmungszyklus φ .

ABGESCHÄTZTE MITTLERE DAUER EINER EINATMUNG, AUSATMUNG, ZYKLUSZEIT UND ATMUNGS-RATE

[0115] Wenn die gegenwärtige Phase einatmend ist ($\varphi < 0,5$), dann wird die abgeschätzte Einatmungsdauer T_I aktualisiert:

$LP(d\varphi_I)$ = Tiefpass-gefiltertes $d\varphi$ mit einer Zeitkonstanten von $4 \cdot \text{STD } T_{\text{TOT}}$

Klippen von $LP(d\varphi_I)$ auf den Bereich $(0,5/\text{STD } T_I)/2$ bis $4(0,5/\text{STD } T_I)$

$T_I = 0,5/\text{geklipptes } LP(d\varphi_I)$

[0116] Wenn im Gegensatz dazu die gegenwärtige Phase Ausatmen ist ($\varphi \geq 0,5$), dann wird die abgeschätzte Ausatmungsdauer T_E aktualisiert:

$LP(d\varphi_E)$ = Tiefpass-gefiltertes $d\varphi$ mit einer Zeitkonstante von $4 \cdot \text{STD } T_{\text{TOT}}$

Klippen von $LP(d\varphi_E)$ auf den Bereich $(0,5/\text{STD } T_E)/2$ bis $4(0,5/\text{STD } T_E)$

$T_E = 0,5/\text{geklipptes } LP(d\varphi_E)$

[0117] Der Zweck des Klippvorgangs ist zunächst eine Teilung durch Null zu verhindern, und auch so, dass die berechneten T_I und T_E niemals größer als einen Faktor von 4 kürzer oder einen Faktor von 2 länger als erwartet sind.

[0118] Schließlich sind die beobachtete mittlere Dauer einer Atmung T_{TOT} und einer Atmungsrate RR:

$T_{\text{TOT}} = T_I + T_E$

$RR = 60/T_{\text{TOT}}$

WIDERSTANDSBEHAFTETES ENTLADEN

[0119] Das widerstandsbehaftete Entladen ist der Druckabfall über den oberen und unteren Luftwegen des Patienten, berechnet aus der Atmungs-Luftströmung und den Widerstandswerten, die in dem SRAM gespeichert sind.

f = Atmungs-Luftströmung abgeschnitten auf $\pm 2\text{L/sec}$.

Widerstandsbehaftetes Entladen = Luftwegwiderstand * f + oberer Luftwegwiderstand * $f^2 \text{ sign}(f)$

MOMENTANE ELASTISCHE UNTERSTÜTZUNG

[0120] Der Zweck der momentanen (augenblicklichen) elastischen Unterstützung besteht darin, einen Druck bereitzustellen, der irgendeinen oder den gesamten elastischen Entleerungsdruck, der von der Federfähigkeit der Lungen und der Brustwand zugeführt wird (momentaner elastischer Druck) ausgleicht, plus eine zusätzliche Komponente, die für eine Servo-Steuerung der winzigen Beatmung benötigt wird, um wenigstens eine durchschnittliche voreingestellte Ziel-Beatmung zu übersteigen. Zusätzlich wird ein minimaler Ausschlag, der immer vorhanden ist, zu dem Gesamtwert hinzugefügt. Der benutzerspezifizierte Parameter Elastizität wird auf beispielsweise 50 bis 75% der bekannten oder abgeschätzten Elastizität der Lunge und der Brustwand des Patienten voreingestellt. Die verschiedenen Komponenten werden wie folgt berechnet:

MOMENTANE UNTERSTÜTZUNG AUF GRUNDLAGE EINES MINIMALEN DRUCKAUSSCHLAGS, DER VON EINEM DOKTOR EINGESTELLT WIRD:

Momentane minimale Unterstützung = minimaler Ausschlag * $\Pi(\varphi)$

ELASTISCHE UNTERSTÜTZUNG, DIE BENÖTIGT WIRD, UM EINE SERVO-STEUERUNG FÜR EINE BEATMUNG GLEICH ZU EINEM ZIELWERT ODER DIESEN ÜBERSTIEGEND AUSZUFÜHREN.

[0121] Die Größe Servo-Ausschlag ist die zusätzliche Druck-Modulationsamplitude, die für eine Servo-Steuerung der winzigen Beatmung auf wenigstens gleich zu einer voreingestellten Zielbeatmung im Durchschnitt auszuführen.

[0122] Die Minuten-Beatmung wird als die Gesamtanzahl von Litern, die pro Minute eingeatmet oder ausgeatmet werden, definiert. Jedoch kann man für eine gesamte Minute oder sogar mehrere Sekunden warten, um diese zu berechnen, weil der Wunsch besteht, Apneas oder Hypopneas zu verhindern, die sogar einige wenige Sekunden andauern, und ein PI-Controller auf Grundlage einer durchschnittlichen Beatmung über einige wenige Sekunden würde entweder träge oder instabil sein.

[0123] Die Menge, die tatsächlich einer Servo-Steuerung unterworfen wird, ist die Hälfte des Absolutwerts der momentanen Atmungs-Luftströmung. Ein einfacher geklippter integraler Controller (Steuereinrichtung) mit keinerlei Dämpfung arbeitet sehr zufriedenstellend. Die Verstärkung des Controllers und der maximale Ausgang

läuft über die ersten wenigen Sekunden nach Aufsetzen der Maske auf einer Rampe hoch.

[0124] Wenn ein plötzlicher Anstieg in dem Mundleck vorhanden wäre, würde eine Luftströmung für eine lange Zeit nicht Null sein. Ein Seiteneffekt ist, dass die Beatmung als weit über dem Ziel hinaus falsch gemessen werden wird, und der Betrag der Servo-Unterstützung falsch auf Null reduziert werden würde. Um dies zu verhindern, wird zu dem Ausmaß, auf das der jüngste Fuzzy-Spitzenblockierungsindex groß ist, der Grad einer Servo-Unterstützung auf seinem jüngsten Durchschnittswert vor der Blockierung gehalten.

[0125] Der Algorithmus zum Berechnen des Servo-Ausschlags (servo-swing) ist wie folgt:

Fehler = Zielbeatmung – abs(Atmungs-Luftströmung)/2

Servoausschlag = S Fehler*Servo-Verstärkung*Abtastintervall

Klippen des Servoausschlags auf einen Bereich 0 bis 20 cmH₂O*Hereinführung

Setzen des jüngsten Servoausschlags = Servoausschlag Tiefpass-gefiltert mit einer Zeitkonstanten von 25 Sec.

Klippen des Servoausschlags, um wenigstens J_{PEAK} *jüngster Servoausschlag zu sein

[0126] Die momentane Servo-Unterstützung wird durch Multiplizieren des Servoausschlags mit der voranstehend berechneten Druckwellenformschablone berechnet:

Momentane Servo-Unterstützung = Servoausschlag* $\Pi(\varphi)$

BERECHNEN DES MOMENTANEN ELASTISCHEN DRUCKS

[0127] Der momentane Druck, der zum Entladen der elastischen Kraft einer Einatmung gegen die vom Benutzer spezifizierte Elastizität benötigt wird, ist die spezifizierte Elastizität mal dem momentanen eingeatmeten Volumen. Unglücklicherweise funktioniert die Berechnung des momentan eingeatmeten Volumens einfach durch Integrieren der Atmungs-Luftströmung über der Zeit in der Praxis wegen drei Gründen nicht: Zunächst verursachen Lecks ein explosives Weglaufen der Integration. Zweitens wird der Integrator beim Start jeder Einatmung zurückgesetzt, und es ist schwierig, diesen Punkt zuverlässig zu erfassen. Drittens und am schwerwiegendsten wird nichts passieren, wenn der Patient keinerlei Anstrengungen durchführt.

[0128] Deshalb werden vier getrennte Abschätzungen durchgeführt und ein gewichteter Mittelwert genommen.

[0129] Abschätzung 1: Exakte momentane elastische Gegenwirkung berechnet aus einem momentanen Tidenvolumen, mit einer Korrektur für eine plötzliche Änderung in einem Leck Die erste Abschätzung ist die momentane elastische Gegenwirkung einer spezifizierten Elastizität bei dem abgeschätzten momentanen eingeatmeten Volumen, berechnet durch Multiplizieren der spezifizierten Elastizität mit dem Integral einer gewichteten Atmungs-Luftströmung über der Zeit, zurückgesetzt auf Null, wenn die Atmungs-Phase eine Ausatmung ist. Die Atmungs-Luftströmung wird durch die Fuzzy-Negation des jüngsten Spitzenblockierungsindex J_{PEAK} gewichtet, um ein explosives Weglaufen des Integrals während kurzer Perioden eines plötzlichen Anstiegs in dem Leck teilweise auszugleichen, bevor der Leckdetektor Zeit hatte, sich auf das sich ändernde Leck einzustellen. Für den Fall, dass das Leck sehr stetig ist, wird J_{PEAK} Null sein, die Gewichtung wird Eins sein und das eingeatmete Volumen wird normal und richtig berechnet werden. Für den Fall, dass das Leck plötzlich ansteigt, wird J_{PEAK} schnell ansteigen, die Gewichtung wird abnehmen, und obwohl typischerweise das berechnete eingeatmete Volumen unrichtig sein wird, wird die Überschätzung des eingeatmeten Volumens ausgeglichen werden. Berechnungen sind wie folgt:

Momentanes Volumen = Integral der Atmungs-Luftströmung*(1 – J_{PEAK}) dt

wenn die Phase eine Ausatmung ist (0,5 < ? < 1,0 Umdrehungen)

Zurücksetzen des Integrals auf Null.

