



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 37 492 T2** 2008.08.21

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 083 953 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 37 492.8**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/AU99/00386**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 923 310.9**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1999/061088**

(86) PCT-Anmeldetag: **21.05.1999**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **02.12.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **21.03.2001**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **07.11.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **21.08.2008**

(51) Int Cl.⁸: **A61M 16/00** (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
PP366398 22.05.1998 AU

(73) Patentinhaber:
ResMed Ltd., Bella Vista, New South Wales, AU

(74) Vertreter:
derzeit kein Vertreter bestellt

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:
**BERTHON-JONES, Michael, Leonay, NSW 2750,
AU**

(54) Bezeichnung: **ASSISTIERT BEATMUNG BEI DER BEHANDLUNG VON HERZVERSAGEN UND BEI CHEY-NE-STOKES-ATMUNG**

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 vorliegende Erfindung betrifft Verfahren und Vorrichtungen zur Bereitstellung von Überdruck-Atemunterstützung für Patienten mit Herzversagen oder Cheyne-Stokes-Atmung aus irgendeinem Grund einschließlich von zentraler Schlafapnoe, Herzversagen oder Schlaganfall.

ERLÄUTERUNG DER BEGRIFFE

[0002] In dieser Patentschrift soll sich respiratorischer Luftstrom auf den momentanen Strom von Gas in die oder aus den Lungen beziehen. Der Begriff „Durchschnitt“ soll jegliches Maß von zentraler Tendenz oder das Ergebnis von jeglicher Tiefpassfilterungsoperation bedeuten. Atemunterstützung soll jegliche Prozedur bedeuten, die eine ähnliche Wirkung wie die Atemmuskulatur hat, insbesondere die Zuführung von atembarem Gas unter variierendem positiven Druck zum Atemweg über eine Nasenmaske, eine Gesichtsmaske, einen Endotrachealtubus oder dergleichen, aber auch andere Prozeduren wie Unterdruckbeatmung, Cuirasse, eiserne Lunge, externe Thoraxkompression oder Schaukelbettbeatmung einschließend. Nach dem allgemeinen Gebrauch kann Atmung entweder eine Prozedur wie im Ausdruck „Überdruckatmung“ oder ein Maß des durchschnittlichen Luftstroms über eine Zeitperiode bedeuten. Momentane Atmung soll das Volumen bedeuten, das über eine kurze Zeitdauer von weniger als mehreren Sekunden inspiriert wird. Gleichmaßen kann sie als das Volumen berechnet werden, das in einer derartigen Dauer expiriert wird, oder sie kann der Durchschnitt von den beiden sein. Beispielsweise würden Maße der momentanen Atmung den halben Durchschnitt des Absolutwerts des respiratorischen Luftstroms enthalten, berechnet über ein Zeitintervall, das im Vergleich mit mehreren Sekunden kurz ist, oder die Hälfte des Absolutwerts des respiratorischen Luftstroms, der mit einer Zeitkonstanten, die im Vergleich mit mehreren Sekunden kurz ist, tiefpassgefiltert wurde. Aus technischen Gründen, die nachstehend zu erläutern sind, wird momentane Atmung in der besten Ausführungsform als die Hälfte des Absolutwerts des momentanen respiratorischen Luftstroms genommen, d. h. über eine willkürliche kurze Zeitdauer gemittelt. Es wird jedoch nicht beabsichtigt, dass die Erfindung auf die Berechnung der momentanen Atmung in dieser Weise beschränkt ist.

[0003] Der Begriff „A umgekehrt zu B variieren“ ist in dem weit gefassten Sinn gemeint, dass A erhöht wird, wenn B abnimmt, und A verringert wird, wenn B zunimmt.

[0004] Der Begriff „Servosteuerung“ bezieht sich hier auf eine Rückkopplungssteuerung, die eine Eingangs- oder gesteuerte Variable (beispielsweise die aktuell gemessene Atmung) und eine Referenzquantität (beispielsweise eine gewünschte oder angestrebte Atmung) annimmt und einen Ausgang (beispielsweise die Einstellungen eines Beatmungsgeräts) erzeugt, der verwendet wird, um anschließend den Wert der gesteuerten Eingangsvariablen hin zum Wert der Referenzvariablen zu bringen.

[0005] Der Begriff „entgegenwirken“ kann reduzieren, begrenzen, dämpfen oder verhindern enthalten.

[0006] Die Begriffe „kürzliche Durchschnittsatmung“ und „Langzeit-Durchschnittsatmung“ sind als Äquivalente zu verstehen.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0007] Patienten mit Herzversagen haben eine reduzierte Herzauswurfraction, sind normalerweise sehr kurzatmig und wachen häufig in der Nacht mit extremer Dyspnoe, die als paroxysmale nächtliche Dyspnoe bezeichnet wird, aufgrund der Ansammlung von Flüssigkeit in den Lungen auf.

[0008] Patienten mit Herzversagen haben außerdem oft Cheyne-Stokes-Atmung, insbesondere während des Schlafs. Cheyne-Stokes-Atmung ist eine unnormale Grenzyklusinstabilität der Atmungssteuerung des Patienten, bei der sich rhythmisch ändernde Perioden von zunehmender und abnehmender Atmung vorkommen, die eine sich wiederholende Desoxidation und Reoxygenierung des arteriellen Blutes bewirken. Die Ursache der Zunahme und Abnahme der Atmung ist nicht vollständig bekannt, aber es erfolgt eine Zunahme der Chemorezeptor-Verstärkung [Wilcox I et al. Ventilatory control in patients with sleep apnoea and left ventricular dysfunction: comparison of obstructive and central sleep apnoea. 1998; 11:7–13], die möglicherweise mit Stimuli in Beziehung steht, die im Herzen oder in den Lungen vorkommen, wobei eine Änderung im Chemorezeptor-Einstellpunkt zu Lungenüberbelüftung und Alkalose im Wachzustand mit Apnoe während des Schlafs führt, und eine Zunahme der Zirkulationszeit, die zu Verzögerungen zwischen Atmung und Chemorezeption führt.

[Naughton Met al. Role of hyperventilation in the pathogenesis of central sleep apneas in patients with congestive heart failure. *Am Rev Respir Dis* 1993; 148:330–338]. Cheyne-Stokes-Atmung ist mit hoher Mortalität assoziiert [Andreas et al. Cheyne-Stokes respiration and prognosis in congestive heart failure. *Am J Cardiol* 1996; 78:1260–1264]. Es ist möglich, dass sie aufgrund der wiederholten Hypoxie schädlich ist, die zu hypoxischer Vasokonstriktion der Lunge und einer hohen Nachlast des rechten Herzens führen wird. Sie kann auch aufgrund der wiederholten Alkalose während der zunehmenden Perioden des Zyklus schädlich sein. Schließlich ist sie bei einigen Patienten mit wiederholtem Aufwachen aus dem Schlaf assoziiert, das schwere Unterbrechungen des Schlafs, erhöhte sympathische Aktivität und erhöhte Nachlast verursacht.

[0009] Kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck (CPAP) wird seit Dekaden für die Notfallbehandlung von Lungenödemem verwendet und wird in letzter Zeit als Langzeitmaßnahme während des Schlafs für die Behandlung von Herzversagen verwendet. Nasen-CPAP führt zu einer Verbesserung der Herzförderleistung und der Auswurfraction und zu einer Verbesserung der Lebensqualität [Naughton MT et al, Treatment of congestive heart failure and Cheyne-Stokes respiration during sleep by continuous positive airway pressure. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 151:92–971 und einer Reduzierung der Aktivität des sympathischen Nervensystems [Naughton MT et al, Effects of nasal CPAP an sympathetic activity in patients with heart failure and central sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 152:473–479]. Der präzise Wirkungsmechanismus ist unklar. Wenn der Alveolardruck und der rechte Vorhofdruck in Bezug auf den Druck der Vena cava inferior positiv gemacht werden und wenn der linke Kammerdruck in Bezug auf den Druck der Aorta abdominalis noch positiver gemacht wird, tendiert dies dahin, über mehrere komplexe Mechanismen die Lungen zu trocknen, den Gasaustausch zu verbessern, reflektorische Vasokonstriktion der Lunge zu reduzieren, sympathische Aktivität zu reduzieren und Nachlast des Herzens zu reduzieren. Standardmäßige CPAP-Nasenmasken können auch helfen, Cheyne-Stokes-Atmung zu stabilisieren, weil die effektive Ventilation den Strom des frischen Gases nicht übersteigen kann, der wiederum durch den Ausatemungsstrom eingestellt wird. Schließlich haben viele Patienten mit Herzversagen auch gleichzeitig bestehende obstruktive Schlafapnoe, die das Herzversagen verschlimmert, aber durch Nasen-CPAP behandelt wird.

