



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 696 35 677 T2 2006.09.07

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 060 755 B1

(51) Int Cl.⁸: A61M 16/00 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 696 35 677.5

(96) Europäisches Aktenzeichen: 00 118 384.7

(96) Europäischer Anmeldetag: 18.06.1996

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 20.12.2000

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 28.12.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 07.09.2006

(30) Unionspriorität:
9502543 10.07.1995 SE

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH, DE, ES, FI, GB, IT, LI, NL, SE

(73) Patentinhaber:
Lachmann, Burkhard, Prof. Dr., 17268 Templin, DE

(72) Erfinder:
Lachmann, Prof. Dr., Burkhard, 17268 Gross Dölln,
DE; Rajan, Govinda, 1273 KR Huizen, NL; Böhm,
Stephan, 51429 Bergisch Gladbach, DE

(74) Vertreter:
KRAMER - BARSKE - SCHMIDTCHEN, 81245
München

(54) Bezeichnung: Künstliches Atmungssystem

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 eingelebt, 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

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein künstliches Beatmungssystem gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1.

[0002] Es soll bemerkt werden, dass in Verbindung mit dieser Anmeldung der Ausdruck Inspirationsimpuls alle relevanten Parameter einschließt, die auf irgendeine Weise den Inspirationsimpuls und seine Auswirkung auf ein Lungen system definieren. Zum Beispiel wird der positive endexpiratorische Druck (PEEP) normalerweise als externer Überdruck auf die Lunge am Ende der jeweiligen Expiration eingestellt. Der darauf folgende Inspirationsimpuls wird jedoch bei diesem erhöhten Druck beginnen und der Effekt des Inspirationsimpulses auf die Lunge ist ebenfalls vom PEEP abhängig. PEEP ist deshalb also ein relevanter Parameter für den Inspirationsimpuls. Die gleiche Beurteilung gilt für die Betrachtung der Expirationszeit, da der Effekt eines speziellen Inspirationsimpulses ebenfalls abhängig ist, unter anderem, vom Verhältnis zwischen der Inspirationszeit und der Expirationszeit.

[0003] Die Lunge ist eines der wichtigsten Organe in einem Lebewesen. Die Hauptfunktion der Lunge ist der Gasaustausch zwischen dem Organismus und der Umgebung. Sauerstoff (O_2) in der Luft wird in das Blutsystem diffundiert und Kohlendioxid (CO_2) diffundiert aus dem Blutsystem in die Luft in der Lunge. Das CO_2 wird dann während der Expiration aus der Lunge entfernt. Der tatsächliche Gasaustausch findet an der Luft-/Flüssigkeitsgrenzfläche in der Alveole statt. In einem gesunden menschlichen Lungen system befinden sich etwa 300 Millionen Alveolen mit einer Gesamtfläche von etwa $100 m^2$. Die Alveolen sind im pulmonalen Kapillarnetzwerk eingebunden, das ein feines Netzwerk von winzigen Kapillaren bildet. Die Kapillaren sind so dünn, dass gleichzeitig nur eine rote Blutzelle hindurch gehen kann.

[0004] Als Folge von Verletzungen oder einer Krankheit oder sogar in Folge einer künstlichen Ventilation (wie bei einer Anästhesie) kann die Lungenfunktion in einem solchen Ausmaß beeinträchtigt sein, dass der Patient (normalerweise ein menschliches Wesen oder ein Haustier) keine ausreichende spontane Atmung aufrechterhalten kann. Eine künstliche Beatmung oder Ventilation muss dann vorgesehen werden. Der einfachste und schnellste Weg eine künstliche Beatmung in kritischen Situationen vorzusehen, ist die Mund-zu-Mund-Beatmung. Diese ist jedoch weder ausreichend für eine längere Behandlung, noch ist sie ausreichend für sämtliche Arten von akuten Krankheiten.

[0005] Die mechanische künstliche Beatmung ist seit langem bekannt, zum Beispiel durch die sogenannte "eiserne Lunge". Die eiserne Lunge enthält

eine Kammer, die den Patienten bis zum Hals bedeckt. Um den Patienten zum Einatmen zu zwingen, wird Luft aus der Kammer gepumpt und hierdurch die Brust gezwungen sich auszudehnen. Luft strömt dann in die Lunge hinunter. Die voluminöse Kammer und das Problem den Körper des Patienten vollständig umschlossen zu halten, sind die Hauptnachteile bei dieser Art von künstlicher Beatmung, die üblicherweise als Negativdruck-Beatmung bezeichnet wird.

[0006] Während der Polio-Epidemie in den 1950ern war für eine große Anzahl von Patienten plötzlich ein großer Bedarf an künstlicher Beatmung. Es wurde dann die Positivdruck-Beatmung entwickelt. Im Prinzip wurde eine Kolbenpumpe benutzt zur Erzeugung eines Überdruckes, der über einen Schlauch und eine Atemmaske Luft in die Lunge des Patienten drückte. Die Pumpen wurden zu Beginn manuell gesteuert, normalerweise durch Studenten, die regelmäßig Luft in die Lungen der Patienten pumpten. Es wurden dann für die Pumpe mechanische Antriebsmechanismen entwickelt.

[0007] Die meisten dieser ersten Positivdruck-Ventilationssysteme steuerten das Tidal-Volumen (V_t) des Patienten, da sie während jeder Inspiration ein bestimmtes Volumen, d.h. das Hub-Volumen der Pumpe, in die Lunge des Patienten pressten. Solange die Lunge eine gute Compliance (Dehnbarkeit) aufweist, verursacht dies kein Problem. Wenn aber atelektatische Bereiche (nicht belüftete Lungenabschnitte) vorhanden sind, d.h. wenn die Lunge "steif" ist, kann das zugeführte Volumen innerhalb der Lunge Drücke hervorrufen, die die Lunge beschädigen. Der Druckunterschied zwischen verschiedenen Bereichen der Lunge kann Scherkräfte hervorrufen, die die Lunge beschädigen und die Genesungszeit des Patienten verlängern. Ein hoher absoluter Druck kann dazu führen, dass benachbarte Alveolen eine zwischenliegende Kapillare zusammendrücken und den vitalen Blutfluss unterbinden (Überdehnung). In schweren Fällen kann ein exzessiver Druck sogar ein Reißen des Gewebes hervorrufen.

[0008] In der Zwischenzeit sind künstliche Beatmungssysteme wesentlich verbessert worden. In den 60ern wurden elektronisch gesteuerte Ventilatoren entwickelt, die Druck und Fluss mit höherer Genauigkeit als die vorhergehenden mechanischen Ventilatoren steuern konnten. Ebenso wurden mehrere neue Ventilationsarten entwickelt.

[0009] In einer modernen bekannten Ventilatorsystem-Technik, wie die beim Servo Ventilator 300, Siemens-Elema AB, Schweden, kann der Arzt unter einer großen Anzahl an Ventilationsarten auswählen, wie Drucksteuerung (PC), Druckunterstützung (PS), Volumensteuerung (VC), Volumenunterstützung (VS), druckregulierter Volumensteuerung (PRVC), kontinuierlichem positivem Atemwegdruck (CPAP),

synchronisierter intermittierender maschineller Beatmung (SIMV) und anderen einschließlich von Variationen der erwähnten Arten. Es ist auch möglich einen denselben Ventilator für neugeborene, jugendliche und erwachsene Patienten zu benutzen.

[0010] Es ist jedoch nicht ausreichend, der Lunge des Patienten nur Atemluft zuzuführen. Da alle Lungenstems individuell ausgebildet sind und zum Beispiel unterschiedliche Compliance und mehr oder weniger atelektatische Bereiche aufweisen können, muss jede Behandlung an den speziellen Patienten angepasst werden. Insbesondere muss, wenn eine Positiv-Druck-Ventilation benutzt wird, Sorge getragen werden, dass keine zu hohen Drücke oder Volumina an Atemgas zugeführt werden, da diese ein Barotrauma oder ein Volutrauma hervorrufen können. Wie bereits erwähnt, kann durch extreme Spitzendrücke eine Überdehnung und sogar ein Geweberiss innerhalb der Lunge hervorgerufen werden. Ein weiteres Risiko ist der Mangel an Surfaktant in den Alveolen als Folge großer Tidal-Volumen (V_t) und Druckänderungen, einem endexpiratorischen Lungenvolumen, das kleiner ist als die funktionelle Residualkapazität (FRC), ebenso wie von wiederholten Übergängen vom geschlossenen in den offenen Zustand. Die Verarmung an Surfaktant veranlasst die Lunge sich zu versteifen. Wenn sich der Zustand des Patienten ändert (verbessert oder verschlechtert), muss sich auch die Behandlung ändern. Eine andere Art könnte ausgewählt werden oder eine Änderung könnte in einem der zahlreichen sich auf den Inspirationsimpuls beziehenden Parameter vorgenommen werden. Die Bedeutung der Überwachung des Zustandes des Patienten wurde deshalb in einer frühen Entwicklungsstufe realisiert und dieses Gebiet ist ebenfalls entwickelt worden.

[0011] Die Mechaniken der Lunge waren wahrscheinlich der erste von Ärzten zu beachtende Faktor, wenn bestimmt werden sollte, wie ein bestimmter Patient zu behandeln ist. Durch Verwendung von Spirometern, kombiniert mit anderen Instrumenten, konnten einige mechanische Lungenparameter, wie das Tidal-Volumen, das Residualvolumen und die funktionelle Residualkapazität (FRC) bestimmt werden. Der Widerstand und die Compliance sind für die Lunge ebenfalls durch verschiedene Mess- und Berechnungsmethoden bestimmt worden. Diese Parameter konnten durch den Arzt benutzt werden, um den Zustand der Lunge zu bestimmen. Ein weiterer Faktor, der berücksichtigt werden musste, war der Totraum. Für das normale Lungenstems umfasst der anatomische Totraum Mund, Nase, Rachen, Lufttröhre und Bronchien. Außerdem addieren sich zu dem Totraum die Schlauch- und Rohrverbindungen des Ventilationssystems zum Patienten, wodurch das Wiedereinatmen von ausgeatmetem, CO_2 -angereichertem Gas erhöht wird. Somit musste auch das CO_2 berücksichtigt werden, um die Ventilation des

Lungenstems zu verbessern und insbesondere um Hypoventilation (mit der Folge eines zu hohen Blut- CO_2 -Pegels) und Hyperventilation (mit der Folge eines zu geringen Blut- CO_2 -Pegels) zu vermeiden.