Abschätzung 1 = momentanes Volumen*Elastizität

Abschätzung 2: Auf Grundlage einer Annahme, dass das Tidenvolumen dem Zieltidenvolumen gleicht

[0130] Der Größenstandard-Ausschlag ist die zusätzliche Druckmodulationsamplitude, die die spezifizierte Elastizität für einen Atemzug eines voreingestellten Zieltidenvolumens entladen würde.

Zieltidenvolumen = Zielbeatmung/Zielfrequenz

Standardausschlag = Elastizität*Zieltidenvolumen

Abschätzung 2 = Standardausschlag* $\Pi(\varphi)$

Abschätzung 3: Auf Grundlage der Annahme, dass das Tidenvolumen dem Zieltidenvolumen geteilt durch die beobachtete gemittelte Atmungsrate RR, die vorangehend berechnet wurde, gleicht

Abschätzung 3 = Elastizität*Zielbeatmung/RR* $\Pi(\varphi)$

Abschätzung 4: Auf Grundlage der Annahme, dass dieser Atemzug vergangenen Atemzügen sehr gleicht

[0131] Die momentane Unterstützung auf Grundlage der Annahme, dass die elastische Kraft für diesen Atemzug ähnlich wie diejenige für vorangehende Atemzüge ist, wird wie folgt berechnet:

LP Elastische Unterstützung = momentane elastische Unterstützung

Tiefpass-gefiltert mit einer Zeitkonstanten von 2 STD T_{TOT}

Abschätzung 4 = LP Elastische Unterstützung* $\Pi(\varphi)$ / P_{BAR}

[0132] Der obige Algorithmus arbeitet richtig, selbst wenn $\Pi(?)$ dynamisch im Durchlauf von dem Benutzer geändert wird, von quadratisch auf einen glatten oder umgekehrt. Wenn z. B. eine 8-cmH₂O-Quadratwelle ($\Pi_{\text{BAR}} = 1$) den Patienten adäquat unterstützt, dann würde eine Sägezahnwelle ($\Pi_{\text{BAR}} = 0,5$) einen 16-cmH₂O-Ausschlag benötigen, um die gleiche durchschnittliche Unterstützung zu erzeugen.

BESTE ABSCHÄTZUNG DES MOMENTANEN ELASTISCHEN GEGENWIRKUNGSDRUCKS

[0133] Als nächstes wird der Druck berechnet, der benötigt wird, um eine beste Abschätzung des tatsächlichen elastischen Gegenwirkungsdrucks auf Grundlage eines gewichteten Durchschnittswerts der obigen zu entladen. Wenn $\Pi(\varphi)$ auf die glatteste Einstellung eingestellt wird, dann basiert die Abschätzung gleichermaßen auf sämtlichen obigen Abschätzungen der momentanen elastischen Gegenwirkung. Wenn $\Pi(\varphi)$ eine Quadratwelle ist, dann basiert die Abschätzung auf sämtlichen obigen Abschätzungen mit Ausnahme der Abschätzung 1, weil eine Quadratwelle maximal bei $\varphi = 0$ ist, wohingegen eine Abschätzung 1 bei $\varphi = 0$ Null ist. Dazwischenliegende Wellenformen werden dazwischenliegend behandelt. Eine Größenglattheit geht von Null für eine Quadratwelle bis 1 für eine Wellenformzeitkonstante von 0,3 oder darüber.

Gleichmäßigkeit = Wellenformzeitkonstante (0,3)

Momentane Gegenwirkung = (Gleichmäßigkeit*Abschätzung 1 + Abschätzung 2 + Abschätzung 3 + Abschätzung 4)/(Gleichmäßigkeit + 3)

[0134] Nun werden die Abschätzungen auf Grundlage eines Minimums und eines Servoausschlags addiert und so abgeschnitten, dass sie einen maximalen Ausschlag, der von dem Benutzer gesetzt wird, nicht übersteigen. Eine Reduktion (eine allmähliche Hereinführung) wird ausgeführt, wenn die Maske gerade eben aufgesetzt worden ist.

I = momentane minimale Unterstützung + momentane Servounterstützung + momentane Gegenwirkung

Abschneiden von I , um kleiner als eine momentane elastische Unterstützung mit einem zulässigen voreingestellten Maximum zu sein = I *Hereinführung

Dies beendet die Berechnung der momentanen elastischen Unterstützung.

GEWÜNSCHTER DRUCK AM SENSOR

[0135] Gewünschter Sensordruck = e_{pap} + Schlauchdruckverlust + widerstandsbehaftetes Enladen + momentane elastische Unterstützung

SERVOSTEUERUNG DER MOTORGESCHWINDIGKEIT

[0136] In dem abschließenden Schritt wird der gemessene Druck an dem Sensor einer Servo-Steuerung unterzogen, um gleich zu dem gewünschten Sensordruck zu sein, unter Verwendung z. B. eines geklippten pseudodifferentiellen Controllers, um den Motorstrom einzustellen. In dieser Hinsicht wird auf die **Fig. 1** verwiesen.

BETRIEBSVERHALTEN DER EINRICHTUNG

[0137] Die **Fig. 21-27** zeigen jeweils eine tatsächliche Aufzeichnung über 60 Sekunden, die einen Aspekt der zweiten Ausführungsform anzeigt. Sämtlichen Aufzeichnungen sind von einer normalen Person genommen, die trainiert, um die benötigten Manöver auszuführen. Die berechnete Atmungs-Luftströmung, der Maskendruck und die Atmungs-Phase werden unter Verwendung der voranstehend offenbarten Algorithmen berechnet, über einen seriellen Port ausgegeben und digital aufgetragen.

[0138] In den **Fig. 21-26** ist die Atmungs-Luftströmung als die dunklere Kurve gezeigt, wobei die vertikale Skala für die Strömung \pm L/Sek. ist, mit einer Einatmung nach oben. Die vertikale Skala für den Druck (nicht fett gedruckte Kurve) beträgt 0,2 cmH₂O.

[0139] **Fig. 21** ist mit der auf 0,1 cmH₂O/L/Sek/Sek eingestellten Servo-Verstärkung aufgezeichnet, die für Personen mit normalen Chemoflexen geeignet ist. Die Person atmet gut oberhalb der minimalen Beatmung und ein besonders tiefer Atemzug (Seufzer) wird am Punkt (a) vorgenommen. Wie gewöhnlich nimmt die Atmungs-Anstrengung nach dem Seufzer ab, am Punkt (c). Die Einrichtung erlaubt richtig einen kurzen zentralen Apnea (b) (Apnoe; Atemstillstand; Atemnot), wie angezeigt von der Einrichtung an dem Endausatemungsdruck während der mit (b) markierten Periode bleibend. Im Gegensatz dazu zeigt **Fig. 22**, das dann, wenn kein vorangehender tiefer Atemzug vorhanden ist, wenn die Anstrengung bei (a) aufhört, ein zyklisches Durchlaufen des Drucks richtig fortgesetzt wird, wodurch irgendein Hypoxia (Hypoxie; Zustand mit Sauerstoffmangel) verhindert wird. **Fig. 23** wird mit einer hoch eingestellten Servo-Verstärkung aufgezeichnet, so wie dies für eine Person mit abnormal hohen Chemoreflexen geeignet sein würde, so wie dies typischerweise der Fall bei einer Cheyne-Stokes-Atmung der Fall ist. Wenn nun die Anstrengung bei Fall (a) aufhört, wird der Zyklus des Drucks fortgesetzt und ein zentrales Apnea wird nicht mehr zugelassen, trotz des vorangehenden tiefen Atmens. Dies

ist vorteilhaft, um den nächsten Zyklus eines Cheyne-Stokes-Atmens zu verhindern.

[0140] Das obige richtige Verhalten wird auch von einer Zeitmoduseinrichtung aufgezeigt, ist aber sehr unterschiedlich zu derjenigen einer Bi-Pegeeinrichtung mit einem spontanen Modus oder gleichermaßen einer proportionalen Unterstützungsbeatmung, die beide ein zyklisches Durchlaufen nach sämtlichen zentralen Apneas nicht ausführen, unabhängig von der Eignung.

[0141] **Fig. 24** zeigt das automatische Erhöhen eines End-Einatmungsdrucks, wenn die Person freiwillig tiefere Einatmungsanstrengungen durchführt. Das gewünschte Verfahren ist gemeinsam mit einem PAV, unterscheidet sich von demjenigen aber durch eine einfache Bi-Pegeeinrichtung, die einen konstanten Unterstützungspegel trotz einer erhöhten Patientenanforderung aufrechterhalten würde, oder zu einer Einrichtung, die zyklisch mit einem Volumen durchlaufen wird und die tatsächlich eine Unterstützung zurzeit einer ansteigenden Anforderung verkleinern würde.

[0142] **Fig. 25** ist mit einer etwas quadratischeren gewählten Wellenform aufgezeichnet. Diese Figur zeigt das automatische Erhöhen einer Druckunterstützung, wenn die Person freiwillig versucht, einen Widerstand auszuüben, indem sie die Brustwand am Punkt (**a**) versteift. Dieses gewünschte Verhalten ist mit einem PAV und mit im Volumen zyklisch durchlaufenen Einrichtungen gemeinsam, mit der Erwartung, dass ein PAV eine Quadratbildungswellenform selektiv nicht tiefem kann. Es unterscheidet sich von einer einfachen Bi-Pegeeinrichtung, die den Grad einer Unterstützung ohne ansteigende Nachfrage nicht ergänzen würden.