[0010] Leider wird Nasen-CPAP trotz ausgezeichneter Wirkung of schlecht von Patienten mit Herzversagen vertragen, insbesondere zu Beginn der Behandlung, und wird nicht weit verbreitet eingesetzt. Die Gründe für die schlechte Verträglichkeit sind unbekannt. Außerdem reduziert Nasen-CPAP die Cheyne-Stokes-Atmung, aber unterdrückt sie leider nicht sofort [Naughton MT et al. Effects of continuous positive airway Pressure an central sleep apnea and nocturnal PCO₂ in heart failure. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150:1598–1604].

[0011] Verschiedene andere Konzepte, die bekannte Verfahren von Atemunterstützung verwenden, bieten sich an, um den gleichen Nutzen wie CPAP bereitzustellen, aber gleichzeitig entweder die Atmungsarbeit oder Cheyne-Stokes-Atmung oder beides zu reduzieren. Leider ist kein bekanntes Gerät vollständig zufrieden stellend, entweder wegen Beschwerden oder Überventilation oder beidem. Beispielsweise zeigt [Fig. 1](#) andauern- de Cheyne-Stokes-Atmung von einem Patienten mit Herzversagen, der mit Zweiebenen-Atemunterstützung mit zeitgesteuertem Backup behandelt wird. Die Person befindet sich in Nicht-REM-Schlaf der Stufe 3. Die Polygraphaufzeichnungen sind arterielle Hämoglobinsauerstoffsättigung (obere Aufzeichnung), Brustwandbewegung (mittlere Aufzeichnung) und Maskendruck (untere Aufzeichnung). Die Cheyne-Stokes-Atmung dauert an. Zu beachten ist in der mittleren Aufzeichnung die zyklische Zunahme und Abnahme der Amplitude der Brustwandbewegung, die Perioden zu starker Atmung und zu schwacher Atmung anzeigt, und die resultierenden regelmäßigen Verringerungen der arteriellen Hämoglobinsauerstoffsättigung trotz der Atemunterstützung.

[0012] Viele Klassen von Beatmungsgeräten verringern tatsächlich den Komfort, anstatt ihn zu erhöhen. Volumengesteuerte Beatmungsgeräte (unabhängig von der auslösenden Variablen) und zeitaktivierte Beatmungsgeräte (unabhängig von der Steuervariablen) zeigen oft eine schlechte Synchronisation zwischen Maschine und Patient, die für den Patienten quälend ist. Volumengesteuerte Beatmungsgeräte und hochohmige druckgesteuerte Beatmungsgeräte gestatten dem Patienten häufig nicht, die Ventilation freiwillig zu erhöhen oder zu verringern, was für den Patienten auch quälend ist. Personen mit Cheyne-Stokes-Atmung können aufgrund ihrer hohen Chemorezeptorverstärkung insbesondere durch inadäquate Volumeneinstellungen belastet werden.

[0013] Ein anderes schwer wiegendes Problem ist Lungenüberbelüftung. Die meisten Atemunterstützungsgeräte sind konstruiert, um Atemanstrengungen bei Personen mit Atemversagen oder -insuffizient zu ersetzen oder zu verstärken, und bewirken aufgrund ihrer Konstruktion eine Nettoerhöhung der mittleren Ventilation oberhalb der spontanen mittleren Ventilation der Person. Bei Personen, die anfangs nicht azidotisch sind, wie die Personen der vorliegenden Diskussion, bewirkt oder verschlimmert Atemunterstützung leider Hypokapnie und Alkalose, was danach zu reflektorischem Verschluss des oberen Luftwegs und insbesondere der Stimm-

lippe während des Schlafs führt [Jounieux et al Effects of nasal positive Pressure hyperventilation an the glottis in normal sleeping subjects. J. Appl Physiol 1995; 79:186–193]. Anstatt die gestörte Atmung zu behandeln, erzeugt übermäßige Atemunterstützung vielmehr zentrale Apnoes durch verschlossene Luftwege. Einige Atemunterstützungsgeräte unterstützen in einem Versuch, erhöhten Komfort zu bieten, die Atmung insbesondere in Perioden von erhöhten Anstrengungen des Patienten (beispielsweise proportional unterstützte Atmung und alle Klassen von Beatmungsgeräten mit spontaner Aktivierung ohne zeitgesteuerten Backup). Dies wird eine etwaige Tendenz zu zyklisch gestörter Atmung während des Schlafs weiter verstärken. Gleichmaßen kann im Fall von volumengesteuerten Beatmungsgeräten Komfort im Wachzustand nur durch Lungenüberbelüftung mit Alkalose und sich daraus ergebendem Atemwegsverschluss während des Schlafs erreicht werden. Lungenüberbelüftung und Alkalose können manchmal extrem gefährlich sein. In der Tat scheint bei Patienten mit Herzversagen und akutem Lungenödem Zweiebenenventilation mit festen Hochdruckausschlägen mit einem erhöhten Risiko von Myokardinfarkt assoziiert zu sein [Mehta et al. Randomized prospective trial of bilevel versus continuous positive airway Pressure in acute pulmonary oedema. Crit Care Med 1997; 25:620–628].

[0014] Eine andere Näherungsweise an das Problem der Lungenüberbelüftung ist die Bereitstellung von Atemunterstützung nur während Perioden reduzierter Anstrengungen der Person, beispielsweise indem das Beatmungsgerät nur aktiviert wird, wenn die Person für mindestens eine spezifizierte Zeitdauer keine Einatmung erzeugt hat. Dies ist aus drei Gründen unbefriedigend. Erstens wird diese Lösung während des spontane Atmens keine Steigerung des Komforts gegenüber normalem CPAP bieten, und dies war eines der zu lösenden Probleme. Zweitens wird die plötzliche abrupte Erhöhung der Unterstützung zu Beginn einer Apnoe im Allgemeinen dahin tendieren, den Patienten aus dem Schlaf zu wecken, was zu sowohl unterbrochenem Schlaf als auch vorübergehender Lungenüberbelüftung führt, was zu weiterer gestörter Atmung während des Schlafs führt. Drittens ist es, wie bei allen früheren Verfahren, schwierig, die Stufe der Unterstützung während Perioden zentraler Schlafapnoe hoch genug einzustellen, um Cheyne-Stokes-Atmung oder zentrale Schlafapnoen zu verhindern, aber nicht so hoch, dass ein Luftwegsverschluss erzeugt wird.

[0015] Eine befriedigendere Zugangsweise ist in der in gemeinsamem Besitz befindlichen Internationalen Patentschrift Nr. WO 98/12965 beschrieben, in der eine Zielventilation ausgewählt wird und der Grad der Unterstützung automatisch angepasst wird, um die gemessene Ventilation auf mindestens gleich der Zielventilation durch Servosteuerung zu bringen. Eine minimale Stufe der Unterstützung, die so ausgewählt wird, dass sie keine Lungenüberbelüftung erzeugt, wird für Komfort während der Wachatmung bereitgestellt. Wenn die Zielventilation so ausgewählt wird, dass sie geringfügig unter der eupnoischen Atmung liegt, können Cheyne-Stokes-Atmung und zentrale Schlafapnoe ohne das Risiko einer Lungenüberbelüftung verhindert werden. Da der Grad der Unterstützung gleichmäßig ansteigt, wenn die eigenen Anstrengungen der Person abnehmen, gibt es keine explosionsartige plötzliche Erhöhung der Unterstützung, die den Patienten wecken könnte. Eine feste Zielventilation ist jedoch mit zwei Einschränkungen behaftet. Erstens muss die Zielventilation ausgewählt werden, und dies kann schwierig sein: Ein zu hoher Wert führt zu Lungenüberbelüftung, während ein zu niedriger Wert eine gewisse restliche Cheyne-Stokes-Atmung zulässt. Zweitens ist die ideale Zielventilation aufgrund von Änderungen des körpereigenen Energieumsatzes durch Ruhelosigkeit, Schlafzustand, Körpertemperatur, Mahlzeiten usw. nicht konstant.