[0012] Neben diesen zusätzlichen Betrachtungen ist die allgemeine Überwachung des Zustandes des Patienten ein wichtiges Werkzeug, insbesondere bei der Intensivpflege, geworden. Normalerweise kann eine Überwachung die Messung von ECG, EGG, CO_2 , Sauerstoffsättigung ($S_a\text{O}_2$) und seit kurzem Partialdruck von Sauerstoff ($P_a\text{O}_2$) und Kohlendioxid ($P_a\text{CO}_2$) im Blut, umfassen. Der erfahrene Arzt wird dann versuchen den Patienten zu belüften, um aus diesen überwachten Parametern, wie einer ausreichenden Sauerstoffsättigung, bestimmte lebensunterstützende Werte zu erhalten.

[0013] Für einige Inspirationsimpuls-Parameter sind Regelsysteme beschrieben worden, wo ein gemessener Körperfunktionsparameter in einem Steuersystem benutzt wird zum automatischen Ändern des Inspirationsimpulsparameters. In einem in der US-A-5,103,814 beschriebenen Ventilatorsystem wird die gemessene $S_a\text{O}_2$ des Patienten benutzt zum Steuern des Sauerstoff-Prozentsatzes in einem Atemgas. Mit anderen Worten, falls die $S_a\text{O}_2$ unterhalb eines Schwellwerts liegt, wird dem Patienten ein höherer Prozentsatz an Sauerstoff ($F_i\text{O}$) zugeführt und falls die $S_a\text{O}_2$ höher als der Schwellwert ist, wird $F_i\text{O}$ im Atemgas reduziert. Ein ähnliches System ist in der EP-A-504 725 beschrieben. Ein wesentliches Problem bei diesen Systemen ist: Ändern eines Parameters ist nicht ausreichend. Wenn zum Beispiel die Lunge plötzlich kollabiert, ist selbst eine Zunahme von 100 % O_2 nicht ausreichend, um einen optimalen Gasaustausch zu haben.

[0014] Es sind auch andere Versuche einer Automation unternommen worden. In einem Artikel mit dem Titel "Automatic weaning from mechanical ventilation using an adaptive lung ventilation controller", Linton et. al., Chest 1994 Dec.: 106(6): 1843–1850, ist ein System für das automatische Weaning (Entwöhnen vom Respirator) eines Patienten beschrieben. Das beschriebene System wurde automatisch an die Lungenmechanik des Patienten angepasst auf einer Atem-zu-Atem-Basis und zielt darauf ab, die Atemarbeit zu minimieren, die Alveolarventilation aufrechtzuerhalten und intrinsic PEEP zu verhindern. In der US-A-4,986,268 wird eine vollständigere Steuerung angestrebt. Es werden der Sauerstoff- und Kohlendioxid-Gehalt in der ausgeatmeten Luft gemessen und auf der Grundlage dieser Werte werden zusammen mit den vorgegebenen Lungenelastizitäts- und Luftviskositäts-Faktoren das Tidal-Volumen (V_t) und die Atemfrequenz (RR) automatisch berechnet und eingestellt. Ein weiteres System ist in einem Artikel mit dem Titel "An adaptive lung ventilation controller", von Laubscher et. al., IEEE Trans. Bio-

med. Eng. 1994 Jan; 41(1): 51–59 beschrieben. In diesem System programmiert der Arzt eine gewünschte Gesamtalveolar-Ventilation und das Steuersystem versucht diesen gewünschten Pegel aufrechtzuerhalten durch automatisches Einstellen der mechanischen Frequenz und des Inspirationsdruckpegels. Die Einstellungen basieren auf Messungen der Lungenmechanik und des Totraums des Patienten.

[0015] Die US-A-4 889 116 und die US-A-5 377 575 beschreiben ein adaptives Steuergerät zum Liefern von inspiriertem Sauerstoff an einen Patienten, wobei ein Impulsoximeter die Bluthämoglobinsättigung S_bO_2 des Patienten und die Impulsfrequenz misst. Auf der Grundlage dieser Daten berechnet ein Mikroprozessor den Sauerstoffpartialdruck (P_aO_2) des Blutes welcher dazu benutzt wird, den Prozentsatz des Sauerstoffes (F_iO_2) in dem der Lunge des Patienten zugeführten Luftstrom einzustellen.

[0016] Die US-A-4 326 513 offenbart ein Beatmungssystem und ein Verfahren zum Minimieren der Sauerstoffkonzentration F_iO_2 des einem Patienten zugeführten Inspirationsgases, während der gewünschte arterielle Sauerstoffpartialdruck (P_aO_2) im Patienten aufrecht erhalten wird. Um dieses Ziel zu erreichen, ist ein P_aO_2 -Sensor mit einem Blutgefäß des Patienten verbunden der ein gemessenes P_aO_2 -Signal einem Regler zuführt. Ein Atemgasmischer wird durch den Regler auf der Grundlage des gemessenen P_aO_2 -Signals so gesteuert, dass er die relative Sauerstoffmenge im Atemgas so einstellt, dass das gemessene P_aO_2 -Signal sich einem P_aO_2 -Nennwert annähert. Ein Respirator führt der Lunge des Patienten das Atemgas zu.

[0017] Anfangs wird ein F_iO_2 -Nennwert benutzt um das Atemgasgemisch einzustellen. Danach werden Respiratorparameter (beispielsweise Tidalvolumen, Atemfrequenz, Minutenvolumen, etc.) selektiv und sequentiell verändert. Nach jeder Parameteränderung wird der P_aO_2 gemessen. Der Sauerstoffgehalt F_iO_2 im Inspirationsgas wird dann auf der Grundlage des gemessenen P_aO_2 so eingestellt, dass F_iO_2 minimiert wird während der gewünschte P_aO_2 erhalten wird. Mehr im Detail, falls der aktuelle F_iO_2 höher als ein oberer Schwellenwert S_u So wird, wird der geänderte Parameter auf seinen vorhergehenden Wert zurückgeführt. Falls der aktuelle F_iO_2 niedriger als der obere Schwellenwert S_u , aber höher als der untere Schwellenwert S_l ist, wird der F_iO_2 -Wert zum oberen Schwellenwert für die nächste Parameteränderungsfolge. Deshalb wird durch sequentielles Ändern der Respirationsparameter und Beobachten der Auswirkungen des aktuellen F_iO_2 , das der Lunge beim P_aO_2 -Messwert zugeführt wird, ein minimaler F_iO_2 -Wert erzielt.

[0018] Obwohl diese Systeme automatisierte Sys-

temlösungen für bestimmte Funktionen oder für eine bestimmte Kategorie von Patienten liefern können, gelingt es ihnen nicht, eine volle automatische Steuerung der Beatmung eines Patienten anzubieten, unabhängig vom Zustand des Patienten und die meisten sind nicht auf eine Beschleunigung der Genesungszeit ausgerichtet.

[0019] Alles im Allem gibt es viele Parameter und Faktoren zu berücksichtigen, wenn entschieden werden soll, wie bei einem speziellen Patienten die bestmögliche künstliche Ventilation anzuwenden ist. Viele sich auf den Zustand des Patienten und/oder das Lungensystem beziehende Parameter sind gefunden worden, aber die Verbindung zwischen den Parametern und wie sie für eine optimale Behandlung genutzt werden können, ist nicht erkannt worden. Probleme, die entstehen können, sind eine unzureichende Oxygenierung, Hypoventilation, Hyperventilation, Volutrauma, Barotrauma, Überdehnung, Geweberiss, Scherkräfte etc. Insbesondere ist ein solches System niemals realisiert worden, obwohl es schon immer das Ziel war, für einen Patienten eine optimale künstliche Ventilation zu erreichen.

[0020] Es ist ein Ziel der Erfindung ein künstliches Ventilationssystem zu schaffen, das eine optimale künstliche Ventilation für einen Patienten liefert, unter Berücksichtigung der meisten relevanten Parameter im Hinblick auf den Zustand des Patienten und darauf abzielt die Genesungszeit des Patienten und des Lungensystems zu verkürzen.

[0021] Dieses Ziel wird durch die Erfindung gemäß Anspruch 1 erreicht. Weitere Entwicklungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

[0022] Grundsätzlich ist nunmehr erkannt worden, dass es von vitaler Bedeutung für die künstliche Ventilation ist, die Druckbelastung auf das Lungensystem zu reduzieren und gleichzeitig eine ausreichende Oxygenierung des Blutsystems zu erzielen. Dies liefert eine lebensunterstützende Bedingung mit einem Minimum an negativen Auswirkungen für den Patienten.

[0023] Im Prinzip sind die grundsätzlichen Eigenschaften der Alveolen in Betracht zu ziehen. Die Alveolen können anhand des La Place'schen Gesetzes beschrieben werden, d.h. $P = 2\gamma/r$, wobei P der erforderliche Druck ist, um einen speziellen Radius einer Blase aufrechtzuerhalten, γ die Oberflächenspannung der Fluid-Gas-Zwischenfläche und r den Radius der Blase bedeuten. Eine kollabierte Alveole benötigt einen relativ hohen Druck um sich aufzublähen zu beginnen, aber wenn der Radius zunimmt beim Expandieren der Alveole, wird der für das weitere Aufblähen erforderliche Druck reduziert. Mit anderen Worten, wenn die Alveolen aufgebläht, d.h. mit Luft gefüllt sind, benötigen sie keinen hohen Druck um of-

fen zu bleiben. Die Bedeutung, die Lunge offen zu halten, ist mehr im Detail beschrieben in einem Artikel mit dem Titel "Open up the lung and keep the lung open", Intensive Care Medicine, 1992, 18: 319–321. Das künstliche Ventilationssystem der vorliegenden Erfindung zieht den Vorteil aus dieser Charakteristik, extrapoliert auf die gesamte Lunge, und kombiniert sie mit einem vitalen lebensunterstützenden Parameter, der Oxygenierung des Blutsystems.