[0143] **Fig. 26** zeigt mit dem plötzlichen Auftreten eines schwerwiegenden 1,4-L/Sec.-Lecks bei (**a**), dass das Flussignal an die Basislinie (**b**) mit der Überspannung eines einzelnen Atemzugs zurückkehrt, und der Druck wird fortgesetzt, um richtig überall zyklisch weiterzugehen. Obwohl Einrichtungen mit einem zeitlich abgestimmten Modus ebenfalls das richtige zyklische Durchlaufen angesichts eines sich plötzlich ändernden Lecks fortsetzen können, können sie der Atmungsrate der Person, wenn erforderlich (wie in **Fig. 27** gezeigt), nicht folgen. Andere bekannte Bi-Pegeeinrichtungen und ein PAV-Fehltrigger für längere oder kürzere Perioden nach dem Auftreten eines plötzlichen schwerwiegenden Lecks und ein PAV können stark extensive Drucke unter diesen Bedingungen liefern.

[0144] **Fig. 27** einen tatsächlichen Verlauf über 60 Sekunden, der die Atmungs-Luftströmung (fett gedruckter Verlauf ± 1 L/Sek. volle Skala) und die Atmungs-Phase als eine kontinuierliche Variable (nicht fett gedruckter Verlauf, 0 bis 1 Umdrehung) mit einer hohen Atmungsrate in der linken Hälfte des Verlaufs und einer niedrigen Atmungsrate in der rechten Hälfte des Verlaufs zeigt. Dieser Verlauf demonstriert, dass die Erfindung die Phase als eine kontinuierliche Variable bestimmen kann.

VORTEILHAFTE ASPEKTE VON AUSFÜHRUNGSFORMEN DER ERFINDUNG

Verwendung der Phase als eine kontinuierliche Variable.

[0145] Im Stand der Technik wird die Phase als eine kategorische Variable mit zwei Werten genommen: Einatmung und Ausatmung. Fehler in der Erfassung des Starts einer Einatmung und Starts einer Ausatmung erzeugen kategorische Fehler bei dem zugeliferten Druck. Im Gegensatz dazu wird hier die Phase als eine kontinuierliche Variable mit Werten zwischen Null und Eins behandelt. Somit werden kategorische Fehler bei der Messung der Phase vermieden.

Einstellbare Filterfrequenz und Spielraum für eine Phasenverzögerung

[0146] Durch Verwenden einer kurzen Zeitkonstanten, wenn die Person schnell atmet, und einer langen Zeitkonstanten, wenn die Person langsam atmet, führt das Filter eine fest Phasenverzögerung ein, die immer ein kleiner Anteil eines Atmungs-Zyklus ist. Somit können nicht benötigte Phasenverzögerungen vermieden werden, aber ein kardiogenisches Artefakt kann in Personen abgewendet werden, die langsam atmen. Weil ferner eine Pause als eine kontinuierliche Variable behandelt wird, ist es möglich, die Verzögerung in dem Tiefpassfilter größtenteils auszugleichen.

Innenatmungs-Druckregulierung als eine kontinuierliche Funktion der Atmungsphase

[0147] Bei dem gesamten Stand der Technik gibt es eine eindringende diskontinuierliche Änderung im Druck, entweder am Start einer Einatmung oder beim Start einer Ausatmung. Hier ist die Druckänderung kontinuierlich und deshalb angenehmer.

[0148] Mit einer proportionalen Unterstützungsbeatmung ist der momentane Druck eine Funktion des momentanen Volumens in die Atmung hinein. Dies bedeutet, dass ein plötzliches großes Leck ein explosives Weglaufen des Drucks verursachen kann. Wenn hierbei ein momentaner Druck eine Funktion der momentanen Phase anstelle des Tidenvolumens ist, wird dies vermieden.

Zwischenatmungsdruck-Regulierung als eine Funktion der durchschnittlichen Atmungsdauer

[0149] Eine durchschnittliche Atmungsdauer lässt sich einfacher bei Anwesenheit eines Lecks berechnen als bei einem Tidenvolumen. Durch Ausnutzen des Vorteils einer Korrelation zwischen einer durchschnittlichen Einatemungsdauer und einem durchschnittlichen Tidenvolumen ist es möglich, die Amplitude einer Modulation einzustellen, um dem durchschnittlichen Tidenvolumen angepasst zu sein.

Die Bereitstellung einer Druckkomponente zum Entladen eines turbulenten Widerstands des oberen Luftwegs und eine Vermeidung von kardiogenischen Druckinstabilitäten.

[0150] Obwohl Younes die Verwendung einer Komponente mit einem Druck proportional zu dem Quadrat der Atmungs-Luftströmung zum Entladen des Widerstands einer externen Vorrichtung beschreibt, ist der Widerstand der externen Vorrichtung in Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung typischerweise vernachlässigbar. Im Gegensatz dazu beschreiben Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung zwei Verwendungen für eine derartige Komponente proportional zu dem Quadrat der Atmungs-Luftströmung, die von Younes nicht vorhergesehen wurden. Zunächst weisen schlafende Personen und Personen mit einer verstopften Nase einen großen Widerstand proportional zu dem Quadrat der Luftströmung auf und eine Druckkomponente proportional zu dem Quadrat der Luftströmung kann verwendet werden, um den anatomischen Widerstand des oberen Luftwegs zu entladen. Zweitens erzeugen kleine Nicht-Atmungs-Luftströmungskomponenten als Folge eines Herzschlags oder eines anderen Artefakts, wenn sie quadriert sind, eine vernachlässigbare Druckmodulation, sodass die Verwendung einer derartigen Komponente zu einer relativen Immunität gegenüber einer derartigen Nicht-Atmungs-Luftströmung führt.

Sanfter Übergang zwischen einer spontanen und einer gesteuerten Atmung

[0151] Es gibt einen gleichmäßigen nahtlosen Übergang von einer flexiblen Verfolgung des Atmungsmusters der Person während einer spontanen Atmung weit über der Zielbeatmung, um die Dauer, die Tiefe und die Phase der Atmung vollständig zu steuern, wenn die Person keinerlei Anstrengungen durchführt, und zwar über eine Übergangsperiode, bei der die Person progressiv kleinere Änderungen zu der Zeit und Tiefe der Atmung ausführen kann. Ein sanfter Übergang vermeidet Kategorierungsfehler, wenn eine Beatmung in der Nähe, aber nicht auf dem gewünschten Schwellwert ist. Der Vorteil besteht darin, dass der Übergang von einer spontanen zu einer gesteuerten Beatmung für die Person unverdeckt auftritt. Dies kann besonders wichtig bei einer Person sein, die versucht, einzuschlafen. Ein ähnlicher sanfter Übergang kann in der umgekehrten Richtung auftreten, wenn eine Person aufwacht und spontane Atmungsanstrengungen wieder aufnimmt.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Bereitstellen einer Ventilationsunterstützung in einer spontan atmenden Person, umfassend:

eine Zuführungseinrichtung zum Zuführen eines einatemungsfähigen Gases bei einem kontrollierbaren Druck an eine Person;

eine abgedichtete Verbindungseinrichtung zwischen der Zuführungseinrichtung und einem Luftweg der Person;

eine Einrichtung zum Bestimmen eines Luftflusssignals von der Verbindungseinrichtung, und

einen Controller mit programmierten Befehlen zum Steuern:

a) einer Berechnung einer momentanen Phase θ in einem Atmungszyklus als eine kontinuierliche Variable von einer 0 auf 1 Umdrehung von Daten, die das Luftflusssignal darstellen;

b) einer Auswahl einer gewünschten Druckmodulationsamplitude A ;

c) einer Berechnung eines gewünschten momentanen Zuführungsdrucks als eine Funktion eines Endausatemungsdrucks plus der gewünschten Druckmodulationsamplitude A multipliziert mit dem Wert einer Wellenformschablonenfunktion $\Pi(\Phi)$ bei der berechneten momentanen Phase θ ; und

d) einer Zuführung eines Drucks an die Person bei dem berechneten gewünschten momentanen Zuführungsdruck.

2. Lesbares Medium zum Speichern von programmierten Befehlen zur Verwendung durch einen elektronischen Prozessor zum Steuern einer Ventilationsunterstützung in einer spontan atmenden Person, wobei die Befehle zum Steuern der Schritte bei wiederholten Abtastintervallen ausgeführt werden zum:

a) Berechnen einer momentanen Phase θ in einem Atmungszyklus als eine kontinuierliche Variable von einer 0 auf 1 Umdrehung;

b) Wählen einer gewünschten Druckmodulationsamplitude A ;

- c) Berechnen eines gewünschten momentanen Zuführungsdrucks als eine Funktion eines Endatmungsausatemungsdrucks plus der gewünschten Druckmodulationsamplitude A multipliziert mit dem Wert einer Wellenformschablonenfunktion $\Pi(?)$ bei der berechneten momentanen Phase $?$; und
d) Einstellen eines Zuführungsdrucks auf den berechneten gewünschten momentanen Zuführungsdruck.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder Medium nach Anspruch 2, wobei die gewählte gewünschte Druckmodulationsamplitude A eine feste Amplitude umfasst.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder Medium nach Anspruch 2, wobei die gewählte gewünschte Druckmodulationsamplitude A eine Komponente gleich zu einer Elastizität multipliziert mit einer Abschätzung des Tiden Volumens der Person umfasst.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder Medium nach Anspruch 2, mit weiteren Befehlen zum Steuern der Bestimmung einer Komponente der gewählten gewünschten Druckmodulationsamplitude A durch:
Spezifizieren einer erwarteten Atemdauer;
Spezifizieren einer gegenwärtigen Druckmodulationsamplitude zur Anwendung für die erwartete Atemdauer;
Berechnen der tatsächlichen Atemdauer der Person;
Berechnen der Komponente der Druckmodulationsamplitude als eine Funktion wenigstens der spezifizierten voreingestellten Druckmodulationsamplitude multipliziert mit der berechneten tatsächlichen Atemdauer geteilt durch die spezifizierte erwartete Atmungsdauer.