[0016] Zusammengefasst bietet Nasen-CPAP-Therapie über längere Zeit bekannten Nutzen bei der Behandlung von Herzversagen, wird aber schlecht vertragen und mildert nicht gewöhnlich oder vollständig Cheyne-Stokes-Atmung oder zentrale Schlafapnoe, zumindest nicht anfangs. Der Versuch, die Toleranz zu erhöhen und/oder die gestörte Atmung unter Verwendung von Atemunterstützung zu behandeln, ist aufgrund des Erfordernisses, Lungenüberbelüftung zu vermeiden, in Abhängigkeit vom verwendeten Gerät schwierig oder nur zum Teil erfolgreich. Sehr ähnliche Bemerkungen gelten für die Behandlung von Cheyne-Stokes-Atmung und/oder zentraler Schlafapnoe aufgrund von vielen anderen Ursachen wie Schlaganfall oder Akromegalie.

[0017] WO92/11054 offenbart eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Behandlung von gemischter und obstruktiver Schlafapnoe.

ZUSAMMENFASSUNG DER OFFENBARUNG

[0018] Die vorliegende Offenbarung zielt darauf, einer Person mit Herzversagen eine positive Atemwegsdruck-Therapie bereitzustellen, um eine Verbesserung der Symptome und Anzeichen von Herzversagen ähnlich denen, die durch CPAP erreicht werden, zu erreichen, indem der Maskendruck in einer solchen Weise moduliert wird, dass ein erhöhter Komfort ohne Lungenüberbelüftung, Hypokapnie, Alkalose oder Verschluss des oberen Luftwegs geboten wird. Die vorliegende Offenbarung ist weiterhin auf die Stabilisierung oder Verhinderung von Cheyne-Stokes-Atmung oder zentraler Schlafapnoe aus vielen Ursachen gerichtet.

[0019] Aspekte der Erfindung sind in den Patentansprüchen dargelegt.

[0020] Hierin ist eine Vorrichtung nach Anspruch 1 offenbart.

[0021] Ausführungsformen der Vorrichtung stellen einen Grad von Atemunterstützung bereit, den viele Personen als sehr komfortabel empfinden werden. Cheyne-Stokes-Atmung ist reduziert oder eliminiert. Anders als nach dem Stand der Technik, wie in der internationalen Patentschrift Nr. WO 98/12965 gelehrt, ist es nicht erforderlich, dass der Arzt eine Zielventilation schätzt oder empirisch bestimmt, da dies automatisch erfolgt. Das Risiko der Lungenüberbelüftung der Person und der Verursachung von Alkalose oder Luftwegsverschluss ist außerdem reduziert.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0022] Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden jetzt nur als Beispiel unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben.

[0023] [Fig. 1](#) zeigt eine grafische Darstellung eines 10-Minuten-Ausschnitts einer Polygraph-Aufzeichnung eines schlafenden Patienten während der Behandlung mit Zweiebenen-Ventilation nach dem Stand der Technik während Nicht-REM-Schlaf der Stufe III.

[0024] [Fig. 2](#) zeigt ein schematisches Diagramm eines Beatmungsgeräts, in dem die Erfindung ausgeführt ist.

[0025] [Fig. 3](#) zeigt eine grafische Darstellung eines Druckwellenform-Musters. Die horizontale Achse Φ ist die Phase im Atmungszyklus, gemessen in Umdrehungen, derart, dass 0 der Start der Inspiration ist, 0,5 Umdrehungen der Anfang der Expiration ist und 1 Umdrehung das Ende der Expiration ist.

[0026] [Fig. 4](#) zeigt eine grafische Darstellung eines 10-Minuten-Auszugs einer Polygraph-Aufzeichnung der Person aus [Fig. 1](#), auch im Nicht-REM-Schlaf der Stufe III, die mit einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung behandelt wird. Cheyne-Stokes-Atmung wurde eliminiert.

[0027] [Fig. 5](#) zeigt ein schematisches Diagramm, das den respiratorischen Luftstrom während der Cheyne-Stokes-Atmung und verschiedene berechnete Quantitäten einschließlich von zwei Maßen der „momentanen“ Ventilation, „kürzlichen durchschnittlichen“ Ventilation und „Ziel“-Ventilation im Verlauf der Zeit darstellt.

[0028] [Fig. 6](#) zeigt ein schematisches Diagramm, das für eine bevorzugte Ausführungsform die erwartete Zunahme im Grad der Atemunterstützung als Reaktion auf eine plötzliche Einstellung sämtlicher respiratorischer Anstrengungen durch die Person im Verlauf der Zeit darstellt.

[0029] [Fig. 7](#) zeigt ein schematisches Diagramm, das für die bevorzugte Ausführungsform darstellt, wie der Grad der Unterstützung auf der minimalen Stufe verbleibt, wenn die Atmung der Person über eine sehr lange Zeitperiode stetig abnimmt.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN UND DES BESTEN MODUS

[0030] Ein Beatmungsgerät, das eine Form der Erfindung ausführt, ist in [Fig. 2](#) dargestellt, in dem ein Gebläse **10** atembares Gas zu einer Maske **11** für Kommunikation mit dem Luftweg einer Person über ein Zuführungsrohr **12** und Austritt in die Atmosphäre über eine Austrittsvorrichtung **13** zuführt. Der Luftstrom an der Maske **11** wird unter Verwendung eines Pneumotachographen **14** und eines Differenzialdruckwandlers **15** gemessen. Das Maskenstromsignal **22** von dem Wandler **15** wird von einer Mikrosteuerung **16** erfasst. Der Maskendruck wird an der Öffnung **17** unter Verwendung eines Druckwandlers **18** gemessen. Das Drucksignal **24** von dem Wandler **18** wird auch von der Mikrosteuerung **16** erfasst. Die Mikrosteuerung **16** sendet ein Momentanmaskendruck-Anforderungssignal **26** an ein Servoelement **19**, das das Druckanforderungssignal (d. h. das Signal des gewünschten Drucks) **26** mit dem Signal des tatsächlichen Drucks **24** von dem Wandler **18** vergleicht, um einen Motor **20** zu steuern, der das Gebläse **10** antreibt. Die Einstellungen der Mikrosteuerung **16** können über den seriellen Anschluss **21** angepasst werden.

[0031] Es versteht sich, dass die Maske ebenso durch einen Tracheotomietubus, einen Endotrachealtubus, Nasenkissen oder andere Mittel, um eine abgedichtete Verbindung zwischen dem Luftführungsmittel und dem Luftweg der Person herzustellen, ersetzt werden könnte.

[0032] Die Schritte, die von der Mikrosteuerung **16** ausgeführt werden, um den angeforderten Maskendruck zu bestimmen, werden jetzt beschrieben.

[0033] Die Mikrosteuerung **16** nimmt die Maskenluftstrom- und -drucksignale **22**, **24** an und bestimmt durch ein geeignetes Verfahren aus diesen Signalen den momentanen Strom durch ein etwaiges Leck zwischen der Maske und der Person. Beispielsweise kann die Leitfähigkeit des Lecks als der momentane Maskenluftstrom, der mit einer Zeitkonstanten von 10 Sekunden tiefpassgefiltert wurde, dividiert durch die gleichermaßen tiefpassgefilterte Quadratwurzel des momentanen Maskendrucks, geschätzt werden, und der momentane Leckstrom kann als diese Leitfähigkeit multipliziert mit der Quadratwurzel des momentanen Maskendrucks berechnet werden. Der respiratorische Luftstrom wird dann berechnet als der momentane Maskenluftstrom minus den momentanen Leckstrom.

[0034] Nachdem die Mikrosteuerung **16** den respiratorischen Luftstrom bestimmt hat, bestimmt sie jetzt den kürzlichen durchschnittlichen absoluten respiratorischen Luftstrom der Person als den 100 Sekunden tiefpassgefilterten Absolutwert des respiratorischen Luftstroms. Die Zeitkonstante von 100 Sekunden wird ausgewählt, weil sie im Vergleich mit der Lungen-Chemorezeptor-Verzögerung von Patienten mit Cheyne-Stokes-Atmung oder zentraler Schlafapnoe (normalerweise bis zu 20 s) lang ist und etwas länger ist als die Zykluszeit von typischer Cheyne-Stokes-Atmung von etwa 60 Sekunden. Längere Zeitkonstanten ergeben prinzipiell eine bessere Unterdrückung der Cheyne-Stokes-Atmung, solange der Chemorezeptor-Einstellpimkt der Person konstant ist, aber brauchen länger, um sich bei einsetzendem Schlaf zu beruhigen, und brauchen länger, um Änderungen des Einstellpunkts zu verfolgen. Der Begriff „kürzlicher Durchschnitt“ wird im Sinne von kürzlich im Vergleich mit dem Schlaf einer ganzen Nacht verwendet. Im Vergleich mit „momentaner“ Ventilation, die auf einer Zeitskala eines einzelnen Atemzugs oder weniger gemessen wird, ist der 100 Sekunden tiefpassgefilterte Absolutwert des respiratorischen Luftstroms jedoch natürlich ein Langzeitdurchschnitt.