[0024] Durch eine Minimierung der Drücke, mit denen die Lunge beaufschlagt wird, insbesondere des Spitzendruckes und der Druckamplitude, können negative Effekte des Kardio-Pulmonar-Systems, wie Barotrauma, Volutrauma, Überdehnung und hypoxische Vasokonstriktion minimiert, wenn nicht vollständig vermieden werden. Das künstliche Ventilationssystem arbeitet am wirkungsvollsten im Drucksteuermodus, wenn der Patient nicht spontan atmet und in Unterstützungsmoden, wenn der Patient spontan atmet. Es sind jedoch andere Arbeitsweisen möglich, um die gleichen vorteilhaften Ergebnisse zu erzielen. Zum Beispiel könnte im Volumensteuerungsmodus der Druck gemessen werden und die Zufuhr an Atemgas könnte so gesteuert werden, dass die gewünschten Druckparameter erhalten und aufrechterhalten werden.

[0025] Zum Beispiel ist der vorzugsweise benutzte Blutgasparameter, der Sauerstoffpartialdruck (P_aO_2). Der P_aO_2 ist der beste Blutgasparameter, der die Oxygenierung des Blutsystems wiederspiegelt. P_aO_2 ist besser als zum Beispiel die Sättigung des Sauerstoffs im Blut (S_aO_2) oder eine Bestimmung durch Berechnung der arteriellen Oxygenierung mittels Messung des ausgeatmeten Sauerstoffgehalts. Dies deshalb, weil P_aO_2 selbst dann variiert, wenn das Blut vollständig gesättigt ist.

[0026] Das System kann vollautomatisch arbeiten, da sämtliche relevanten Parameter automatisch am Ort gemessen werden können. Wie unten beschrieben wird, sind auch andere Arbeitsweisen möglich.

[0027] Gemäß der Erfindung wird der Expirationsfluss in einem Durchflussmesser gemessen und optimale Einstellungen für das Inspirations-/Exspirations-Zeitverhältnis (I:E-Verhältnis) und die Atemfrequenz (RR) werden bestimmt auf der Grundlage des Quotienten zwischen einem bestimmten endexpiratorischen Fluss (Φ_{EE}) und einem spitzenexpiratorischen Fluss (Φ_{PE}).

[0028] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist ein Bildschirm an die Überwachungseinheit angeschlossen, zum Darstellen der gemessenen Parameter. Der Bildschirm könnte auch an die Steuereinheit angeschlossen sein zum Darstellen der bestimmten Inspirationsimpulsparameter. Die Verwendung eines Bildschirms liefert ein perfektes

Interface zwischen dem künstlichen Ventilationssystem und einem Arzt. Der Arzt kann wählen, ob das künstliche Ventilationssystem automatisch arbeiten und die gesamte Ventilation des Patienten selbst steuern sollte, oder ob die Steuereinheit nur die vorgeschlagenen neuen Parameter auf dem Schirm anzeigen sollte, woraufhin der Arzt entscheidet, ob oder ob nicht er die vorgeschlagenen Parameter für die Behandlung oder die Diagnose des Patienten verwendet. Der Bildschirm und die Überwachungseinheit können Teile eines Gesamtüberwachungssystems für den Patienten sein. Zum Beispiel können in der Intensivpflege bei der Überwachung von ECG, EEG, haemodynamische Parameter, wie Blutdrücke, Sauerstoffsättigung, Partialdruck von Sauerstoff und Kohlendioxid im Blut, Sauerstoffverbrauch, Kohlendioxidzeugung und andere Parameter gemessen und auf dem Bildschirm dargestellt werden.

[0029] Insgesamt liefert dies ein Ventilationssystem, das ein großes Potential für die gesamte künstliche Ventilation darstellt. In Krankenhäusern kann das Ventilatorsystem sogar als Erziehungsmittel für die Angestellten benutzt werden. Die Interface-Operation über den Bildschirm präsentiert bei sämtlichen Stufen Informationen über den Zustand der Patienten und wie in jedem Fall der Patient zu belüften ist.

[0030] In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann durch Überprüfen, ob die Lunge kollabiert ist oder nicht, zunächst der Zustand der Lunge bestimmt werden. Dieser spiegelt sich wieder im Sauerstoffpartialdruck des Blutes. Falls die Lunge kollabiert ist, wird ein Öffnungsdruckverfahren aktiviert. Wenn ein Öffnungsdruck (P_o) bestimmt worden ist, wird auch ein Schließdruck (P_c) des Lungensystems bestimmt. Der Schließdruck (P_c) reflektiert dann den niedrigsten Druck, bei dem die Lunge belüftet werden kann, um eine ausreichende Oxygenierung des Blutes vorzusehen.

[0031] Das Verfahren zum Steuern des künstlichen Ventilationssystems ist vorzugsweise in eine Anzahl logischer Regeln oder Protokolle enthalten. Durch Beurteilung des Zustandes der Lunge in vorgegebenen Intervallen kann erforderlichenfalls ein definierter Satz von Regeln oder ein spezielles Protokoll aktiviert werden. Insbesondere umfasst die vorliegende Erfindung ein Öffnungsprotokoll, ein Reduktionsprotokoll, ein Aufrechterhaltungsprotokoll und ein Entwöhnungsprotokoll (Weaningprotokoll). Das Öffnungsprotokoll sorgt für die Bestimmung des Öffnungsdruckes (P_o). Das Reduktionsprotokoll sorgt für die Bestimmung des Schließdruckes (P_c). Das Aufrechterhaltungsprotokoll zielt darauf ab, die Lunge offen zu halten. Das Entwöhnungsprotokoll wird schließlich aktiviert, wenn sich der Patient genügend erholt hat, um der künstlichen Ventilation entwöhnt zu werden. Da diese Protokolle dem Zustand des Patienten folgen, folgen sie normalerweise in der glei-

chen Reihenfolge: Öffnungsprotokoll, Reduktionsprotokoll, Aufrechterhaltungsprotokoll und Entwöhnungsprotokoll.

[0032] Im Folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand von Figuren mehr im Detail erläutert, wobei

[0033] [Fig. 1](#) schematisch eine Ausführungsform des künstlichen Ventilationssystems zeigt,

[0034] [Fig. 2](#) den Grundgedanken für ein Konzept zum Optimieren der Ventilation eines Lungensystems darstellt,

[0035] [Fig. 3](#) ein Druck-Volumen-Diagramm zeigt, dass das Verhalten einer kollabierten Lunge darstellt,

[0036] [Fig. 4](#) ein erstes Flussdiagramm zeigt, das ein erstes Verfahren zur Steuerung des Ventilatorsystems beschreibt,

[0037] [Fig. 5](#) ein zweites Flussdiagramm zeigt, das ein zweites Verfahren zum Steuern des Ventilatorsystems darstellt,

[0038] [Fig. 6](#) ein Druckdiagramm und ein Flussdiagramm für einen Inspirationsimpuls zeigt,

[0039] [Fig. 7](#) in einem Flussdiagramm eine erste Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0040] [Fig. 8](#) in einem Flussdiagramm eine zweite Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0041] [Fig. 9](#) eine Reihe von Inspirationsimpulsen zur Bestimmung eines Öffnungsdruckes zeigt,

[0042] [Fig. 10](#) in einem Flussdiagramm eine dritte Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0043] [Fig. 11](#) eine Folge von Inspirationsimpulsen zur Bestimmung eines Schließdruckes zeigt,

[0044] [Fig. 12](#) in einem Flussdiagramm eine vierte Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0045] [Fig. 13](#) in einem Flussdiagramm eine fünfte Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0046] [Fig. 14](#) in einem Flussdiagramm eine sechste Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0047] [Fig. 15](#) in einem Flussdiagramm eine siebte

Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt,

[0048] [Fig. 16](#) ein Atemgasliefersystem zeigt, das für das künstliche Ventilationssystem benutzt werden kann, und

[0049] [Fig. 17](#) in einem Flussdiagramm eine achte Reihe von Teilschritten für das zweite Verfahren darstellt.

[0050] Das künstliche Ventilationssystem enthält eine Gaslieferseinheit **2**, die steuerbare Mengen an Gas über Gaseinlässe **2A**, **2B**, **2C** erhält. Die erhaltenen Gase werden in vorgegebenen Anteilen innerhalb der Gaslieferseinheit **2** gemischt und dann an das Lungensystem eines Patienten **4** über ein Gasliefer- system **6** geliefert. Atemgas kann während der Inspirationsphasen intermittierend oder kontinuierlich geliefert werden, wobei während der Inspirationsphase ein Inspirationsimpuls des Atemgases aufgedrückt wird. Die Gaslieferseinheit **2** wird durch eine Regeleinheit **8** gesteuert, die den Fluss, den Druck, die Gas- mischung, den Zeitablauf etc. des Atemgases regelt. Sämtliche Inspirations-impulsparameter können auf einem Steuerfeld **10** durch einen Arzt oder einen anderen Klinikangestellten eingegeben werden, wobei vom Steuerfeld **10** zur Regeleinheit **8** über einen Datenbus **12** ein Steuersignal übertragen wird. Das Steuerfeld **10** kann auch mit der Möglichkeit ausgestattet sein, Patienteninformationen, wie Alter, Geschlecht und Körpergröße oder Gewicht einzugeben, die für eine weitere Optimierung der Behandlung benutzt werden können. Andere mögliche Informationen, die eingegeben werden können, um eine Einwirkung auf das System zu haben, sind der Grund für die künstliche Beatmung (Krankheit, unzureichende Respiration, unzureichende Atemmuskel, etc.) und Informationen hinsichtlich des physischen Zustandes des Patienten (Zyanose, Brustwandbewegungen, Emphyseme, Hauttemperatur, etc.).

[0051] Der Patient **4** ist auch an eine Überwachungseinheit **14** angeschlossen. Die Überwachungseinheit **14** enthält ein Blutgasanalysegerät **14A**, das mit dem Blutsystem des Patienten **4** verbunden ist, einen Durchflussmesser **14B** zum Messen des Atemgasflusses zu und aus dem Lungensystem des Patienten **4**, einen Druckmesser **14C**, zum Messen des Druckes in oder in der Nähe des Lungensystems des Patienten **4**, einen Blutdruckmesser **14D** zum Messen des Blutdruckes des Blutsystems des Patienten **4** und einen CO₂-Messer **14E** zum Messen des Kohlendioxid-Gehalts im ausgeatmeten Atemgas.