6. Vorrichtung oder Medium nach irgendeinem vorangehenden Anspruch, mit weiteren Befehlen zum Steuern der Berechnung einer Phase in dem Atmungszyklus durch:
Bestimmen des Ausmaßes, mit dem die Person angemessen beatmet wird;
für das Ausmaß, Einstellen der Phase in dem Atmungszyklus in Übereinstimmung mit dem Atmungsluftfluss der Person, und
für das entgegen gesetzte Ausmaß, Einstellen der Phase in Übereinstimmung mit einer voreingestellten Atmungsrate.

7. Vorrichtung oder Medium nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Befehle zum Steuern der Berechnung der Phase in dem Atmungszyklus das Steuern der folgenden Unterschritte einschließen:
Abschätzen eines Atmungsluftflusses
Ableiten eines Maßes einer Maskenleckstabilität;
für das Ausmaß, für das Maskenleckstabil ist, Berechnen der Phase in Übereinstimmung mit der Abschätzung des Atmungsluftflusses, und
für das entgegen gesetzte Ausmaß, Berechnen der Phase in dem Atmungszyklus in Übereinstimmung mit einer voreingestellten Atmungsrate.

8. Vorrichtung oder Medium nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Befehle zum Steuern der Berechnung der Phase in dem Atmungszyklus das Steuern der folgenden Unterschritte umfassen:
Abschätzen eines Atmungsluftflusses;
Ableiten eines Maßes der Maskenleckstetigkeit;
für das Ausmaß, für das das Maskenleck stetig ist, Berechnen der Phase in Übereinstimmung mit der Abschätzung des Atmungsluftflusses;
für das entgegen gesetzte Ausmaß, Berechnen der Phase in dem Atmungszyklus in Übereinstimmung mit einer voreingestellten Atmungsrate.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder Medium nach Anspruch 2, wobei die gewählte gewünschte Druckmodulationsamplitude eine Komponente einschließt, die gewählt ist, um den Ventilationsgrad servozusteuern, um eine spezifizierte Ventilation wenigstens zu übersteigen.

10. Vorrichtung oder Medium nach Anspruch 9, bei der/bei dem die Komponente mit Befehlen berechnet wird, die die folgenden Unterschritte steuern:
Berechnen eines Fehlerterms proportional zu dem absoluten Wert des abgeschätzten Atmungsluftflusses minus zweimal der spezifizierten Ventilation, und Einstellen der Komponente proportional zu dem Zeitintegral des Fehlerterms.

11. Vorrichtung oder Medium nach Anspruch 10, wobei das Zeitintegral abgeschnitten wird, so dass es zwischen ein voreingestelltes Minimum und ein voreingestelltes Maximum fällt.