[0035] Ein angestrebter absoluter respiratorischer Luftstrom wird dann als 95% des kürzlichen durchschnittlichen absoluten respiratorischen Luftstroms berechnet. Größere Werte können in positiver Rückkopplung resultieren, die zu einer Abweichung in der Ventilation führen, während kleinere Werte restliche Cheyne-Stokes-Atmung zulassen.

[0036] [Fig. 5](#) zeigt die obigen Schritte schematisch. Die obige Aufzeichnung in der Figur ist der respiratorische Luftstrom. Die zweite Aufzeichnung, gekennzeichnet als „momentane Ventilation 1“, ist der Absolutwert des respiratorischen Luftstroms. Die untere Aufzeichnung zeigt schematisch ein anderes Maß der momentanen Ventilation, gekennzeichnet als „momentane Ventilation 2“, die die momentane Ventilation 1 tiefpassgefiltert mit einer Zeitkonstanten von einigen wenigen Atemzügen ist. Die momentane Ventilation 2 könnte als ein Maß der Ventilation ebenso anschließend als ein Eingang in eine Servosteuerung verwendet werden, um den Grad der Atemunterstützung anzupassen, obwohl dies unter Umständen nicht die optimale Vorgehensweise ist. Die untere Aufzeichnung zeigt außerdem schematisch die kürzliche durchschnittliche Ventilation und die Zielventilation.

[0037] Nach der Berechnung der Zielventilation berechnet eine Mikrosteuerung jetzt eine Maskendruck-Modulationsamplitude A. Das Ziel dieses Schritts ist, die Druckmodulationsamplitude in eine Richtung entgegengesetzt zu Änderungen im Ausgang von der eigenen respiratorischen Steuerung der Person zu modulieren, um mehr Unterstützung bereitzustellen, wenn die Person schwache Anstrengungen unternimmt, und weniger Unterstützung, wenn die Person starke Anstrengungen unternimmt, wodurch die Atmung der Person stabilisiert wird. In diesem Schritt ist es erforderlich, dass die Servosteuerung eine Verzögerung haben sollte, die im Vergleich mit der Verzögerung der eigenen respiratorischen Steuerung der Person sehr kurz ist; eine lange Verzögerung würde die Atmung der Person weiter destabilisieren. Wenn eine proportionale oder integrale Steuerung mit einem Maß der Ventilation der Person gespeist würde, das über viele Sekunden genommen wird, beispielsweise länger als im Fall der „momentanen Ventilation 2“ in [Fig. 5](#), würde die Verzögerung der Steuerung zu lang sein. Würde umgekehrt eine proportionale Steuerung mit dem korrigierten momentanen respiratorischen Luftstrom (wie bei der momentanen Ventilation 1 in [Fig. 5](#)) versorgt werden, würde der Ausgang der Steuerung außerhalb der Phase mit den Atemanstrengungen der Person schwanken, und die Person würde eine Zunahme bei der Atemarbeit wahrnehmen. In der vorliegenden Implementierung wird eine beschränkte integrale Steuerung mit der momentanen Ventilation 1, dem Absolutwert des respiratorischen Luftstroms, gespeist. Der Prozess der Integration glättet und verzögert Änderungen innerhalb des Atems in der Amplitude A, so dass die Person keine Zunahme in der Atemarbeit wahrnimmt. Ein geeigneter Algorithmus ist wie folgt: berechne einen Fehlerterm e gleich dem momentanen absoluten respiratorischen Luftstrom minus den angestrebten absoluten respiratorischen Luftstrom; setze die Druckmodulationsamplitude A gleich

$$A = \int G \, dt$$

wobei G die Integralverstärkung der Steuerung ist, normalerweise $-0,3 \text{ cmH}_2\text{O L/min pro Sekunde}$, und das Integral A auf einen praktischen Bereich wie $3\text{--}12 \text{ cmH}_2\text{O}$ beschränkt wird.

[0038] Größere Werte von G können in positiver Rückkopplung in der Steuerung führen. Kleinere Werte werden eine gewisse restliche unbehandelte Cheyne-Stokes-Atmung oder zentrale Schlafapnoe zulassen. Die minimale Amplitude ($3 \text{ cmH}_2\text{O}$ ist ein geeigneter Wert für die meisten Personen) wird so ausgewählt, dass sie in der Größenordnung von 50% der geschätzten Amplitude ist, die erforderlich ist, um die gesamte Atemarbeit der Person im stabilen Zustand durchzuführen. Ein minimaler Wert dieser Größenordnung bietet eine starke Verbesserung des Komforts gegenüber einem minimalen Wert von null. Die maximale Amplitude ($12 \text{ cmH}_2\text{O}$ ist normal) wird so ausgewählt, dass sie ungefähr das Doppelte der Amplitude ist, die die gesamte Atemarbeit der Person ausführen würde (und daher ausreichend ist, um die Atmung der Person zu unterstützen, wenn er sämtliche Anstrengungen einstellt), aber kleiner ist als ein Wert, der nicht komfortabel oder gefährlich wäre.

[0039] Die Mikrosteuerung **16** bestimmt dann die momentane Phase Φ im respiratorischen Zyklus aus dem momentanen respiratorischen Luftstrom, schlägt ein Druckwellenformmuster $\Pi(\Phi)$ nach und setzt den momentanen Maskendruck auf:

$$P_{\text{mask}} = P_0 + A \Pi(\Phi)$$

wobei P_0 ein expiratorischer Enddruck ist, normalerweise $5\text{--}10 \text{ cmH}_2\text{O}$, aber so ausgewählt, dass er ausreichend ist, um jegliches unterliegende obstruktive Schlafapnoe-Syndrom zu behandeln.

[0040] In einer einfachsten Ausführungsform wird die respiratorische Phase Φ als zweiwertig genommen: inspiratorisch, wenn der momentane respiratorische Luftstrom positiv ist, und anderenfalls expiratorisch, und $\Pi(\Phi)$ ist eins für Einatmung und null für Ausatmung. Wenn die Phase länger als eine eingestellte Zeit, die so ausgewählt wird, dass sie geringfügig länger als die normale Ausatemungszeit der Person ist, expiratorisch war, wird die Phase zu inspiratorisch gewechselt.

[0041] In einer anderen Ausführungsform ist Φ eine kontinuierliche Variable von null bis 1 Umdrehung und das Druckwellenform-Muster $\Pi(\Phi)$ ist wie in [Fig. 3](#) dargestellt. In dieser Ausführungsform bestimmt die Mikrosteuerung Φ unter Verwendung der folgenden Fuzzy-Logik-Regeln:

1. Wenn der Luftstrom null ist und schnell zunimmt, ist die Phase 0 Umdrehungen.
2. Wenn der Luftstrom groß positiv und stetig ist, ist die Phase 0,25 Umdrehungen.
3. Wenn der Luftstrom null ist und schnell fällt, ist die Phase 0,5 Umdrehungen.
4. Wenn der Luftstrom groß negativ und stetig ist, ist die Phase 0,75 Umdrehungen.
5. Wenn der Luftstrom null und stetig ist und der 5 Sekunden tiefpassgefilterte Absolutwert des respiratorischen Luftstroms groß ist, ist die Phase 0,9 Umdrehungen.
6. Wenn der Luftstrom positiv und die Phase expiratorisch ist, ist die Phase 0 Umdrehungen.
7. Wenn der Luftstrom negativ und die Phase inspiratorisch ist, ist die Phase 0,5 Umdrehungen.
8. Wenn der 5 Sekunden tiefpassgefilterte Absolutwert des respiratorischen Luftstroms klein ist, nimmt die Phase im respiratorischen Zyklus mit einer festen Rate gleich der erwarteten respiratorischen Rate der Person zu.
9. Wenn der 5 Sekunden tiefpassgefilterte Absolutwert des respiratorischen Luftstroms groß ist, nimmt die Phase im respiratorischen Zyklus mit einer stetigen Rate gleich der existierenden Rate der Phasenänderung zu, tiefpassgefiltert mit einer Zeitkonstanten von 20 Sekunden.

[0042] Das Fuzzy-Ausmaß, zu dem der Luftstrom „groß“, „stetig“ usw. ist, kann mit geeigneten Mitgliedschaftsfunktionen bestimmt werden.