[0052] Weitere Komponenten der Messeinheit können sein, ein Sauerstoffmesser **14G**, ein Lungenmechanik-Messer **14H**, ein Elektrokardiograph **14I** und ein Elektroenzephalograph **14J**, Meßelemente für die

Körpertemperatur oder weitere Parameter, die den Zustand des Patienten reflektieren, können ebenfalls in der Messeinheit **14** enthalten sein.

[0053] Alle gemessenen Parameter können über einen Datenbus **17** zu einem Monitorschirm **16** übertragen werden. In dem Monitorschirm **16** können Kurven oder Werte auf einem Display **18** dargestellt werden. Ein Arzt kann über Steuerknöpfe **20** auswählen, welche Parameter er sehen will. Der Monitorschirm **16** kann auch mit der Möglichkeit ausgestattet sein, Patientendaten einzugeben, wie es oben für das Steuerfeld **10** beschrieben worden ist. Die Überwachungseinheit **14** ist auch über einen Datenbus **24** mit einer Steuereinheit **22** verbunden. Die Steuereinheit **22** ist ferner über den Datenbus **12** mit dem Steuerfeld **10** verbunden und erhält vom Steuerfeld **10** die eingestellten Inspirationsimpulsparameter, ebenso wie den ausgewählten Ventilationsmodus und den Typ des Patienten, d.h. ob der Patient ein Neugeborenes, ein Jugendlicher oder ein Erwachsener ist. Sie kann so auch Informationen über Gewicht oder Größe, Alter und Geschlecht des Patienten erhalten, die alle auf dem Steuerfeld **10** oder dem Monitorschirm **16** eingegeben werden. Auf der Grundlage der gemessenen Parameter aus der Überwachungseinheit **14** und den laufenden Einstellungen auf dem Steuerfeld **10** und dem Monitorschirm **16** berechnet und bestimmt die Steuereinheit **22** eine optimale Neueinstellung für das künstliche Ventilationssystem und insbesondere eine optimale Einstellung für den Inspirationsimpuls, wie Spitzenspirationsdruck (PIP), Enddruck, positiven (PEEP) oder negativen (NEEP), Atemfrequenz (RR) und Inspirations-/Exspirations-Zeitverhältnis (I:E-Verhältnis).

[0054] Die Steuereinheit **22** kann auch Parameter berechnen, die gemessene Parameter in der Überwachungseinheit **14** betreffen, und diese berechneten Parameter können ebenfalls auf dem Monitorschirm **16** dargestellt werden. Berechnete Parameter sind beispielsweise das Tidal-Volumen, das Minutenvolumen, der Sauerstoffverbrauch, die CO₂-Tidal-Produktion und die CO₂-Minuten-Produktion. Diese berechneten Parameter können auch für die Berechnung neuer Einstellungen benutzt werden. Die Änderung in bestimmten Parametern über der Zeit, wie von Blutgasen, Sauerstoffverbrauch, etc. kann auch durch die Steuereinheit **22** bestimmt und zur Festlegung neuer Einstellungen benutzt werden.

[0055] Es soll bemerkt werden, dass die Blöcke in [Fig. 1](#) sich mehr auf die Funktion als auf den physischen Aufbau beziehen. Mit anderen Worten können einige der Messelemente in der Überwachungseinheit **14** (beispielsweise der Durchflussmesser **14B** und der Druckmesser **14C**) ebenso wie in der Regeleinheit **8** mit der Gaslieferseinheit **2** integriert sein, während andere Messelemente in der Überwachungseinheit **14**, wie das Blutgasanalysegerät **14A**

aus einem getrennten Gerät bestehen kann. In gleicher Weise können die Steuereinheit **22** und der Monitorschirm **16** integrierte Teile eines Computers, wie eines PC sein.

[0056] Die Bestimmung neuer Einstellungen kann auf einer iterativen Methode beruhen, bei der die Einstellungen zu einer Zeit geändert werden und das Ergebnis der Änderung über die Überwachungseinheit **14** überwacht wird, bevor weitere Änderungen in den Einstellungen vorgenommen werden. Die Bestimmung kann auch beruhen auf einer rein mathematischen Berechnung auf der Basis der gegenwärtigen Patientendaten und der in einer Datenbank gesammelten Patientendaten, die Hintergrundinformationen für die Steuereinheit **22** liefern. Die Datenbank, die Hintergrundwissen enthält, ist sehr nützlich, wenn Maximalwerte und Schwellwerte sowohl für die gemessenen Parameter als auch die eingestellten Inspirationsimpulsparameter entschieden werden.

[0057] Die festgelegten neuen Einstellungen können auf dem Monitorschirm **16** veranschaulicht werden. Die dargestellte Einstellung kann dann betrachtet werden als ein Vorschlag für eine neue Einstellung und der Arzt kann wählen, die Einstellung entsprechend zu ändern oder nicht. Die Darstellung kann auch erfolgen als eine Information der nächsten automatischen Einstellung für das Ventilationssystem. In diesem Fall erzeugt die Steuereinheit **22** ein weiteres Steuersignal, das über einen Datenbus **26** zur Regeleinheit **8** übertragen wird. Das weitere Steuersignal wird in diesem Fall das Steuersignal aus dem Steuerfeld **10** außer Kraft setzen. Vorzugsweise kann der Arzt wählen, ob das System voll automatisch (Ventilation mit geschlossener Schleife), halbautomatisch oder manuell sein soll.

[0058] Um in der Lage zu sein, eine optimale Einstellung zu bestimmen, enthält die Steuereinheit **22** einen Satz von Bestimmungsprotokollen oder Steuermethoden. In [Fig. 2](#) ist ein grundsätzlicher Satz derartiger Protokolle dargestellt. Wenn der Patient mit dem Ventilationssystem verbunden ist, wird eine Bewertung (**28**) des Zustandes des Patienten durchgeführt und abhängig vom jeweiligen Status des Zustandes werden durch die Steuereinheit **22** unterschiedliche Protokolle aktiviert. Falls deshalb das Lungenstromsystem des Patienten **4** kollabiert ist, wird ein Öffnungsprotokoll **30** aktiviert, welches Öffnungsprotokoll **30** weiter unten detaillierter beschrieben wird. Wenn die Lunge ausreichend offen ist, wird ein Reduktionsprotokoll **32** aktiviert, welches Reduktionsprotokoll **32** ebenfalls unten weiter detailliert beschrieben ist. Das Reduktionsprotokoll **32** zielt im Wesentlichen darauf ab, den niedrigsten Spitzendruck PIP und die niedrigste Druckamplitude zu finden, bei der die Lunge ausreichend offen bleibt. Dann wird ein Aufrechterhaltensprotokoll **34** aktiviert, um die Lunge beim niedrigstmöglichen Druck offenzuhalten.

ten, aber bei Aufrechterhaltung einer ausreichenden Oxygenierung des Blutes. Schließlich, falls der Patient grundsätzlich gesund ist, die Atemmuskeln aber wegen der künstlichen Ventilation des Lungensystems schwächer geworden sind oder der Patient sich an die künstliche Ventilation gewöhnt hat, wird ein Entwöhnungsprotokoll **36** aktiviert, das ebenfalls weiter unten mehr im Einzelnen beschrieben wird. Normalerweise folgen dieses Protokolle stets der selben Reihenfolge: Öffnung, Reduktion, Aufrechterhaltung und Entwöhnung.

[0059] Das vorliegende künstliche Ventilationssystem basiert grundsätzlich auf dem Konzept eine ausreichende Oxygenierung des Blutsystems mit einem Minimum an negativen Auswirkungen auf das kardio-pulmonare System vorzusehen. Um dieses Ziel zu erreichen muss die grundsätzliche Funktion der Lunge und insbesondere der Alveolen betrachtet werden. In [Fig. 3](#) ist dies in Form eines Volumen-Druck-Diagramms illustriert. In dem Diagramm ist eine Kurve **35** gezeichnet, um die Beziehung zwischen dem Volumen und dem Druck in einer kollabierten Alveole zu veranschaulichen. In einem ersten Bereich **35A** der Kurve **35** steigt der Druck schnell an, während das Volumen nur langsam zunimmt. Der Grund für dieses wurde oben unter Bezugnahme auf das La Place-Gesetz erläutert. Um die Alveole zu öffnen, ist ein hoher Druck erforderlich. Wenn die Alveole sich aufzublähren beginnt, nimmt das Volumen im zweiten Bereich **35B** rascher zu. An einem Punkt **35C** kehrt sich die Kurve **35** um. Dieser Punkt wird als Öffnungsdruck P_{oa} der Alveole bezeichnet. Die Alveole dehnt sich dann aus und hat eine Zunahme im Volumen bei niedrigeren Distensionsdrücken zur Folge. Dies setzt sich durch den gesamten dritten Bereich **35D** fort, bis ein Gleichgewicht erreicht ist. Bei diesem Gleichgewicht ist ein zweiter Wendepunkt **35E**. Eine weitere Ausdehnung der Alveole macht in Folge der retroaktiven Kraft des Gewebes eine Zunahme im Druck erforderlich. Diese Beziehung wird bis zu einem vierten Bereich **35F** aufrechterhalten. Hier ist die Alveole so weit aufgeblasen, dass die Brust physisch eine weitere Ausdehnung verhindert. Eine Zunahme im Druck in dieser Stufe kann zu einer Beschädigung des Lungengewebes und zu einer Depression des kardio-vaskulären Systems führen. In dem Diagramm sind der Schließdruck P_c und der ideale Spitzeninspirationsdruck PIP und der positive endexpiratorische Druck PEEP angegeben. Die Differenz zwischen PIP und PEEP ist die Druckamplitude ΔP für den Inspirationsimpuls. Dieses Beziehung wird dann auf die gesamte Lunge extrapoliert.