Es folgen 20 Blatt Zeichnungen

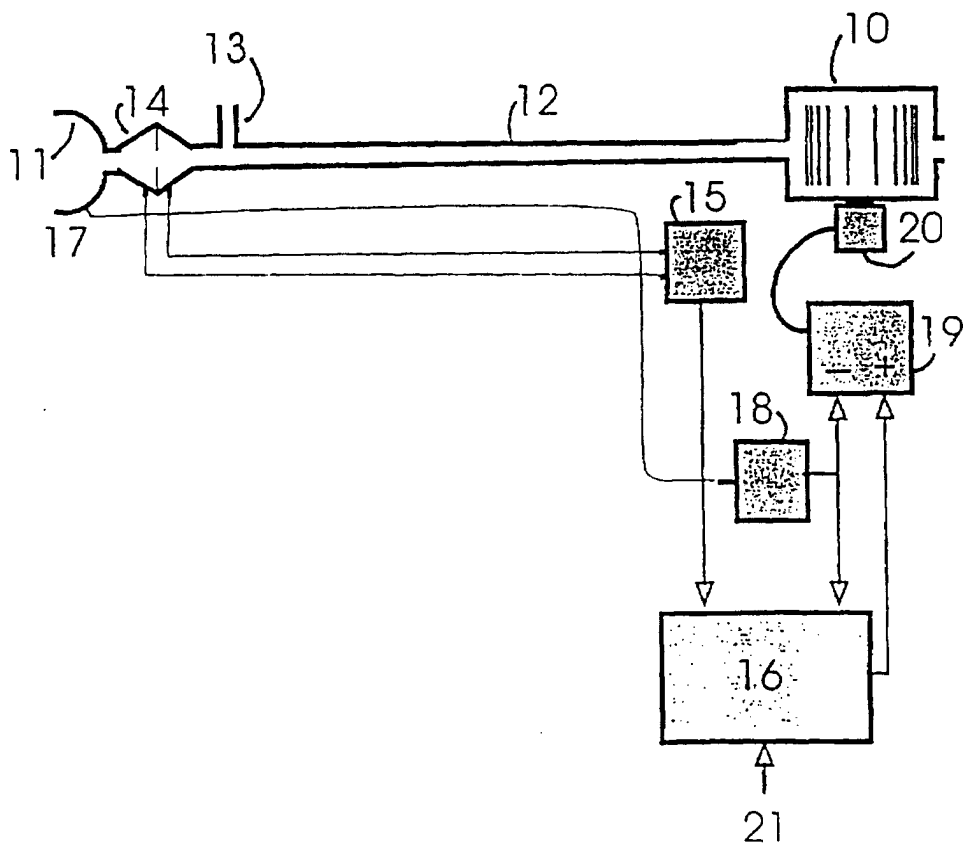


Fig. 1a

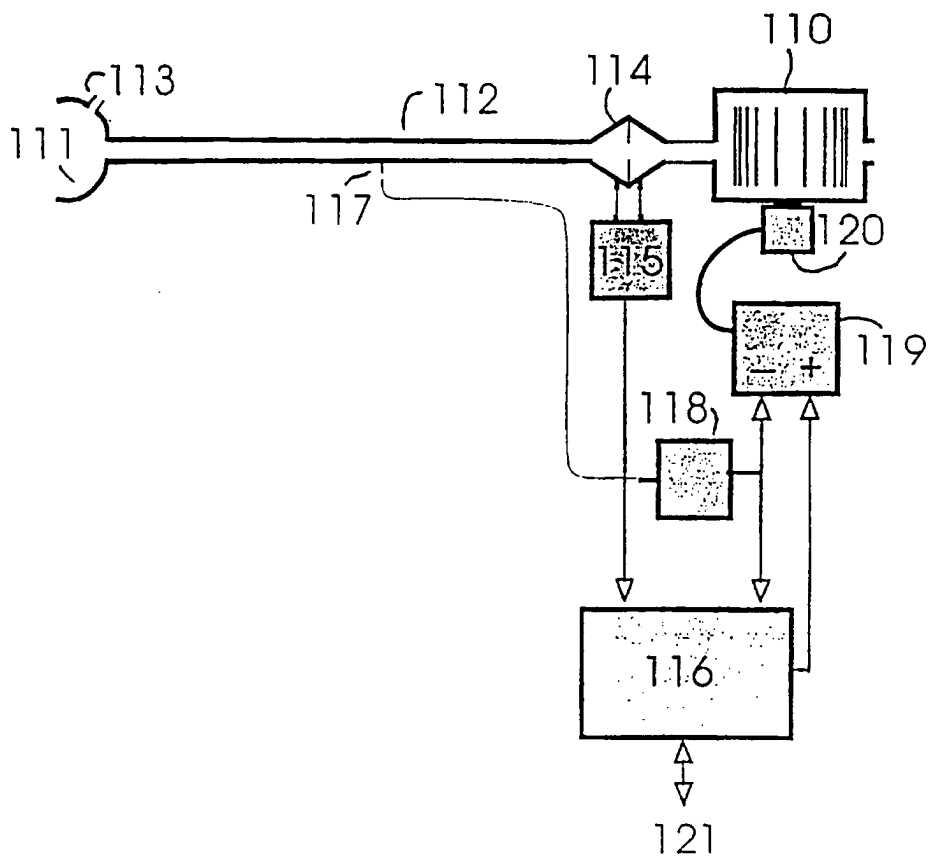


Fig. 1b

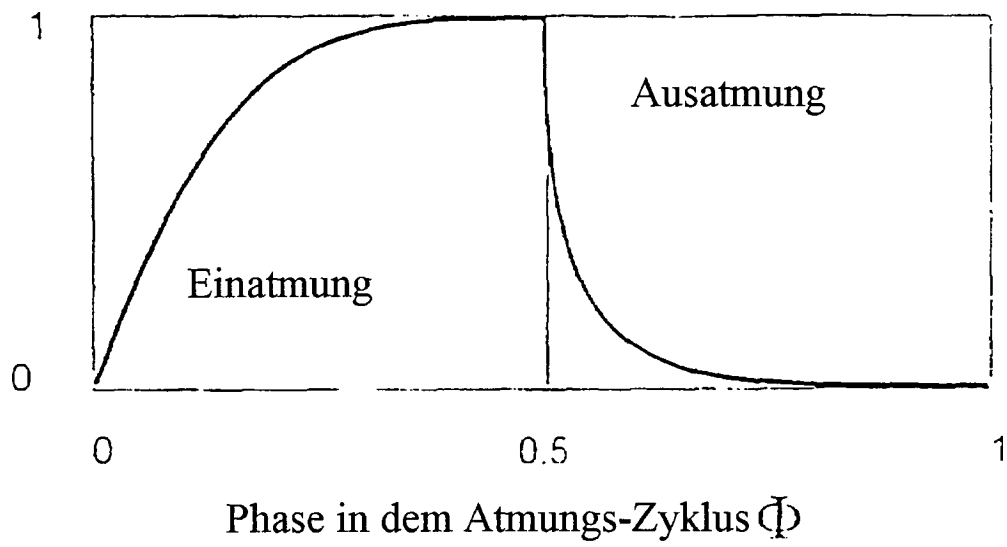


FIG. 2

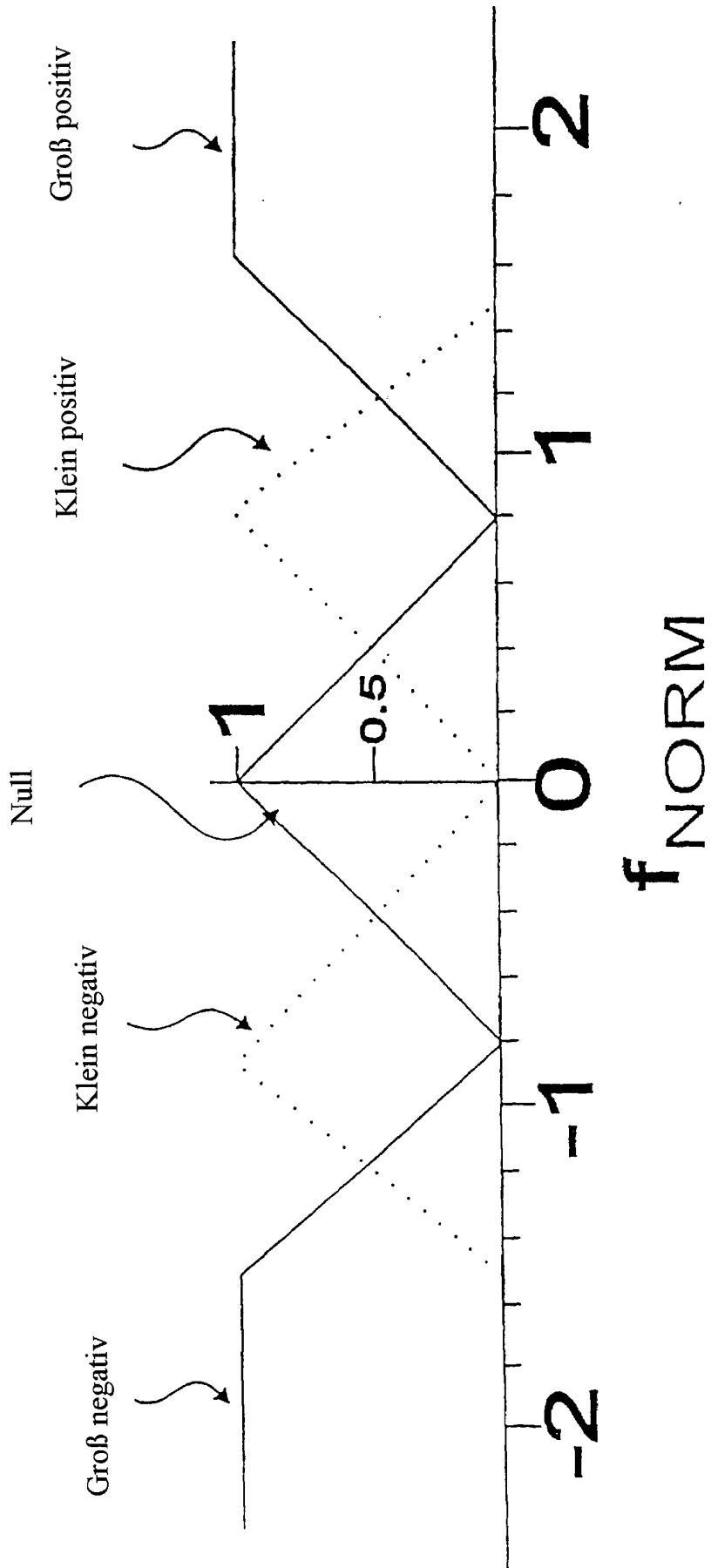


FIG.3

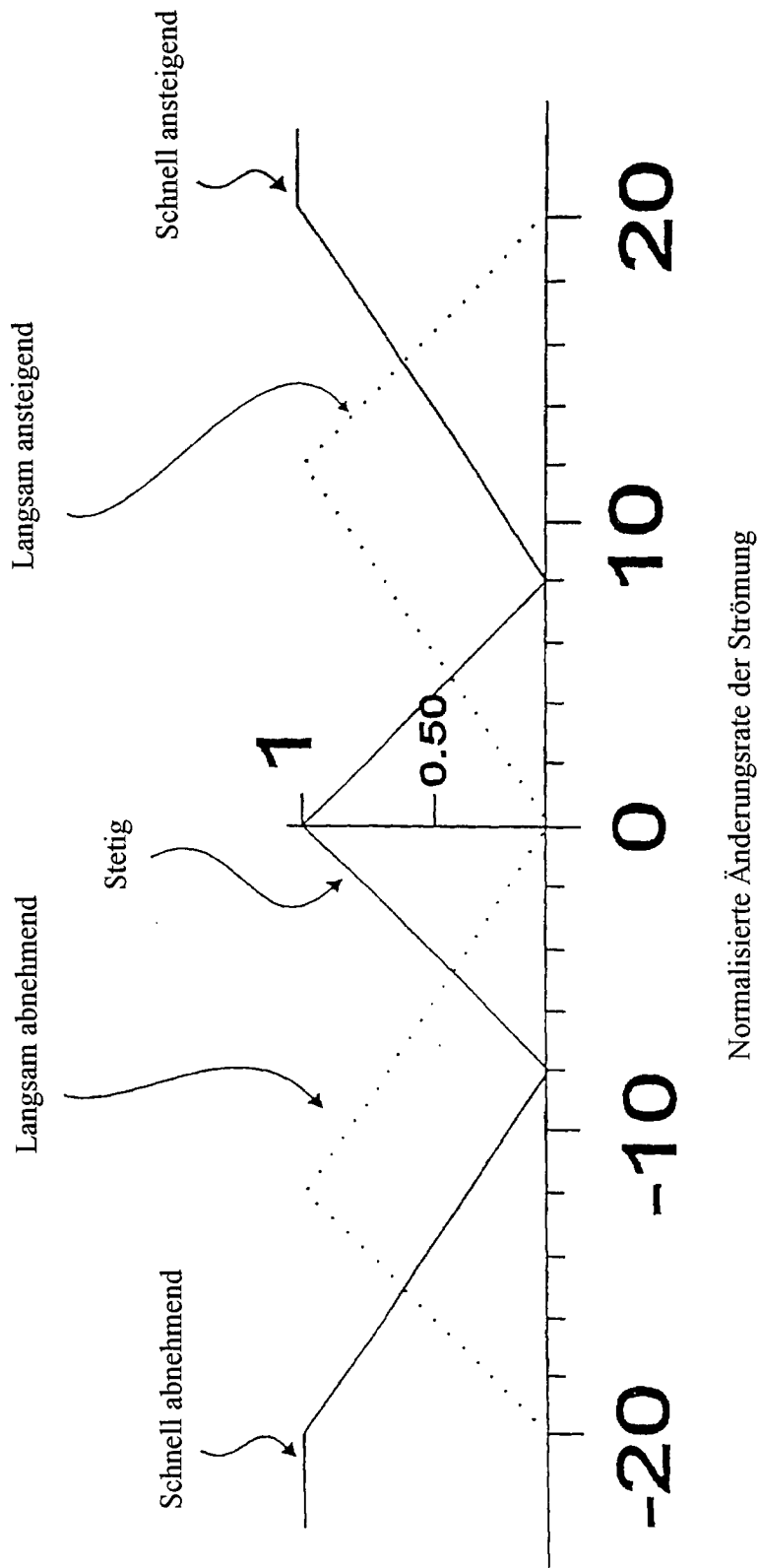


FIG. 4

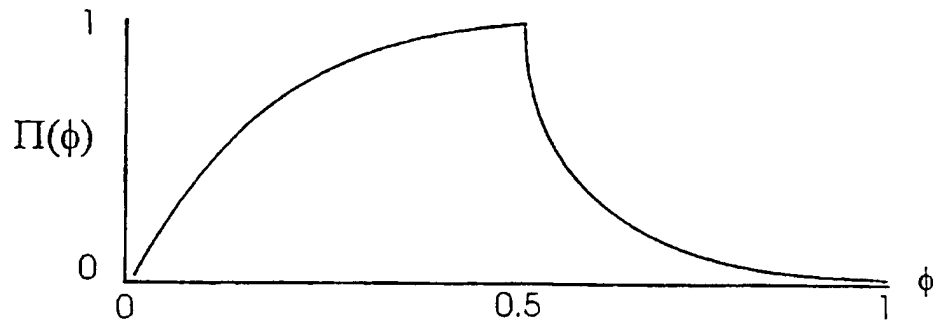


Fig. 5

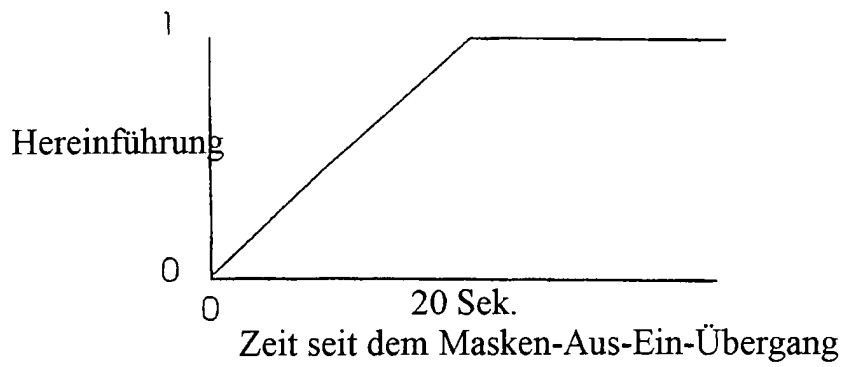