[0043] Die Regeln 1–4 schätzen die Phase direkt aus dem momentanen respiratorischen Luftstrom. Die Regel 5 gestattet eine expiratorische Pause, deren Länge lang sein kann, wenn die Person kürzlich adäquat geatmet hat, oder kurz oder gleich null, wenn die Person nicht atmet. Dies ist insbesondere angemessen für Personen mit Cheyne-Stokes-Atmung, weil eine expiratorische Pause nicht gestattet werden sollte, wenn die Person apnoisch ist. Die Regeln 6–7 dienen einer schnellen Neusynchronisation in dem Fall, dass die Person unregelmäßig atmet. Die Regel 8 stellt das Äquivalent eines zeitgesteuerten Backups bereit, bei der, wenn die Person aufgehört hat zu atmen oder nicht adäquat atmet, das Beatmungsgerät mit einer geeigneten festen Rate arbeitet. Die Regel 9 bewirkt, dass, wenn die Person adäquat atmet, das Beatmungsgerät dahin tendiert, die kürzliche durchschnittliche respiratorische Rate der Person zu verfolgen. Dies ist insbesondere angemessen

sen bei Personen mit Herzversagen und Cheyne-Stokes-Atmung, deren respiratorische Rate dahin tendiert, trotz rhythmischer Änderungen in der Amplitude extrem stetig zu sein.

[0044] Eine Auswirkung des ändernden Grads der Aktivierung der Regeln 8 und 9 ist, dass zum Fuzzy-Ausmaß, zu dem die momentane Ventilation gleich der Zielventilation ist oder diese überschreitet, Atemunterstützung phasengleich mit den eigenen respiratorischen Anstrengungen der Person bereitgestellt wird, und zum Ausmaß, zu dem die momentane Ventilation geringer als die Zielventilation ist, Atemunterstützung mit einer voreingestellten Rate bereitgestellt wird.

[0045] In einer Entwicklung dieser Ausführungsform kann die Gewichtung der Regeln 1–6 proportional zu dem Fuzzy-Ausmaß gemacht werden, zu dem die momentane Ventilation im Vergleich mit der Zielventilation groß ist. Dies verstärkt die Tendenz der Vorrichtung, so zu agieren, wie im vorherigen Absatz beschrieben.

[0046] In einer weiteren Entwicklung kann die Gewichtung der Regeln 1–6 und auch der Regel 9 kleiner gemacht werden und die Gewichtung der Regel 8 kann größer sein, wenn das Leck groß ist oder wenn eine plötzliche Änderung im Leck auftritt. In dieser Weise wird zum Ausmaß, zu dem das Signal des respiratorischen Luftstroms von hoher Qualität ist, Atemunterstützung bereitgestellt, wie in den vorstehenden Absätzen beschrieben, aber zum Ausmaß, zu dem das Signal des respiratorischen Luftstroms von schlechter Qualität ist und es schwierig ist, eine zuverlässige Synchronisation mit den Anstrengungen des Patienten zu erreichen, oder zu wissen, ob die Anstrengungen des Patienten adäquat sind, Atemunterstützung in einer geordneten Weise mit einer vorbestimmten festen Rate bereitgestellt wird.

[0047] Unter der Annahme, dass der PCO_2 der schlafenden Person geringfügig oberhalb des Chemorezeptor-Einstellpunktes der Person stabil ist und der Luftweg offen ist, bleibt das System stabil. Dies wird wie folgt erklärt. Die minimale Amplitude A von $3 \text{ cmH}_2\text{O}$ wird etwas von der hohen Atemarbeit der Person entlasten, ist aber zu klein, um die gesamte respiratorische Arbeit bereitzustellen, die erforderlich ist, um Ventilation und PCO_2 am Einstellpunkt der Person zu halten. Daher wird ein Fehlersignal von den Chemorezeptoren der Person vorhanden sein. Daher wird die Person spontane Atemanstrengungen unternehmen (aber weniger als normal), und der obere Luftweg wird durchgängig sein. Da die Zielventilation nur 95% der spontanen Ventilation beträgt, wird die tatsächliche Ventilation geringfügig höher als die Zielventilation sein, und die Integrator bestimmende Amplitude A wird an der minimalen Amplitude beschränkt bleiben. Wenn eine primäre Reduktion in der Ventilation der Person von mehr als 5% aufgrund einer primären Reduktion der Atemanstrengungen oder Erhöhung des Widerstands im Luftweg vorkommt, erfolgt eine sofortige und schnelle Zunahme der Amplitude A , die ausreichend ist, um die Ventilation auf einer Stufe von mindestens 95% der vorherigen spontanen Stufe zu halten, wodurch Hypopnoe vermieden wird.

[0048] Ein Beispiel ist schematisch in [Fig. 6](#) dargestellt. Bei den ersten 4 Atemzügen unternimmt die Person stetige respiratorische Anstrengungen und die Druckmodulationsamplitude A bleibt auf dem minimalen Wert von $3 \text{ cmH}_2\text{O}$. Der respiratorische Luftstrom erfolgt aufgrund der kombinierten Wirkungen der Person und des Beatmungsgeräts. An der ersten vertikalen Linie **1** lassen die spontanen Anstrengungen der Person nach. Für die nächsten 12 Atemzüge beruht sämtlicher respiratorischer Luftstrom ausschließlich auf der Maschine. Der erste Atemzug wird ungefähr pünktlich zugeführt, erzeugt aber weniger respiratorischer Luftstrom als normal, weil nur der minimale Grad von Unterstützung bereitgestellt wird. Über die nächsten Atemzüge steigt die Amplitude A schnell auf das Maximum von $10 \text{ cmH}_2\text{O}$, wodurch der respiratorische Luftstrom auf fast seine ursprüngliche Stufe wiederhergestellt wird. An der zweiten vertikalen Linie **11** nimmt die Person die spontanen respiratorischen Anstrengungen wieder auf der vorherigen Stufe auf und der Grad der von der Maschine erzeugten Unterstützung wird schnell wieder reduziert. In [Fig. 6](#) ist zu beachten, dass die Person während einer Periode des Nachlassens der spontanen Anstrengungen aufgrund der Operation der Fuzzy-Regel 8 mit der voreingestellten respiratorischen Rate beatmet wird. Umgekehrt wird während der Perioden normaler Anstrengungen Unterstützung phasengleich mit den Anstrengungen der Person bereitgestellt. Diese können langsamer als die voreingestellte Rate sein (wie in [Fig. 6](#)) oder können schneller als die voreingestellte Rate sein.

[0049] Die Person kann ihre spontane Ventilation jederzeit willkürlich erhöhen. Beispielsweise werden Übergangsmäßige Zunahmen der Ventilation aufgrund von kurzem Aufwachen zu einem kleinen Grad von Hypokapnie führen, aber die resultierende sekundäre Reduktion oder Einstellung der Anstrengungen der Person werden erneut unverzüglich durch eine Zunahme der Amplitude A begegnet, die ausreichend ist, um die Ventilation auf einer Stufe von mindestens 95% der vorherigen stetigen Stufe zu halten. Umgekehrt werden langsame Änderungen des Chemorezeptor-Einstellpunktes der Person über Minuten in graduellen Änderungen der Zielventilation resultieren, die auf 95% der tatsächlichen Ventilation der Person bleiben wird. Dies ist schematisch in [Fig. 7](#) dargestellt. Die untere Aufzeichnung zeigt den respiratorischen Luftstrom, der über eine Pe-

riode von 30 Minuten langsam abnimmt. Die berechnete kürzliche durchschnittliche Ventilation und die Zielventilation (mittlere Aufzeichnung) nehmen gleichermaßen im Verlauf der dreißig Minuten ab. Da jedoch die kürzliche durchschnittliche Ventilation immer größer ist als die Zielventilation, bleibt der Grad der Unterstützung immer am Minimum (obere Aufzeichnung).

[0050] Eine Ausführungsform der Erfindung wurde an zehn Patienten mit schwerem Herzversagen und Cheyne-Stokes-Atmung während des Schlafs erprobt. Die Zielventilation wurde anfangs auf 5–7,5 L/min eingestellt und der expiratorische Enddruck P_0 wurde auf 8 cmH₂O eingestellt. Die Erprobung mit den Patienten erfolgte jeweils mit einem einer Kontrollnacht (keine Unterstützung), Sauerstoff durch die Nase mit 2 L/min, CPAP (7–10 cmH₂O je nach Toleranz, Zweiebenen-CPAP (Maschine ResMed VPAP-ST mit VPAP bei 4 cmH₂O und IPAP bei 12–18 cmH₂O je nach Erfordernis, mit der Backup-Rate bei 2 L/min unter der spontanen Rate) und einem Prototyp der Maschine Auto CSTM dieses Anmelders.