[0060] Ein erstes Verfahren zur Verwirklichung der logischen Regelsätze bzw. Protokolle ist in [Fig. 4](#) dargestellt. Das abgebildete Flußdiagramm veranschaulicht die verschiedenen Schritte, die zu unternehmen sind, um die optimale Oxygenierung zu erhalten. Es erscheint hier zweckmäßig zuerst einige

weitere Prinzipien zu erläutern, die hinter der optimalen künstlichen Ventilation eines Patienten stehen, zusätzlich zu jenen, die bereits anhand von [Fig. 3](#) erläutert worden sind. Die Idee ist, eine ausreichende alveolare Ventilation verfügbar zu machen, d.h. Sauerstoff zuzuführen und Kohlendioxid zu entfernen. Dies ist jedoch nicht ausreichend. Vorzugsweise sollte nur Luft benutzt werden (d.h. eine geringe eingearmete Sauerstoffkonzentration) und es muss jegliche Beschädigung des kardio-pulmonaren Systems minimiert werden. Die Oxygenierung von Blut wird durch Messen des Sauerstoffpartialdruckes (P_aO_2) gesteuert, anstelle von beispielsweise der Sauerstoffsättigung (S_aO_2). P_aO_2 wird bevorzugt, da es den Gasaus tausch selbst bei 100 % S_aO_2 reflektiert. Ferner sollten die Drücke, insbesondere der spitzeninspiratorische Druck PIP und die Druckamplitude des Inspirationsimpulses so niedrig wie möglich sein, da sie dann den geringsten physischen Schaden auf die Lunge und das kardiovaskuläre System ausüben. Da die Atemfrequenz (RR) und das Inspirations-/Expirations-Zeit-Verhältnis (I:E-Verhältnis) den Druck innerhalb der Lunge am Ende der Expiration beeinflussen können, den sogenannten inneren positiven endexpiratorischen Druck (Intrinsic-PEEP oder $PEEP_i$) werden diese ebenfalls variiert, um sie zu optimieren.

[0061] Für die meisten Patienten können PIP, PEEP (PIP-PEEP = Druckamplitude), RR und das I:E-Verhältnis durch relativ einfache Mittel optimiert werden, dank der durch die Erfindung erhaltenen Einblicke. P_aO_2 , der Blutdruck und der Expirationsfluß Φ_E sind die notwendigen gemessenen Parameter. Die Realisierung der Bedeutung und Verbindung zwischen diesen Parametern hat eine echte Ventilation mit Regelkreis möglich gemacht.

[0062] Zurückkehrend zu [Fig. 4](#) beginnt im ersten Block **38** die gesamte Prozedur. Im zweiten Block **40** werden durch die Steuereinheit die Messwerte des Sauerstoffpartialdruckes P_aO_2 und des Beatmungszustandes, wie Atemfrequenz RR, ausgelesen. Eine Bestimmung, ob die Lunge ausreichend offen ist oder nicht, wird dann im Block **42** durchgeführt. Diese Bestimmung basiert in diesem Fall grundsätzlich auf dem gemessenen P_aO_2 . Falls der gemessene P_aO_2 niedriger als ein vorgegebener Schwellwert ist, wird die Lunge als nicht offen festgestellt. Wenn dies der Fall ist, Ausgabe Nein in Block **42**, wird das Öffnungsprotokoll in Block **44** aktiviert. In der Öffnungsprotokollprozedur wird die Lunge geöffnet und die Oxygenierung des Blutes dadurch verbessert. Es können neue Einstellungen erforderlich sein. Eine weitere Messung von P_aO_2 und ein Auslesen der Einstellungen werden dann erneut in Block **40** ausgeführt, bevor ein weiterer Test des Zustandes der Lunge in Block **46** erfolgt.

[0063] Bei diesem Schritt wird geprüft, ob ein Schließdruck P_c festgestellt worden ist. Wenn nicht,

Ausgabe Nein in Block **46**, wird das Reduktionsprotokoll, Block **48**, aktiviert. Wenn das Reduktionsprotokoll durchlaufen ist, werden die Messungen und Lesevorgänge des Blocks **40** erneut ausgeführt. Während der Reduktionsprotokollprozedur wird bestimmt, ob neue Einstellungen bevorzugt werden und ob eine Hypoventilation oder Hyperventilation vorliegt.

[0064] Wenn der Schließdruck P_c festgestellt worden ist, Ausgabe Ja in Block **46**, wird im Block **50** das Aufrechterhaltungs- und Entwöhnungsprotokoll aktiviert. Die Aufrechterhaltungs- und Entwöhnungsprotokoll-Prozedur wird ausgeführt, um die Lunge offen zu halten und schließlich den Patienten von der Abhängigkeit der künstlichen Ventilation zu entwöhnen. Im Block **52**, der dem Aufrechterhaltungs- und Entwöhnungsprotokoll folgt, wird geprüft, ob oder ob nicht die Entwöhnung erfolgreich gewesen ist. Falls nicht, Ausgabe Nein in Block **52**, werden die Messungen und Lesevorgänge des Blocks **40** erneut ausgeführt. Falls andererseits die Entwöhnung erfolgreich gewesen ist, Ausgabe Ja in Block **52**, ist die Behandlung zu Ende, Block **54**, und der Patient kann vom künstlichen Ventilationssystem abgetrennt werden.

[0065] Unter Bezugnahme nun auf die [Fig. 5](#) bis [Fig. 17](#) wird ein zweites Verfahren zur Erzielung einer optimalen Ventilation des Lungensystems eines Patienten beschrieben. Die unterschiedlichen Protokolle werden ebenfalls in Verbindung mit dem zweiten Verfahren detaillierter beschrieben.

[0066] In [Fig. 5](#) veranschaulicht ein Flussdiagramm die Gesamtgrundlage des zweiten Verfahrens. Die Prozedur beginnt mit dem Startblock **56** und fährt in Block **58** weiter mit einem Versuch ein optimales Verhältnis zwischen Inspirationszeit und Expirationszeit (I:E-Verhältnis) zu finden. Solange dieses nicht gefunden worden ist, Ausgabe Nein in Block **60**, wird diese Prozedur fortgesetzt. Wenn das optimale I:E-Verhältnis gefunden worden ist, Ausgabe Ja in Block **60**, wird eine optimale Atemfrequenz (RR) gesucht, Block **62**. Wie beim I:E-Verhältnis setzt sich die Prozedur, die optimale Atemfrequenz (RR) zu finden, solange fort, solange die optimale RR nicht gefunden worden ist. Wenn die optimale RR festgestellt worden ist, Ausgabe Ja in Block **64**, geht das zweite Verfahren weiter, Block **66**, um den Öffnungsdruck P_o zu finden. Wie bei den vorhergehenden Bestimmungen, wird die Schleife zwischen Block **68** und Block **66** so lange durchlaufen, bis der Öffnungsdruck P_o gefunden ist. Die Blöcke **66** und **68** entsprechen somit dem oben erwähnten Öffnungsprotokoll. In einigen Fällen wird ein "echter" Öffnungsdruck P_o nicht gefunden (im wesentlichen in Folge eines sehr schlimmen Zustandes der Lunge). das zweite Verfahren fährt dann fort mit dem Reduktionsprotokoll, das im Block **70** beginnt, um den Schließdruck P_c zu finden. Der Schließdruck P_c ist grundsätzlich der Druck, bei dem die Lunge erneut zu kollabieren beginnt, nachdem sie geöff-

net worden ist. In Block **72** wird diese Prüfung durchgeführt bis der Schließdruck P_c gefunden worden ist. Der gefundene Öffnungs- und Schließ-Druck (P_o , P_c) werden dann sequentiell eingestellt und die Lunge wird gemäß dem Aufrechterhaltungsprotokoll in Block **74** offen gehalten. das zweite Verfahren wird in Block **76** mit dem Entwöhnen des Patienten beendet.

[0067] In [Fig. 6](#) sind zwei Diagramme dargestellt. Das erste zeigt für einen Inspirationsimpuls **78** den Druck über der Zeit. Der Inspirationsimpuls **78** weist einen niedrigen Druck beim PEEP-Pegel und einen Spitzendruck PIP auf. Der Impuls **78** besitzt eine Inspirationsphase, die während der Inspirationszeit t_i andauert und eine Exspirationsphase, die während der Exspirationszeit t_e andauert. Unterhalb des Druck-Zeit-Diagramms zeigt ein Fluss-Zeit-Diagramm den Fluss zu und vom Patienten während der Inspiration und der Expiration. Die Flusskurve **80** beginnt mit einem scharfen Anstieg bis zu einem maximalen Inspirationsfluss Φ_{PI} und einen endinspiratorischen Fluss Φ_{EI} . Der endinspiratorische Fluss Φ_{EI} sollte stets 0 (null) sein. Die Tidal-Volumen werden dann Zeit gehabt haben, sich wieder innerhalb der Lunge zu verteilen. Während der Expiration wird zunächst ein hoher Fluss hervorgerufen, der spatenexpiratorische Fluss Φ_{PE} , da die Druckdifferenz zwischen der Lunge und der äußeren Umgebung hoch ist. Am Ende der Expiration wird der endexpiratorische Fluss Φ_{EE} gemessen. Der endexpiratorische Fluss Φ_{EE} ist größer als 0, wenn ein neuer Inspirationsimpuls beginnt, bevor sich die Druckdifferenz zwischen dem Gas in der Lunge und der äußeren Umgebung (Luftschläuche) ausgeglichen hat. Basierend auf dem spatenexpiratorischen Fluss Φ_{PE} und dem endexpiratorischen Fluss Φ_{EE} kann ein Verhältnis dieser Flüsse berechnet werden, d.h. der EEPk-Fluss. Auf der Grundlage des EEPk-Flusses können das optimale I:E-Verhältnis und die optimale RR bestimmt werden, wie dies in den Flussdiagrammen in den [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) gezeigt ist.