Fig. 6

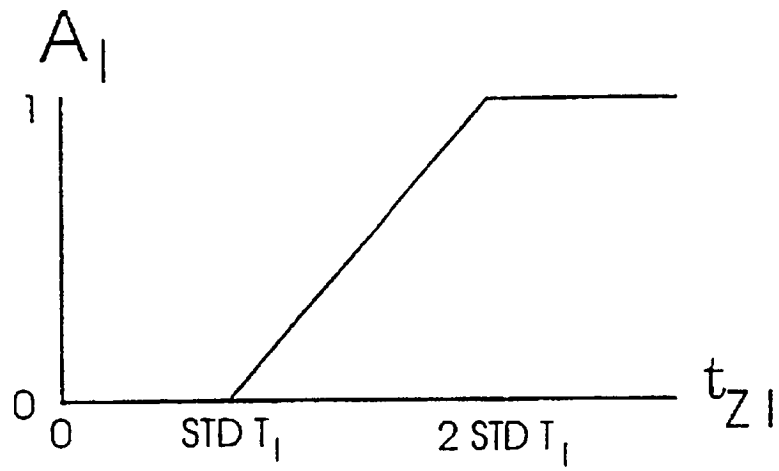


Fig. 7

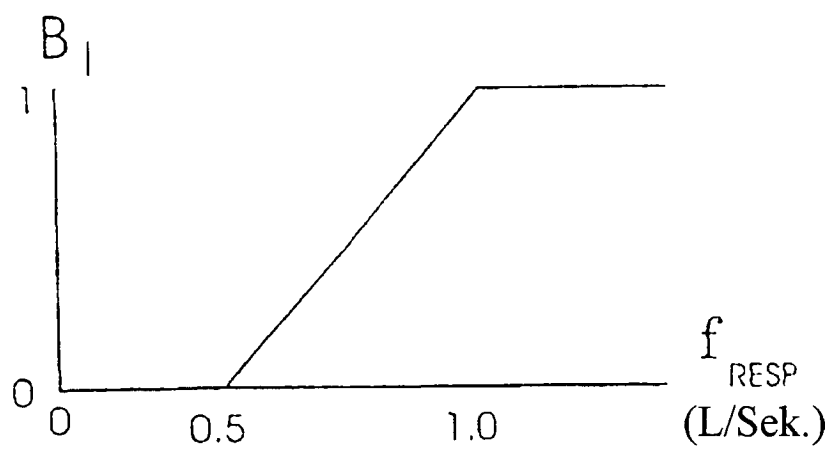


Fig. 8

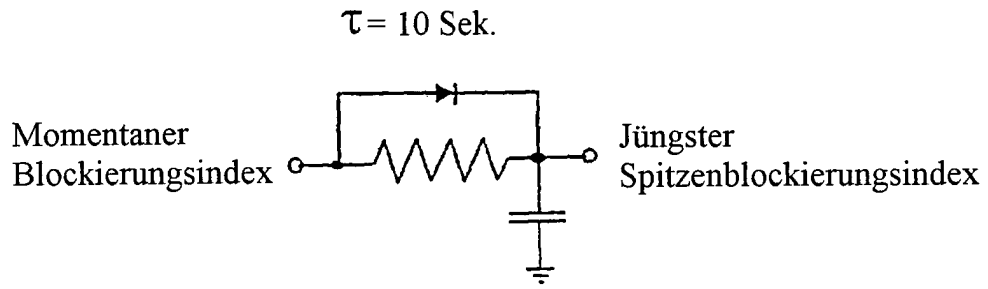


Fig. 9

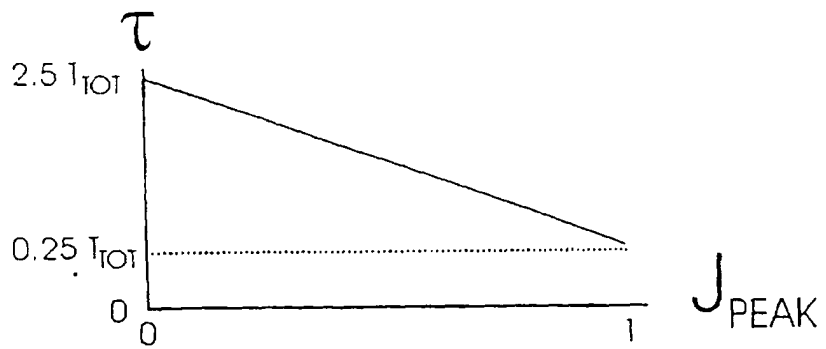


Fig. 10

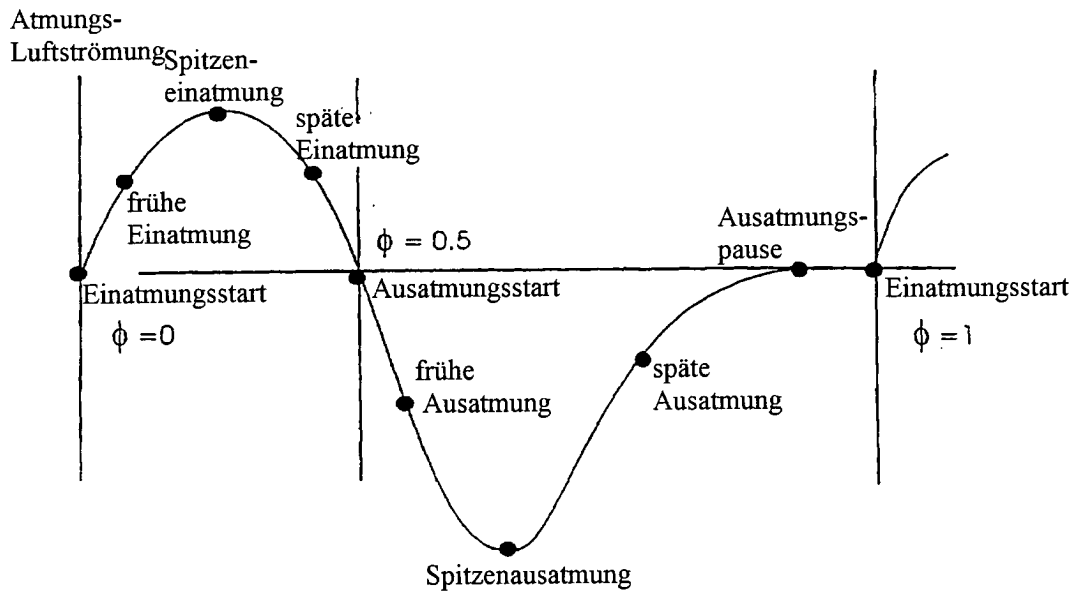


Fig. 11

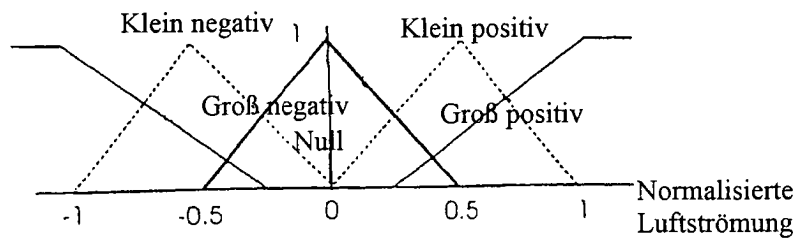


Fig. 12

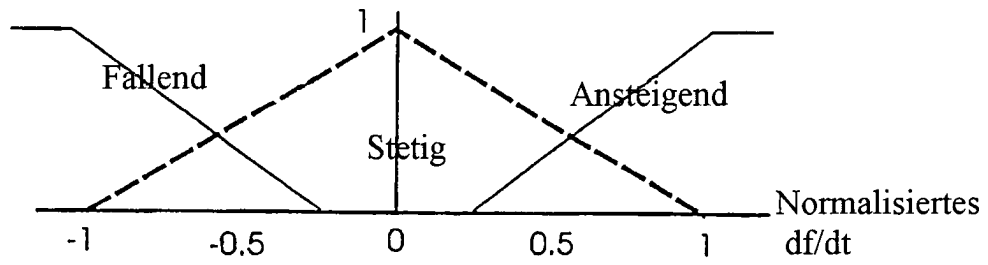