[0051] Der Apnoe+Hypopnoe-Index (Am), der ASDA-Mikroaufwach-Index (ARI) und die prozentuale Zeit in orthodoxem (SWS) und REM-Schlaf wurden unter Verwendung von standardmäßigen Prozeduren berechnet. Die Ergebnisse werden als Mittelwert \pm sem präsentiert. Die statistische Analyse wird wiederholt und misst ANOVA nach der Rangtransformation.

	Kontrolle	Sauerstoff	CPAP	VPAP-ST	Auto CS
AHI (hf ⁻¹)	43,3 \pm 3,5 ⁺	24,8 \pm 3,2 ⁺	24,1 \pm 3,4 ⁺	9,0 \pm 1,3 [*]	4,8 \pm 0,9
ARI (hf ⁻¹)	48,1 \pm 3,6 ⁺	34,7 \pm 4,5 ⁺	30,8 \pm 3,5 ⁺	18,4 \pm 3,4	14,5 \pm 2,6
SWS (%)	13,7 \pm 2,8	19,8 \pm 2,6	19,3 \pm 3,5	20,8 \pm 3,0	21,1 \pm 2,7
REM (%)	10,5 \pm 2,1 ⁺	13,3 \pm 2,4	12,2 \pm 1,6 [*]	15,3 \pm 2,3	18,4 \pm 0,6

* Auto CD P < 0,05, + Auto CS P < 0,01

[0052] Bei den meisten Personen fiel der transkutane PCO₂ um ungefähr 5–10 mmHg aufgrund einer Periode von Hyperventilation in den ersten wenigen Minuten des Wachatmens. Dies resultierte in einer gewissen Instabilität des oberen Luftwegs und restlicher milder Cheyne-Stokes-Atmung in den ersten 20–40 Minuten des Schlafs. Anschließend war die Cheyne-Stokes-Atmung weitgehend aufgehoben. [Fig. 4](#) zeigt dieselbe Person wie [Fig. 1](#), auch im Nicht-REM-Schlaf der Stufe 3, aber dieses Mal unter Verwendung des neuen Geräts. Die Ausschläge des Maskendrucks sind weitgehend mit denen in [Fig. 1](#) vergleichbar, aber sehr kleine Veränderungen im Lauf der Zeit sind sichtbar, da das Gerät sämtlichen Veränderungen in der Ventilation der Person entgegenwirkt. Es ist deutlich, dass die Bewegung des Rippenkorbs der Person (d. h.

[0053] gemessen mit einem Brustatmungsband) und die Sauerstoffsättigung (SaO₂) im Vergleich mit [Fig. 1](#) außerordentlich stabilisiert sind und Cheyne-Stokes-Atmung eliminiert wurde.

[0054] Bei einigen Personen konnte die Periode der instabilen Atmung unmittelbar nach dem Einschlafen eliminiert werden, indem die Person gebeten wurde, 20 Minuten nach dem Anlegen der Maske und vor dem Einschlafen wach zu bleiben, um die Lungenüberbelüftung unmittelbar vor dem Einschlafen zu minimieren.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Behandlung von Herzversagen, Cheyne-Stokes-Atmung oder zentraler Schlafapnoe, umfassend:

eine steuerbare Quelle (10) atembaren Gases bei positivem Druck;

Mittel (11, 12) zur Zuführung des atembaren Gases bei positivem Druck zum Atemweg einer Person;

Mittel (14, 15, 16) zum Ableiten eines Maßes des respiratorischen Luftstroms der Person;

Mittel (16) zum Ableiten eines Maßes der momentanen Ventilation der Person;

Mittel (16) zum Ableiten eines Langzeitmaßes der Ventilation, abgeleitet von dem Maß des respiratorischen Luftstroms; und

eine Servosteuerung (16), die eine Eingangsvariable und eine Referenzquantität annimmt und einen Ausgang erzeugt, der verwendet wird, um den Wert der Eingangsvariablen hin zum Wert der Referenzquantität zu bringen;

wobei die Eingangsvariable ein Maß der momentanen Ventilation ist, und

dadurch gekennzeichnet, dass die Referenzquantität ein Anteil des Langzeitmaßes der Ventilation ist,

wobei die Langzeit eine Zeitskala ist, die länger ist als die des Zunahme-Abnahme-Zyklus der unbehandelten Cheyne-Stokes-Atmung oder der zentralen Schlafapnoe.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Anteil kleiner ist als ein Wert, der bei positiver Rückkopplung resultieren wird, und ausreichend groß ist, um Cheyne-Stokes-Atmung zu reduzieren oder zu eliminieren.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Anteil des Langzeitmaßes der Ventilation mit einem Prozentsatz korrespondiert, der 95% beträgt.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Maß der momentanen Ventilation als das Volumen des atembaren Gases, das über eine Zeitperiode von weniger als mehrere Sekunden inspiriert wird, berechnet wird.
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Maß der momentanen Ventilation als das Volumen des atembaren Gases, das über eine Zeitperiode von weniger als mehrere Sekunden expiriert wird, berechnet wird.
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Maß der momentanen Ventilation als der Durchschnitt der Volumen des atembaren Gases, das über eine Zeitperiode von weniger als mehrere Sekunden inspiriert und expiriert wird, berechnet wird.
7. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Maß der momentanen Ventilation als der halbe Durchschnitt des Absolutwerts des respiratorischen Luftstroms über ein Intervall, das im Vergleich mit mehreren Sekunden kurz ist, berechnet wird.
8. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Maß der momentanen Ventilation als der halbe Absolutwert des respiratorischen Luftstroms, tiefpassgefiltert mit einer Zeitkonstanten, die im Vergleich mit mehreren Sekunden kurz ist, berechnet wird.
9. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die Servosteuerung weiterhin betriebsfähig ist, um den Grad der ventilatorischen Unterstützung, die von dem atembaren Gas, das dem Atemweg der Person zugeführt wird, bereitgestellt wird, zu begrenzen, um zu verhindern, dass der Grad der dadurch bereitgestellten ventilatorischen Unterstützung unter einen minimalen Grad der Unterstützung fällt, wobei der minimale Grad der Unterstützung ausreichend ist, um etwas der respiratorischen Arbeit der Person durchzuführen, aber geringer ist als die ventilatorische Unterstützung, die erforderlich ist, um sämtliche respiratorische Arbeit der Person durchzuführen.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1–8, wobei die Servosteuerung weiterhin betriebsfähig ist, um den Grad der ventilatorischen Unterstützung, die von dem atembaren Gas, das dem Atemweg der Person zugeführt wird, bereitgestellt wird, zu begrenzen, um zu verhindern, dass der Grad der dadurch bereitgestellten ventilatorischen Unterstützung einen maximalen Grad der Unterstützung übersteigt, wobei der maximale Grad der Unterstützung ausreichend ist, um das meiste der oder sämtliche Atemarbeit der Person durchzuführen, aber nicht ausreichend ist, um gefährlich zu sein.
11. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die Servosteuerung weiterhin betriebsfähig ist, um das atembare Gas, das dem Atemweg der Person zugeführt wird, phasengleich mit dem respiratorischen Luftstrom der Person zu modulieren, wenn die Person adäquat atmet, und um das atembare Gas, das dem Atemweg der Person zugeführt wird, mit einer voreingestellten Rate zu modulieren, wenn die Person nicht adäquat atmet.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