[0068] Die Teilschritte zum Finden des optimalen I:E-Verhältnisses bei dem zweiten Verfahren sind in [Fig. 7](#) beschrieben, wo der erste Block **82** den Startblock darstellt. Der erwähnte EEPk-Fluss (EEPkΦ) wird dann mit einem gewünschten EEPkΦ-Wert verglichen, in diesem Fall mit dem Wert 40. Da der endexpiratorische Fluss Φ_{EE} stets kleiner als der spatenexpiratorische Fluss Φ_{PE} ist, ist EEPkΦ stets kleiner als 1. Der gewünschte Wert 40 bezieht sich somit auf den Teil, d.h. auf 0,40 oder 40 %. Der gewünschte Wert 40, der bei diesem Beispiel benutzt wird, kann aus einem beliebigen Wert zwischen 1 und 99 ausgewählt werden, abhängig davon, welcher Patient an das Ventilationssystem angeschlossen ist (d.h., Alter, Größe oder Gewicht, Geschlecht, Grund für die Notwendigkeit einer künstlichen Ventilation, etc.). Die Auswahl eines guten Wertes kann erfolgen auf der Kenntnis der Datenbank. Ein bevorzugtes Intervall

für den gewünschten EEPkΦ ist jedoch 30 bis 40. Dasselbe gilt für das I:E-Verhältnis, das gewöhnlich auf den Prozentsatz bezogen wird. Falls der EEPk-Fluß diesen gewünschten EEPkΦ-Wert überschreitet, Ausgabe Nein in Block 84, ist das optimale I:E-Verhältnis für den Patienten gefunden worden, Block 86. Falls der EEPk-Fluß unterhalb 40 liegt, Ausgabe Ja in Block 84, wird das I:E-Verhältnis mit einer Maximumeinstellung für das I:E-Verhältnis verglichen, Block 88. Ähnlich wie oben hängt der Wert des maximalen I:E-Verhältnisses vom Patienten und seinem/ihrem Zustand ab. Es ist irgendein Prozentsatz zwischen 1 und 99 % möglich. Wiederum liefert die Kenntnis der Datenbank einen Vorzugswert für den speziellen Patienten. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist das maximale I:E-Verhältnis 80 %. Falls sich das I:E-Verhältnis bereits beim Maximum befindet, Ausgabe Nein in Block 88, wird dieses I:E-Verhältnis als optimales I:E-Verhältnis für die betreffende Zeit benutzt, da in Folge des Zustandes des Patienten ein besserer Wert nicht bestimmt werden kann. Die Folge kommt dann zu einem Ende, Block 86.

[0069] Liegt das I:E-Verhältnis jedoch unterhalb des Maximums, Ausgabe Ja in Block 88, dann wird das I:E-Verhältnis mit einem ersten Schwellwert für das I:E-Verhältnis verglichen, in diesem Fall mit 67 %. Falls das I:E-Verhältnis 67 % überschreitet, Ausgabe Nein in Block 90, wird ein neues I:E-Verhältnis so eingestellt, dass es gleich der Summe von 40 minus EEPk-Fluss und dem gegenwärtigen I:E-Verhältnis ist. Die Prozedur der Bestimmung und des Vergleichens des EEPk-Flusses mit dem gewünschten EEPkΦ-Wert in Block 84 wird dann wiederholt. Wenn jedoch das I:E-Verhältnis unterhalb 67 % liegt, Ausgabe Ja in Block 90, wird der EEPk-Fluss in Block 94 mit einem ersten EEPkΦ-Schwellwert verglichen. Bei diesem zweiten Vergleich ist der Schwellwert 15. Falls der EEPk-Fluss 15 überschreitet, Ausgabe Nein in Block 94, wird entsprechend Block 92 ein neues I:E-Verhältnis eingestellt. Falls der EEPk-Fluss jedoch unter 15 liegt, Ausgabe Ja in Block 94, dann wird das I:E-Verhältnis auf den maximalen Wert für das I:E-Verhältnis gesetzt, Block 96. Die Prüfung wird dann in Block 84 wieder aufgenommen durch Bestimmen und Vergleichen des gegenwärtigen EEPk-Flusses mit dem ersten EEPkΦ-Schwellwert.

[0070] In ähnlicher Weise stellt das Flussdiagramm in [Fig. 8](#) die zum Auffinden der optimalen Atemfrequenz RR erforderlichen Teilschritte dar. Diese Prozedur beginnt mit dem Startblock 98 und wie bei der Bewertung des optimalen I:E-Verhältnisses wird der EEPk-Fluss mit einem gewünschten EEPkΦ-Wert, wiederum 40, in Block 100 verglichen. Falls der EEPk-Fluss den gewünschten EEPkΦ-Wert überschreitet, Ausgabe Nein, ist die optimale Atemfrequenz RR gefunden worden und die Prozedur endet im Block 102. Falls jedoch der EEPk-Fluss unterhalb des gewünschten EEPkΦ-Wertes liegt, Ausgabe Ja

in Block 100, wird die Atemfrequenz RR mit einem Maximalwert für die Atemfrequenz RR in Block 104 verglichen. Falls die Atemfrequenz RR bereits gleich dem Maximalwert für die Atemfrequenz RR ist, Ausgabe Nein, ist eine optimale Atemfrequenz RR (für die gegenwärtige Zeit) gefunden worden und die Prozedur endet in Block 102.

[0071] Falls die Atemfrequenz RR unterhalb des Maximalwertes für die Atemfrequenz liegt, Ausgabe Ja in Block 104, wird der EEPk-Fluss mit einem zweiten EEPkΦ-Schwellwert verglichen, Block 106. In diesem Fall ist der zweite EEPkΦ-Schwellwert 20. Falls der EEPk-Fluss unterhalb 20 liegt, Ausgabe Ja, wird eine neue Atemfrequenz RR eingestellt auf das zweifache der gegenwärtigen Atemfrequenz RR. Falls der EEPk-Fluss oberhalb 20 liegt, Ausgabe Nein im Block 106, wird der EEPk-Fluss mit einem dritten EEPkΦ-Schwellwert, in diesem Fall 30, in Block 110 verglichen. Falls der EEPk-Fluss oberhalb 30 liegt, Ausgabe Nein, wird eine neue Atemfrequenz RR auf das 1,2fache der gegenwärtigen Atemfrequenz RR in Block 112 eingestellt und der EEPk-Fluss dann bestimmt und erneut mit dem ersten EEPkΦ-Schwellwert von 40 verglichen, Block 100.

[0072] Falls der EEPk-Fluss den dritten EEPkΦ-Schwellwert von 30 nicht überschreitet, Ausgabe Ja in Block 110, wird eine neue Atemfrequenz RR in Block 114 so eingestellt, dass sie gleich dem 1,5fachen der Atemfrequenz ist und die Bewertung des EEPk-Flusses wird in Block 100 erneut aufgenommen.

[0073] Auf diese Bewertungsschritte für das I:E-Verhältnis und RR, wie sie in den [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) beschrieben sind, folgt dann das Öffnungsprotokoll. In [Fig. 9](#) ist eine Reihe von Inspirationsimpulsen 116A bis 116F zum Bestimmen eines Öffnungsdruckes P_o gezeigt. Die ersten beiden Inspirationsimpulse 116A weisen einen positiven endexpiratorischen Druck von PEEP₁ und einen spitzeninspiratorischen Druck von PIP₁ auf. Sie haben eine Inspirationszeit von t_i und eine Exspirationszeit von t_e . Die Inspirations- und Exspirationszeit sind gemäß den Schemata in den [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) bewertet worden (sowohl das I:E-Verhältnis, wie auch RR beeinflussen t_i und t_e). Falls die ersten Inspirationsimpulse 116A nicht ausreichen die Lunge ausreichend zu öffnen, was durch ein ausreichendes P_aO_2 angezeigt wird, wird ein neuer Inspirationsimpuls oder eine Folge von Inspirationsimpulsen 116B eingesetzt. Der zweite Inspirationsimpuls 116B weist einen erhöhten Spitzendruck PIP₂ aber denselben PEEP₁ wie die ersten Inspirationsimpulse 116A auf. In konsekutiven Schritten werden die PIP- und/oder PEEP-Werte vergrößert, solange die Lunge teilweise geschlossen bleibt. Die Prozedur wird fortgesetzt entweder bis die Lunge genügend geöffnet ist oder die maximalen Einstellungen für den PIP- und

PEEP-Pegel erreicht sind.

[0074] Die Prozedur zum Erhalten des Öffnungsdruckes P_o und zum Bestimmen der Inspirationsimpulsfolge ist im Flussdiagramm in [Fig. 10](#) beschrieben, wo der Startblock **118** den Startpunkt für das Öffnungsprotokoll anzeigt. Der Sauerstoffpartialdruck P_aO_2 wird zunächst in Block **120** analysiert (nach der Abgabe einer Anzahl von Inspirationsimpulsen) und der gemessene P_aO_2 mit einem P_aO_2 -Schwellwert verglichen, um zu beurteilen, ob oder nicht die Lunge genügend offen ist. Wenn die Lunge genügend offen ist, Ausgabe Ja, hat die Prozedur den Öffnungsdruck P_o gefunden und die Sequenz endet in Block **124**. Wenn die Lunge nicht ausreichend offen ist, wird die Prozedur stattdessen fortfahren mit Block **126**, wo das Tidal-Volumen V_t mit einem V_t -Schwellwert von 7 ml/kg verglichen wird. Der beispielhafte Schwellwert (7 ml/kg) könnte auch aus einem weiteren Bereich, 1 bis 20 ml/kg ausgewählt werden, abhängig vom Patienten. Üblicherweise werden Werte zwischen 5 und 7 ml/kg benutzt. Mit anderen Worten, falls der Patient 70 kg wiegt, ist in diesem Fall der V_t -Schwellwert 490 ml. Das Gewicht des Patienten ist auf dem Steuerfeld **10** oder dem Monitorschirm **16** eingetragen, wie in Verbindung mit [Fig. 1](#) beschrieben. Alternativ kann die Überwachungseinheit **14** mit einer Skala **14F** zum Wiegen des Patienten ausgestattet werden. Anstelle des Gewichtes könnte zum Bestimmen des Tidal-Volumens die Körpergröße benutzt werden. Der Fettanteil des Patienten beeinflusst dann nicht den Tidal-Volumen-Wert (die Menge an Fett steht nicht in Wechselbeziehung zur Größe der Lunge).

[0075] Falls das Tidal-Volumen V_t oberhalb der V_t -Schwelle liegt, Ausgabe Ja, wird in Block **128** nach Hypoventilation gesucht. Hypoventilation bedeutet, dass die Alveolen eine unzureichende Ventilation erhalten und somit der Kohlendioxidgehalt CO_2 in der Lunge und im Blutsystem des Patienten ansteigt. Falls keine Hypoventilation vorliegt, Ausgabe nein, wird der Intrinsic-PEEP gemessen und mit einem zulässigen maximalen Intrinsic-PEEP verglichen. Falls sich der Intrinsic-PEEP unterhalb des maximalen Intrinsic-PEEP-Wertes befindet, Ausgabe Ja, wird der externe PEEP mit einem maximalen externen PEEP-Wert in Block **132** verglichen. Falls der externe PEEP den maximalen externen PEEP-Wert nicht überschreitet, Ausgabe Nein, wird ein neuer PEEP gleich dem gegenwärtigen $PEEP + 2 \text{ cmH}_2\text{O}$ gesetzt, Block **138**. Die Prozedur nimmt dann die P_aO_2 -Analyse erneut auf bei Block **120**. Da es einige Zeit dauert bis P_aO_2 auf eine Zunahme im Gasaustausch, als Folge einer Zunahme in der Menge der geöffneten Alveolen, reagiert, soll eine oder sollen einige Minuten verstreichen, bevor die Messung durchgeführt wird.