Fig. 13

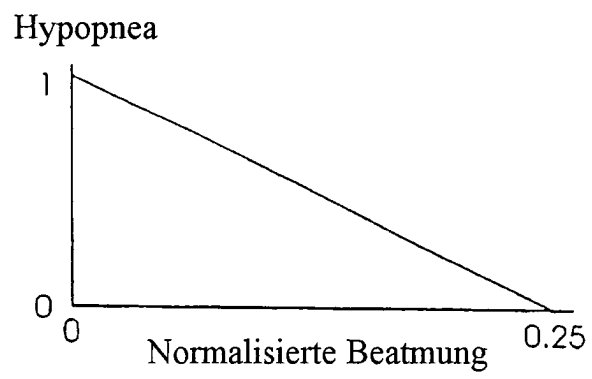


Fig. 14

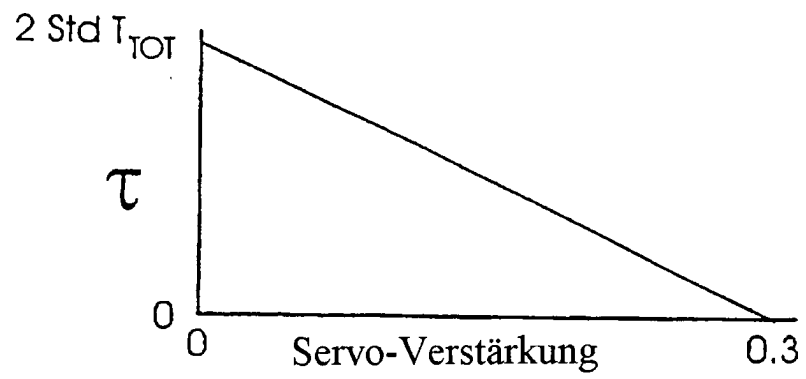


Fig. 15

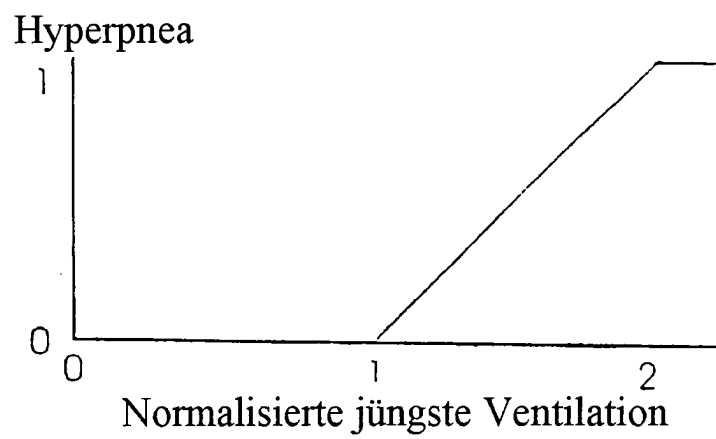


Fig. 16

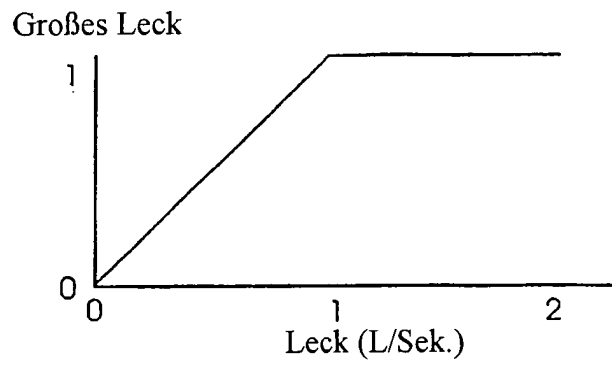


Fig. 17

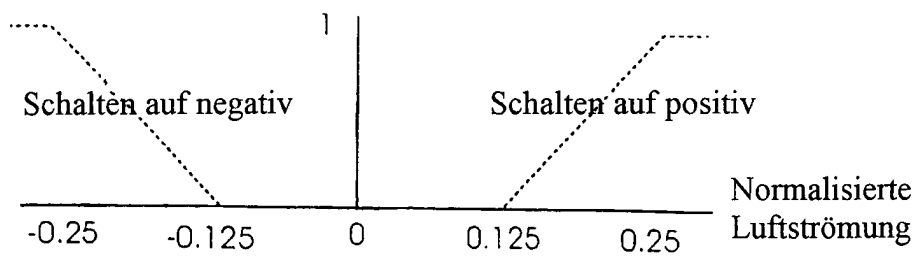


Fig. 18

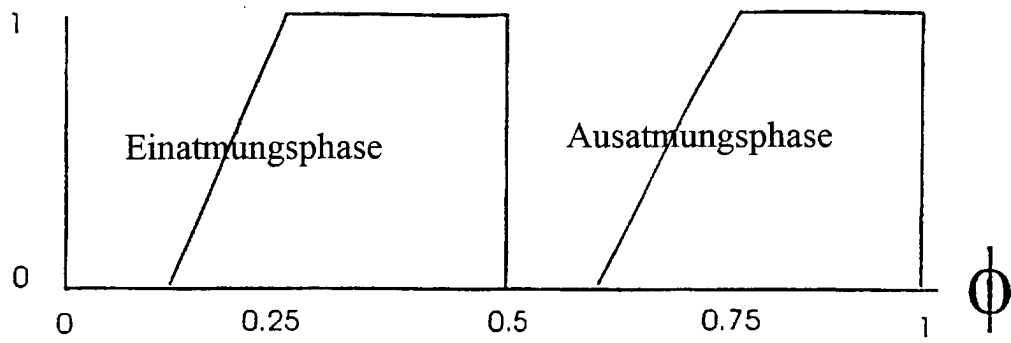


Fig. 19

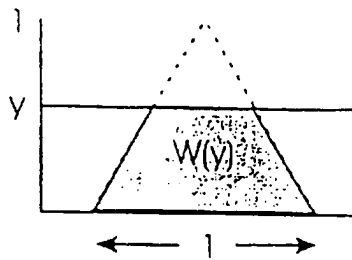