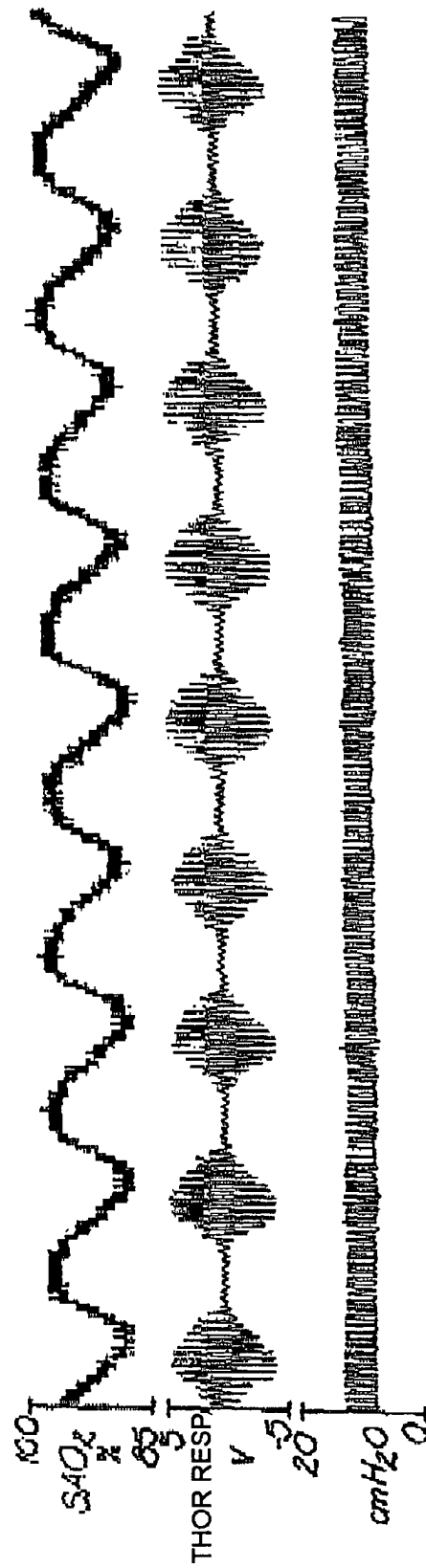


FIG. 1

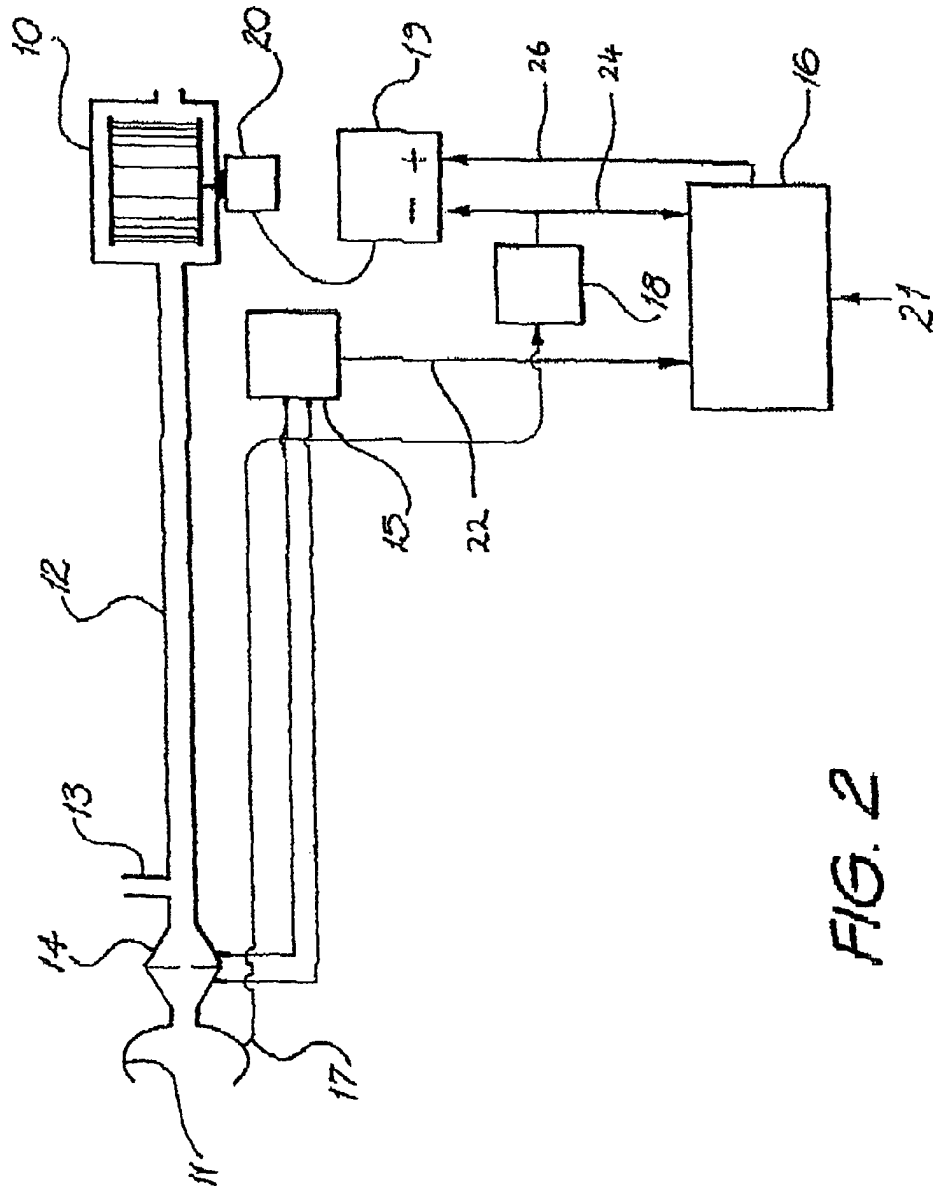


FIG. 2

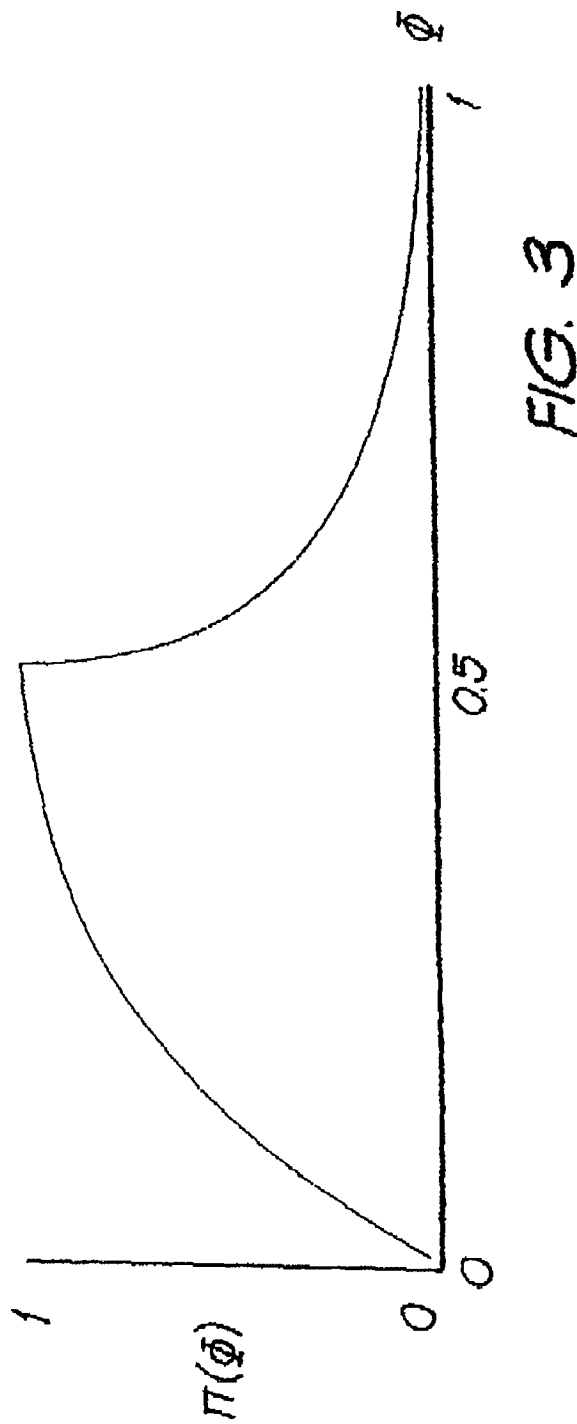


FIG. 3