[0076] Falls der externe PEEP jedoch gleich dem maximalen externen PEEP-Wert ist oder diesen

überschreitet, Ausgabe Nein in Block **132**, wird eine Bewertung durchgeführt, ob neue Maxima erlaubt sind oder nicht, Block **140**. Falls ein neuer maximaler Wert für PEEP zulässig ist, wird die Prozedur in Block **120** mit einem neuen maximalen PEEP-Wert wieder aufgenommen. Gleichermaßen wird, falls der Intrinsic-PEEP als oberhalb des maximalen P_{aO_2} -Wert liegend festgestellt worden ist, Ausgabe Nein in Block **130**, bewertet ob ein neuer Maximalwert erlaubt werden sollte, Block **140**.

[0077] Gehen wir nun zurück zu Block **126**, wo das Tidal-Volumen V_t mit dem V_t -Schwellwert von 7 ml/kg verglichen wurde. Falls das Tidal-Volumen V_t kleiner als dieser ist, fährt die Prozedur fort bei Block **142** und vergleicht den gegenwärtigen PIP mit einem maximalen PIP-Wert. Der maximale PIP-Wert könnte irgendein Wert zwischen 20 und 70 cmH_2O sein, liegt aber vorzugsweise zwischen 40 und 60 cmH_2O . Falls der gegenwärtige PIP kleiner als der maximale PIP-Wert ist, Ausgabe Ja, wird ein neuer PIP so eingestellt, dass er gleich dem vorhergehenden $PIP + 2 \text{ cmH}_2\text{O}$ ist und die P_aO_2 -Analyse wird erneut in Block **120** aufgenommen. Sollte PIP jedoch oberhalb des maximalen PIP-Wertes liegen, Ausgabe Nein, dann wird erneut in Block **140** bewertet, ob neue Maxima gewährt werden könnten oder nicht. Ansonsten ist die Prozedur zu Ende, Block **124**, und der gegenwärtige PIP-Druck ist der Öffnungsdruck P_o . In einem solchen Fall kann die Lunge geöffnet werden ohne eine zu große Beschädigung der Lunge zu riskieren. Falls schließlich Hypoventilation vorliegt, Ausgabe Ja in Block **128**, wird PIP erneut mit dem maximalen PIP-Wert in Block **142** verglichen und die Prozedur fährt fort wie beschrieben. Hierdurch kann ein Öffnungsdruck P_o oder der maximal zulässige Druck für alle Lungensysteme gefunden werden.

[0078] Es soll bemerkt werden, dass der Öffnungsdruck auch nach einer anderen bekannten Prozedur zum Auffinden eines Öffnungsdruckes gefunden werden kann, insbesondere jenen wie sie in den früheren schwedischen Patentanmeldungen 9502031-9 und 9502032-7 beschrieben sind. Eine weitere Art einen Öffnungsdruck zu erhalten ist in SE-C-501 560 beschrieben.

[0079] Wenn der Öffnungsdruck gefunden worden ist, fährt das zweite Verfahren fort mit dem Reduktionsprotokoll, das den Blöcken **70** und **72** in [Fig. 5](#) entspricht. Die erste Phase des Reduktionsprotokolls ist, zu bestimmen, bei welchem Druck die Lunge erneut zu kollabieren beginnt, d.h. den Schließdruck P_c zu bestimmen. In [Fig. 11](#) ist eine Reihe von Inspirationsimpulsen **146A** bis **146E** dargestellt. Diese Inspirationsimpulse **146A** bis **146E** entsprechen der in [Fig. 9](#) gezeigten Inspirationsimpulsfolge (aber mit sich verminderten Werten PIP und PEEP). Somit hat der zweite Inspirationsimpuls **146B** einen niedrigeren PIP als der erste Inspirationsimpuls **146A** und der

dritte Inspirationsimpuls **146C** hat einen noch kleineren PIP. Für den vierten Inspirationsimpuls **146D** sind sowohl der PEEP als auch der PIP reduziert worden und für den vierten und fünften Inspirationsimpuls **146E** und **146F** sind kleine Änderungen im PIP vorgenommen worden. Die Prozedur zum Finden des Schließdruckes P_c ist im Flussdiagramm in [Fig. 12](#) beschrieben und beginnt mit dem Startblock **148**.

[0080] Ähnlich zu den Schritten zum Auffinden des Öffnungsdruckes P_o wird der P_aO_2 in Block **150** analysiert und danach in Block **152** eine Prüfung vorgenommen, ob die Lunge offen ist oder nicht. Bei allen weiteren Bezugnahmen auf das Messen von P_aO_2 wird angenommen, dass Änderungen im Zustand der Alveolen die Zeit hatten, den P_aO_2 zu beeinflussen. Wenn die Lunge nicht mehr offen ist, ist der Schließdruck P_c bestimmt worden und die Prozedur zum Auffinden des Schließdruckes wird in Block **154** beendet. Dies wird jedoch normalerweise nicht am Anfang der Prozedur der Fall sein und die Lunge ist normaler Weise offen, Ausgabe Ja in Block **152**. Es wird dann geprüft, ob eine schwere Hypoventilation vorliegt, Block **156**. Falls eine schwere Hypoventilation vorliegt, Ausgabe Ja, wird geprüft, ob der externe PEEP einen minimalen externen PEEP-Wert überschreitet, Block **162**. Falls der externe PEEP kleiner als der minimale externe PEEP-Wert ist, Ausgabe Nein, wird geprüft, ob ein neues Minimum erlaubt werden sollte, Block **160**. Falls nicht, endet die Prozedur in Block **154**. Falls ein neuer Minimalwert erlaubt wird, Ausgabe Ja, nimmt die Prozedur im Block **150** wieder die Analyse von P_aO_2 auf. Falls der externe PEEP höher als der minimale externe PIP-Wert ist, Ausgabe Ja, wird ein euer PEEP eingestellt, der gleich dem gegenwärtigen PEEP – 2 cmH₂O ist, Block **164**, und die Prozedur nimmt wieder die Analyse von P_aO_2 im Block **150** auf.

[0081] Falls die Prüfung für eine schwere Hypoventilation in Block **156** zu einer negativen Antwort führt, Ausgabe Nein, wird geprüft, ob PIP den minimalen PIP-Wert in Block **166** überschreitet. Falls der PIP kleiner als der minimale PIP-Wert ist, Ausgabe Nein, fährt die Prozedur fort, eine Hyperventilation zu prüfen, Block **158**. Eine Hyperventilation wird durch eine unnötig hohe Ventilation der Alveolen verursacht und durch eine niedrige Kohlendioxidproduktion angezeigt. Dies kann gemessen werden entweder in dem ausgeatmeten Atemgas oder durch Analysieren des Partialdrucks von Kohlendioxid P_aCO_2 im Blut. Falls eine Hyperventilation vorliegt, Ausgabe Ja, ist es nötig zu prüfen, ob neue minimale Wert erlaubt werden sollten oder nicht, Block **160**. Kehren wir nun zu Block **158** und die Steuerung bei einer Hyperventilation zurück. Falls keine Hyperventilation vorliegt, Ausgabe Nein, wird PEEP wie oben beschrieben in Block **162** bewertet.

[0082] Liegt jedoch PIP noch über dem Minimum,

Ausgabe Ja im Block **166**, fährt die Prozedur fort, in Block **168** durch Prüfen, ob das Tidal-Volumen V_t kleiner als 7 ml/kg ist (ähnlich der Prüfung in Verbindung mit [Fig. 10](#)). Falls das Tidal-Volumen V_t tatsächlich kleiner als dieser V_t -Schwellwert ist, Ausgabe Ja, fährt die Prozedur fort durch Prüfen im Block **170**, ob eine Hypoventilation vorliegt, und wenn sie vorliegt, Ausgabe Ja, wird die Prozedur wieder aufgenommen bei Block **162**.

[0083] Falls eine der Prüfungen in den Blöcken **168** und **170** negativ ausfällt, d.h. falls das Tidal-Volumen (V_t) oberhalb 7 ml/kg liegt oder falls keine Hypoventilation vorliegt, wird der gegenwärtige PIP mit einem ersten PIP-Schwellwert in Block **172** verglichen. In diesem Fall ist der erste PIP-Schwellwert 40 cmH₂O. Falls PIP oberhalb des ersten PIP-Schwellwertes liegt, was zu Beginn der Schließdruckprozedur (P_c) gut der Fall sein könnte, wird ein neuer PIP eingestellt, der gleich den gegenwärtigen PIP minus einem ersten vorgegebenen Dekrement, beispielsweise 3 cmH₂O ist, Block **174**. Nachdem der neue PIP gesetzt worden ist, wird P_aO_2 erneut analysiert, Block **150**. Wiederum sollte hier eine bestimmte Zeit verstreichen, bevor die Analyse durchgeführt wird, um sicherzustellen, dass Reaktionen im Lungen- und Blut-System infolge des verringerten PIP, Zeit haben, stattzufinden. Falls der gegenwärtige PIP bereits unter 40 cmH₂O liegt, Ausgabe Nein in Block **172**, wird der gegenwärtige PIP mit einem zweiten PIP-Schwellwert in Block **176** verglichen. Der zweite PIP-Schwellwert ist in diesem Fall 25 cmH₂O und falls der gegenwärtige PIP diesen zweiten PIP-Schwellwert überschreitet, Ausgabe Ja, wird ein neuer PIP eingestellt, der gleich dem gegenwärtigen PIP minus einem zweiten vorgegebenen Dekrement, beispielsweise 2 cmH₂O, ist, Block **178**. Wie zuvor wird, wenn ein neuer Wert eingestellt worden ist, der P_aO_2 in Block **150** analysiert. Sollte PIP noch unter 25 cmH₂O liegen, wird er mit einem dritten PIP-Schwellwert verglichen, Block **180**. Der dritte PIP-Schwellwert ist der programmierte minimale PIP-Wert, der beispielsweise 20 cmH₂O betragen könnte. Da PIP normalerweise ein gemessener PIP-Wert ist, könnte er bei dieser Stufe unterhalb des minimalen PIP-Wertes liegen, obwohl er oberhalb des minimalen Wertes war, bei der im Block **166** vorgenommenen Steuerung. Sollte dies auftreten, wird die Prozedur wieder aufgenommen bei Block **148**, wie es der Fall war, wenn der PIP in Block **166** unterhalb des minimalen PIP-Wertes lag. Normalerweise liegt jedoch bei dieser Stufe der Prozedur der gegenwärtige PIP wenigstens über dem minimalen Wert, Ausgabe Ja, und ein neuer PIP wird eingestellt, um gleich dem laufenden PIP minus einem dritten vorbestimmten Dekrement, beispielsweise 1 cmH₂O zu sein, Block **182**. Die Prozedur fährt dann wieder fort durch Analysieren des P_aO_2 in Block **150**. Diese Prozedur mit aufeinander folgender Absenkung der PIP- und PEEP-Werte setzt sich fort bis die Lunge angesehen wird, erneut kolla-

bietet zu haben. Mit anderen Worten, wenn der gemessene P_aO_2 unter einen vorgegebenen P_aO_2 -Schwellwert fällt oder eine bedeutende Änderung zwischen zwei P_aO_2 -Messungen zeigt, welche oberhalb eines bestimmten definierten Pegels liegt, endet die Prozedur.