Fig. 20

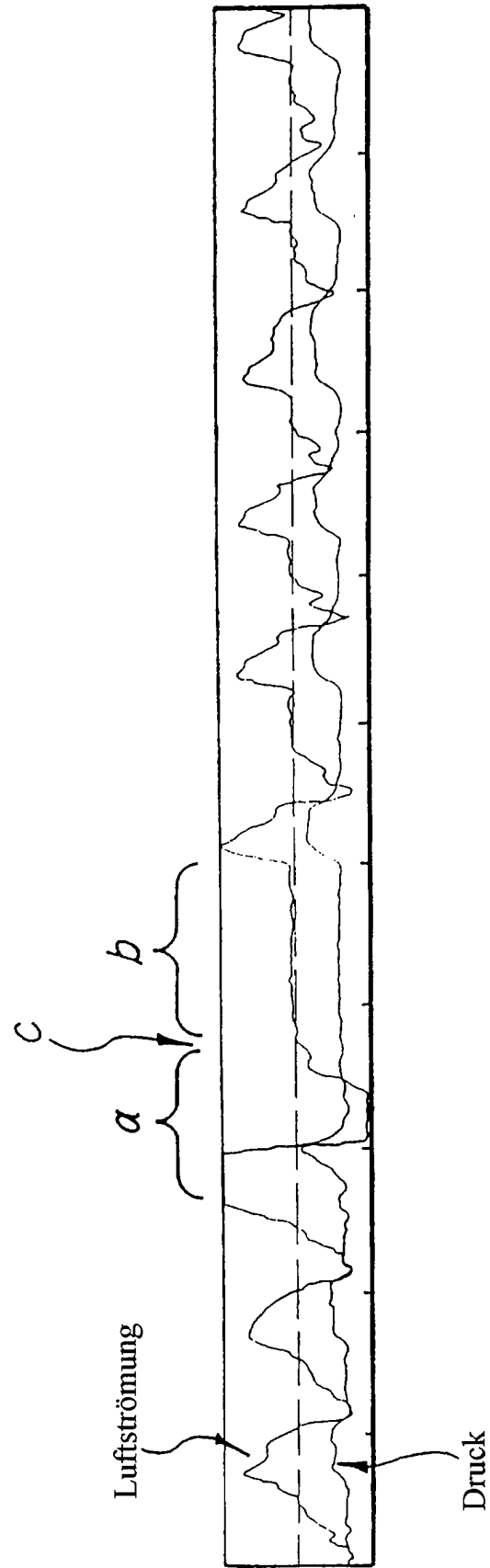


FIG. 21

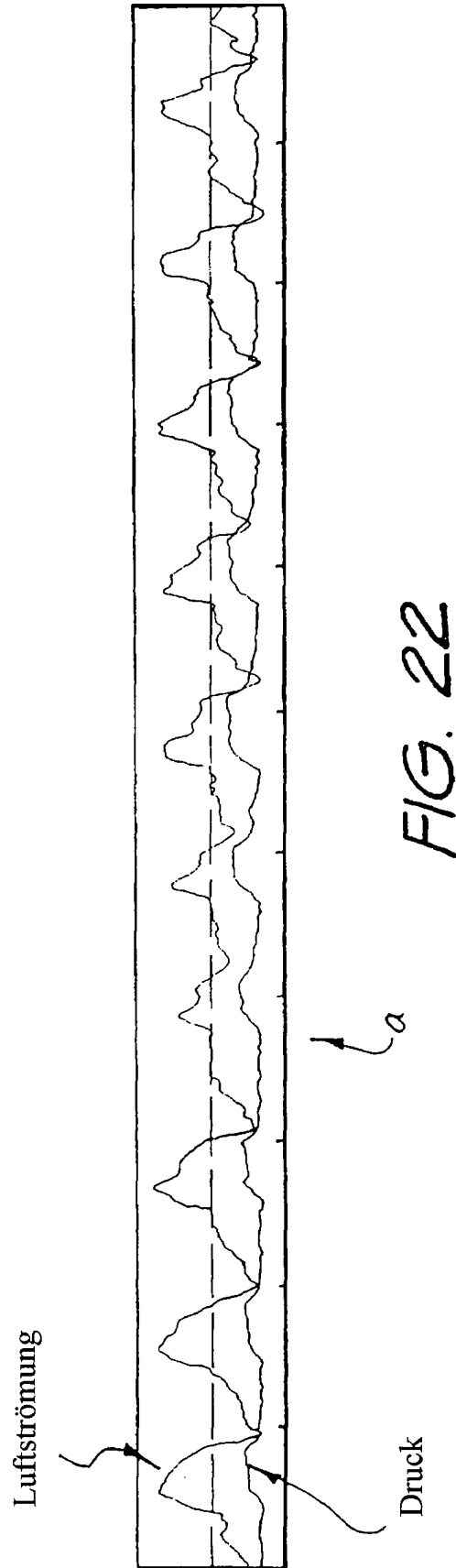


FIG. 22

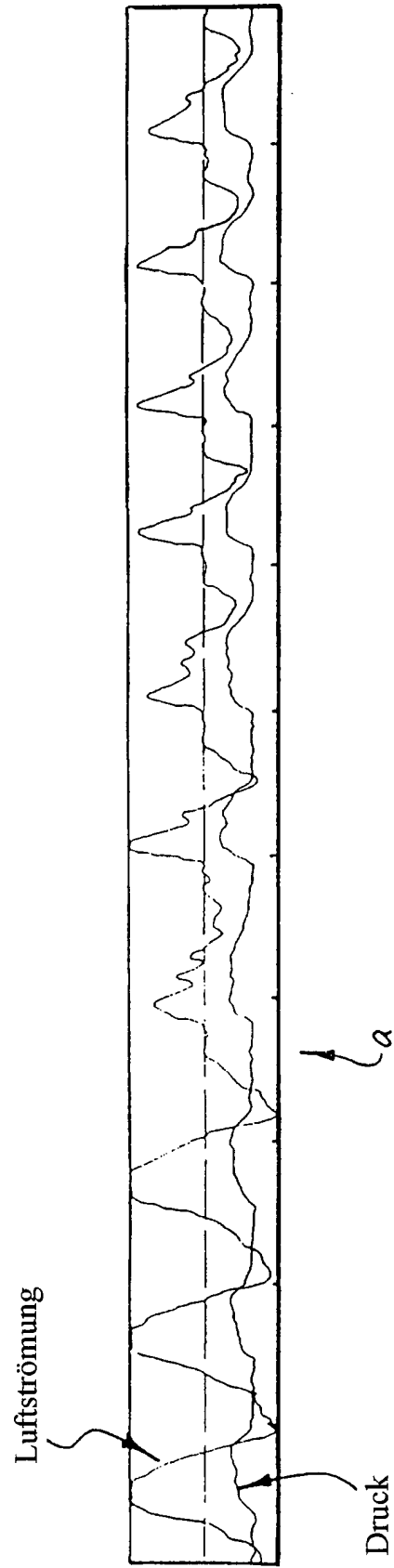


FIG. 23

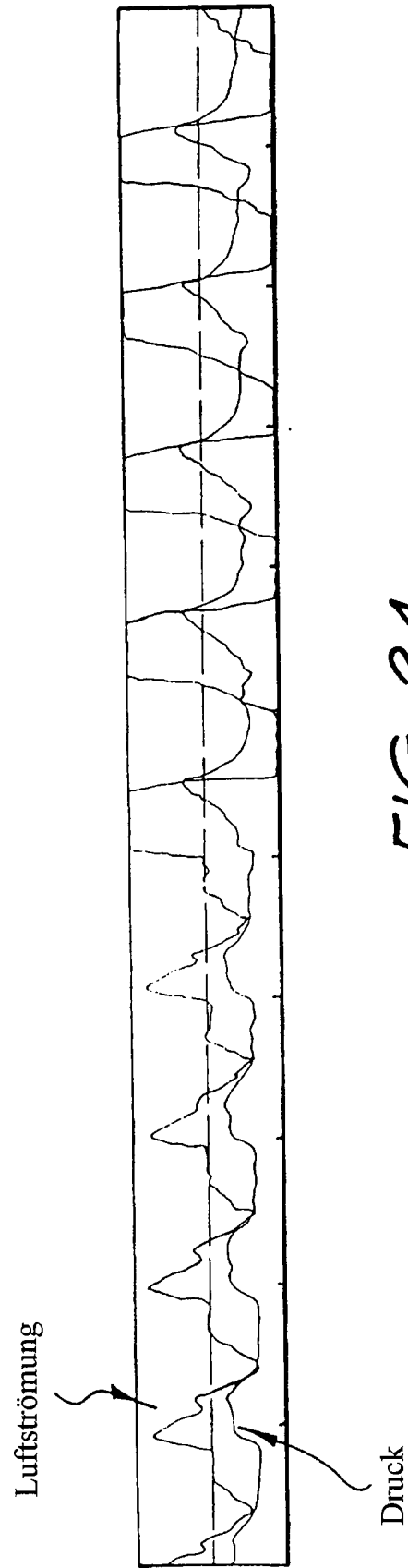


FIG. 24

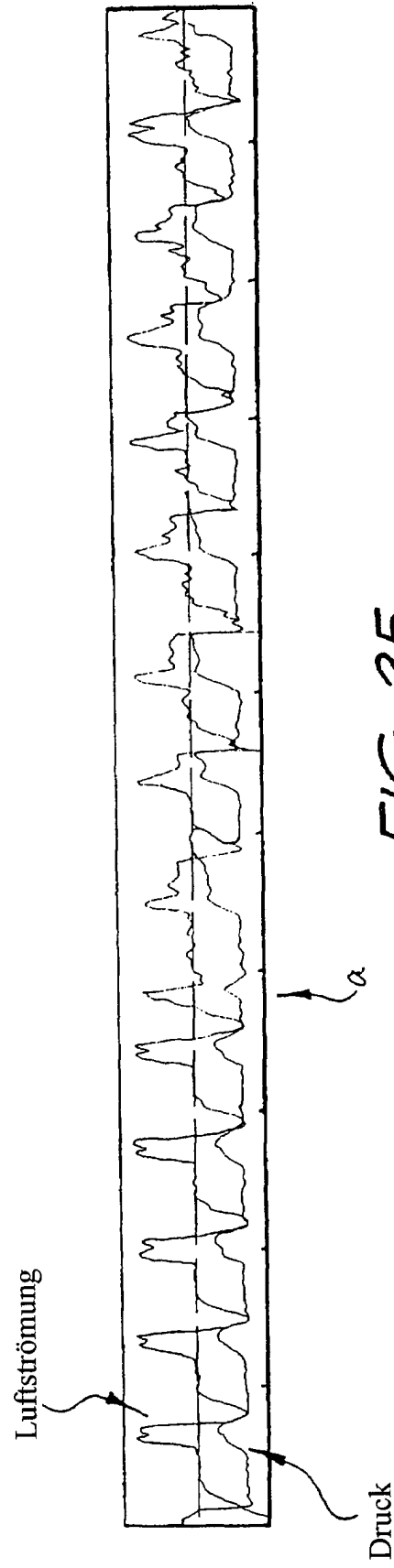


FIG. 25

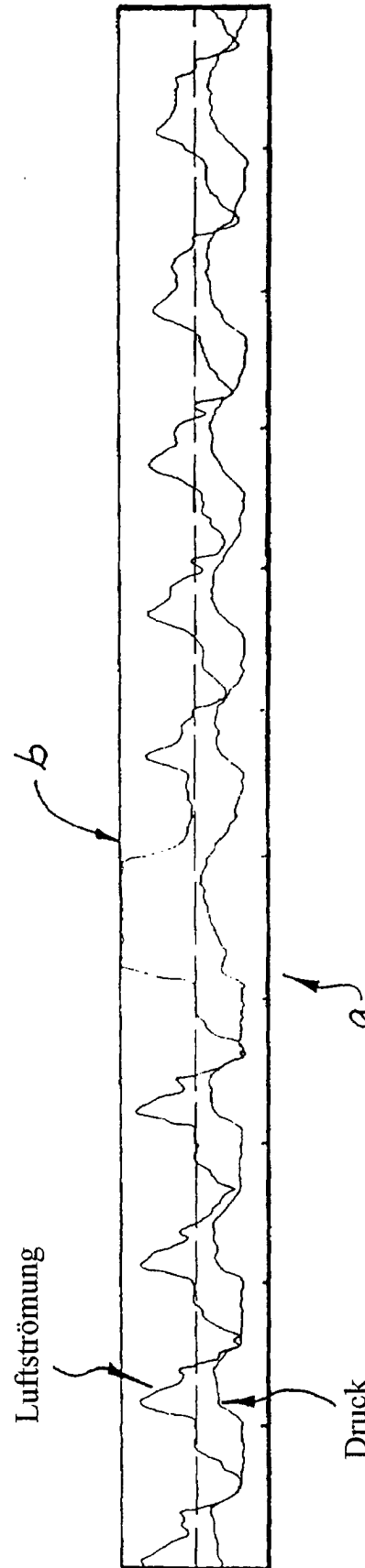


FIG. 26

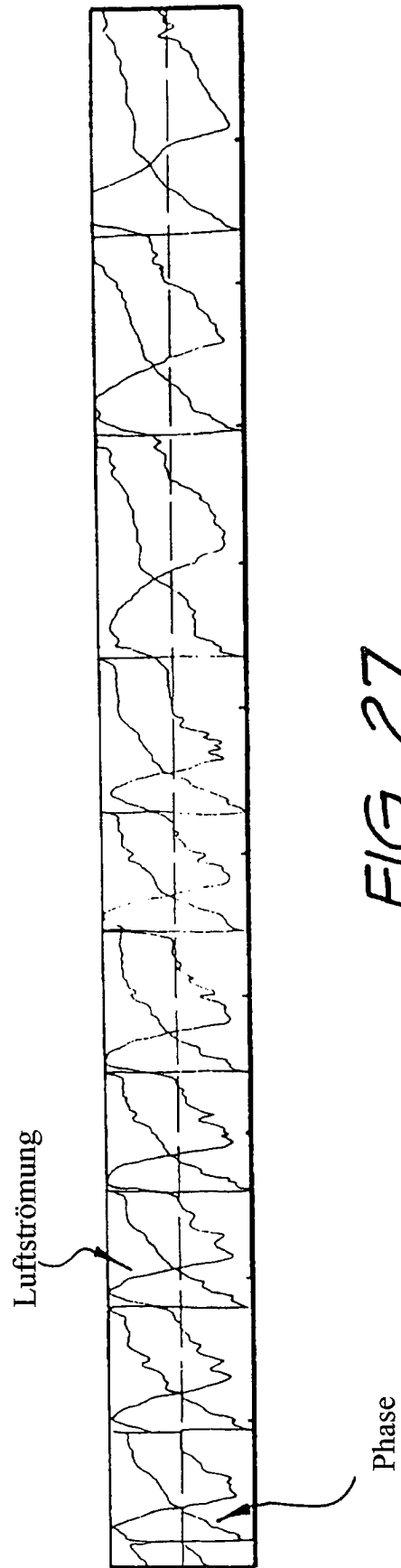


FIG. 27