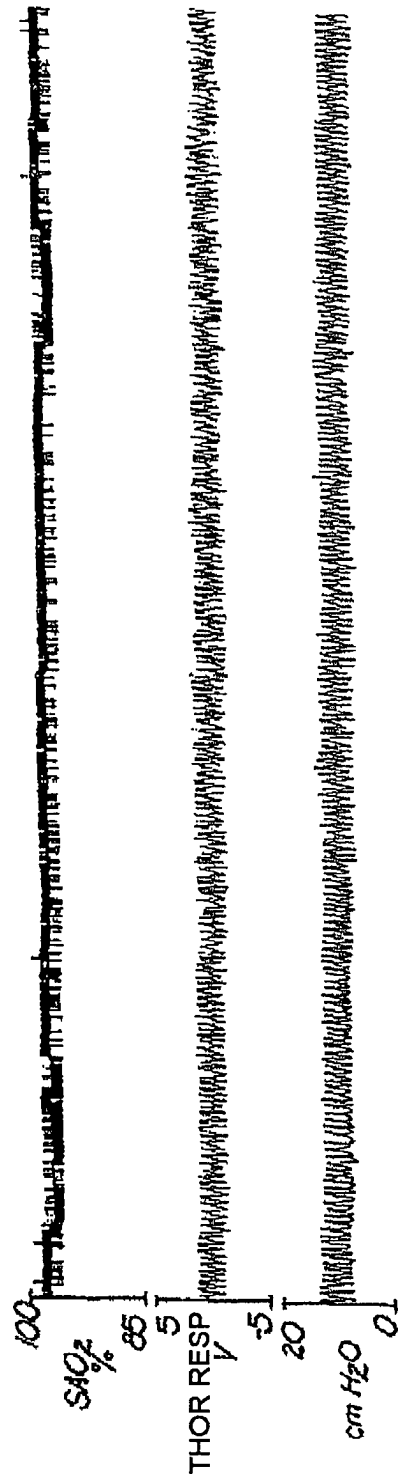
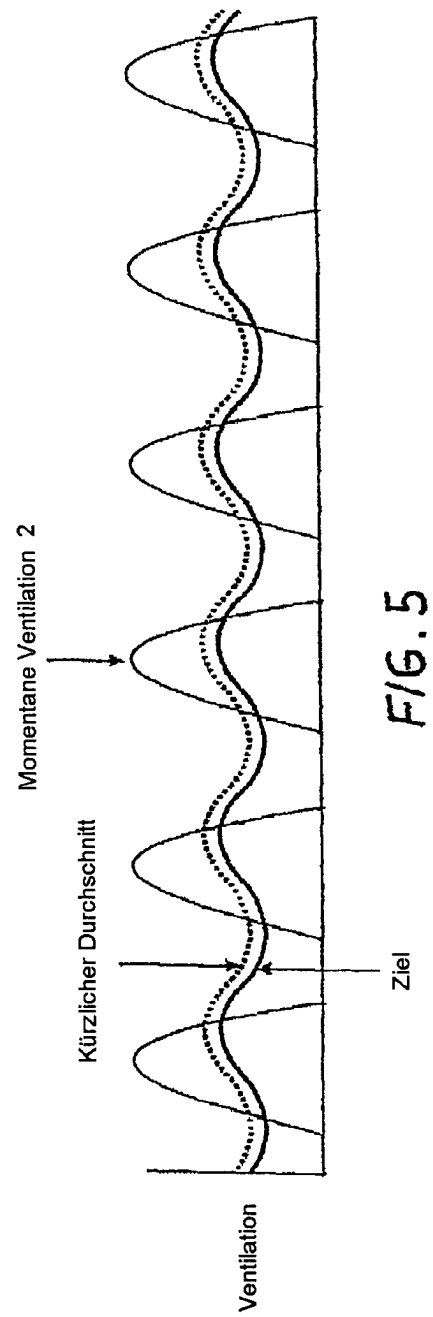
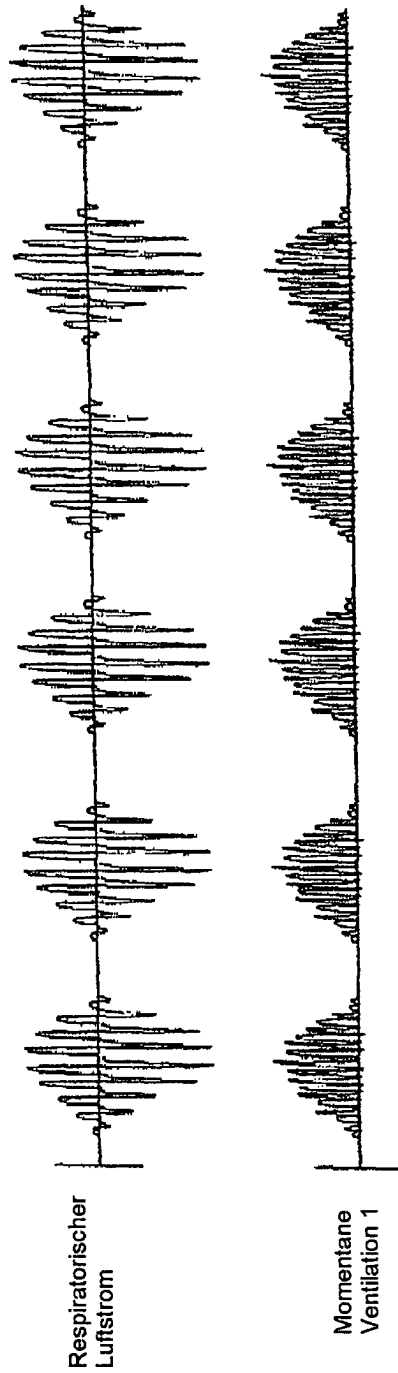


FIG. 4



F/6.5

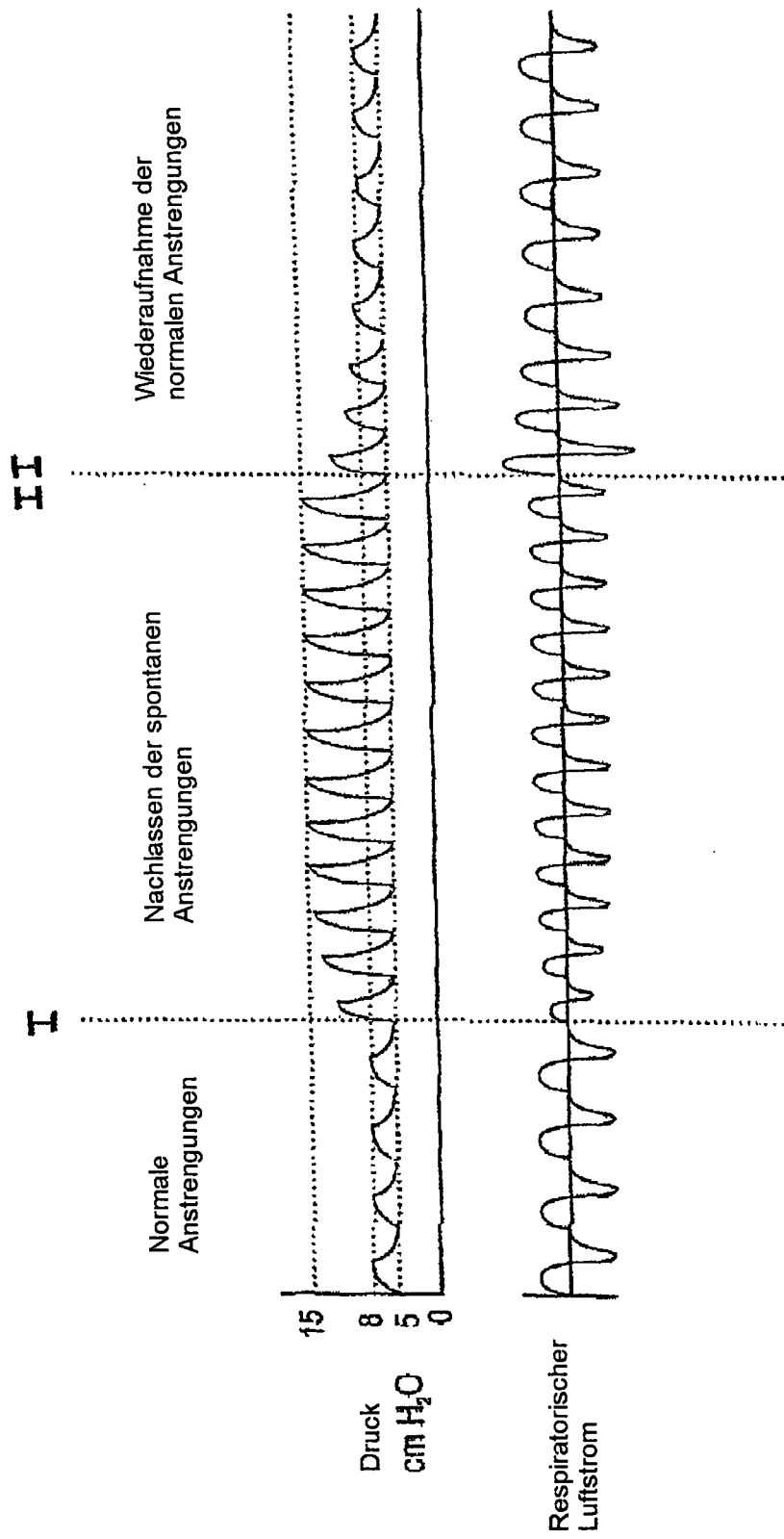


Fig 6