[0084] Es sollte bemerkt werden, dass Änderungen im Blutgasparameter (P_aO_2) auch zum Bestimmen neuer Einstellungen benutzt werden können. Beispielsweise, wenn Öffnungs- und Schließ-Drücke bestimmt werden, könnte die Änderung im gemessenen P_aO_2 für die Bestimmung eines neuen PIP oder PEEP benutzt werden.

[0085] Wenn der Schließdruck P_c ermittelt worden ist, kann die nächste Phase folgen, die in den Schritten besteht, die Lunge offen zu halten. Dies ist im Flussdiagramm in [Fig. 13](#) dargestellt. Der Start ist in Block 184 angezeigt und das erste, was zu tun ist, ist die vorgegebenen Öffnungs- und Schließdrücke (P_o , P_c) nacheinander festzulegen, Block 186. Da diese Prozedur die Hauptaufgabe darstellt, die Lunge offen zu halten, wird dies in den Blöcken 187 und 188 geprüft durch Analysieren des P_aO_2 und Vergleichen dieses Wertes mit dem Schwellwert. Sollte zu irgendeiner Zeit festgestellt werden, dass die Lunge nicht offen ist, wie es im gemessenen P_aO_2 reflektiert wird, muss ein neuer Öffnungsdruck P_o und Schließdruck P_c gefunden werden, d.h. die in den Flussdiagrammen der [Fig. 9](#) und [Fig. 11](#) beschriebenen Prozeduren würden wiederholt werden, um diese zwei wesentlichen Druckwerte zu finden. Solange die Lunge offen bleibt, Ausgabe Ja, setzt sich die Aufrechterhaltungsprozedur fort durch Prüfen auf Hyperventilation in Block 192. Falls keine Hyperventilation vorliegt, Ausgabe Nein, wird statt dessen geprüft, ob Hypoventilation vorliegt, Block 194. Solange keine Hypoventilation vorliegt, Ausgabe Nein, wird in Block 195 die Hämodynamik geprüft. Diese Steuerungen bezüglich Hyperventilation in Block 192, Hypoventilation in 194 und bezüglich der Hämodynamik in Block 195 sind alle wesentlichen Teile in der Hauptstruktur der Erfindung zum Ventilieren des Patienten mit den niedrigst möglichen Drücken ohne Erschwernisse für das Lungensystem oder das Blutsystem. Falls die Hämodynamik ebenfalls OK ist, Ausgabe Ja in Block 195, endet die Prozedur in Block 196. Diese Prozedur wird dann während der Behandlung des Patienten in vorgegebenen Intervallen wiederholt, um sicherzustellen, dass der Zustand des Patienten noch stabil ist.

[0086] Sollte eine Hyperventilation vorliegen, Ausgabe Ja in Block 192, ist zu bewerten, ob diese von der Atemfrequenz, dem PEEP-Druck, dem PIP abhängig ist, oder ob der Totraum vergrößert werden kann. Diese Bewertungsprozedur ist in einem Flussdiagramm in [Fig. 14](#) dargestellt.

[0087] Die Bewertung beginnt in Block 206 und das erste, was zu tun ist, ist die Atemfrequenz um einen Faktor 1,2 zu vergrößern, Block 208. Es wird dann auf Hyperventilation geprüft, Block 210, und falls die Zunahme in der Atemfrequenz erfolgreich war, wird keine Hyperventilation mehr vorliegen und die Bewertung endet in Block 212. Falls noch eine Hyperventilation vorliegt, Ausgabe Ja, wird geprüft, ob die Atemfrequenz RR bereits zweimal vergrößert worden ist, Block 214. Falls nicht, wird die Atemfrequenz erneut um einen Faktor 1,2 vergrößert, Block 208, und erneut auf Hyperventilation geprüft. Falls die Atemfrequenz RR zweimal vergrößert worden ist, Ausgabe Ja, in Block 214, dann wird die Atemfrequenz nicht weiter vergrößert. Statt dessen wird geprüft, ob PEEP größer als der maximale PEEP-Wert ist, Block 216. Falls PEEP niedriger als der maximale PEEP-Wert ist, wird PEEP um 2 cmH₂O vergrößert, Block 218. Es wird dann geprüft, ob die Zunahme im PEEP eine Auswirkung auf die Hyperventilation hatte, Block 220. Falls keine Hyperventilation mehr vorliegt, endet die Bewertung, Block 212, mit den neuen Einstellungen für die Atemfrequenz RR und PEEP. Falls jedoch noch eine Hyperventilation vorliegt, wird PEEP in Schritten von 2 cmH₂O vergrößert bis er den maximalen PEEP-Wert erreicht. Wenn während dieser Zeit die Hyperventilation nicht beendet worden ist, wird statt dessen der PEEP zu verringern sein, Block 222. PIP wird um 1 cmH₂O verringert. Nach dieser Verringerung wird zunächst geprüft, ob die Lunge noch offen ist oder nicht, Block 224. Falls sie offen ist, wird geprüft, ob die Zunahme im PIP in der Lage war die Hyperventilation zu stoppen, Block 226. Falls keine Hyperventilation vorliegt, ist die Bewertung erfolgreich gewesen und endet in Block 212. Falls noch eine Hyperventilation vorliegt, wird der Totraum des Ventilationssystems vergrößert, Block 228. Der Totraum wird dann solange vergrößert, bis keine Hyperventilation mehr vorliegt. Nach jeder Zunahme im Totraum wird auch geprüft, ob die Lunge noch ausreichend offen ist, Block 224. Sollte der gemessene P_aO_2 anzeigen, dass die Lunge nicht mehr geöffnet ist, muss sie erneut geöffnet werden, Block 230, und die Aufrechterhaltungsprozedur muss dann erneut aufgenommen werden, Block 232. Es sollte bemerkt werden, dass Block 232 in [Fig. 14](#), die Lunge offen zu halten, der zu [Fig. 13](#) beschriebenen Prozedur die Lunge offen zu halten entspricht.

[0088] Falls der Totraum vergrößert werden muss, gibt es hierfür mehrere Lösungswege. Eine Sofortlösung besteht natürlich darin, physisch den Totraum zu vergrößern, insbesondere durch Hinzufügen von mehr Rohr- bzw. Schlauchleitungen zwischen dem Patienten und dem künstlichen Ventilationssystem. Dies macht es jedoch erforderlich den Patienten vom künstlichen Ventilationssystem zu trennen, und wenn sich er/sie noch nicht ausreichend erholt hat, könnte dies zu einem Lungenkollaps führen. Wenn neue Schlauchleitungen hinzugefügt sind, müsste so die

gesamte Prozedur wiederholt werden, durch Starten des Bewertungsschemas vom Beginn an. Dies ist der Hauptgrund, weshalb geprüft wird, ob die Lunge noch offen ist, nach der jeweiligen Zunahme im Totraum.

[0089] In [Fig. 16](#) ist ein Verbindungssystem **6** für das künstliche Ventilationssystem dargestellt. Das Verbindungssystem **6** verbindet die Antriebseinheit **2** für das Beamtungsgas und den Patienten **4** miteinander. Das Verbindungssystem enthält eine Mischkammer **254** in der die Gase von entsprechenden Gasenlässeen **2A**, **2B**, **2C** zu dem Atemgas gemischt werden. Das gemischte Atemgas wird über einen Inspirationsschlauch **256** zu einem Trachealrohr **258** oder einem entsprechenden Verbindungsrohr zu dem Patienten geführt. Ausgeatmetes Atemgas wird vom Patienten über das Trachealrohr **258** und einen Expirationsschlauch **260** geleitet. Auf dem Trachealrohr **258** könnte ein Abschnitt **262**, bestehend aus einem expandierbaren, komprimierbaren Material angeordnet werden, um den Totraum ohne Abtrennung des Patienten zu beeinflussen. Durch Expandieren des Abschnittes **262** nimmt der Totraum zu.

[0090] Ein anderer Weg, den Totraum zu vergrößern, wird erreicht durch den Einsatz eines ersten Ventils **264** und eines zweiten Ventils **266**. Das erste Ventil ist innerhalb des Expirationsschlauchs **260** angeordnet und kann den Fluss im Expirationsschlauch **260** steuern. Das zweite Ventil **266** ist in einer Verbindung zwischen dem Inspirationsschlauch und dem Expirationsschlauch innerhalb der Gaslieferreinheit **2** angeordnet. Das zweite Ventil **266** ist normalerweise geschlossen und das Atemgas durchströmt das Verbindungssystem **6** wie beschrieben. Durch Öffnen des zweiten Ventils **266** und Schließen des ersten Ventils **264** während des letzten Abschnittes der Expiration, ist das Expirationsgas nicht in der Lage in den Expirationsschlauch **260** zu strömen, da dieser durch das erste Ventil **264** verschlossen worden ist. Statt dessen strömt das ausgeatmete Gas in den Inspirationsschlauch **256** in Richtung zur Öffnung zwischen dem Inspirationsschlauch **256** und dem Expirationsschlauch **260**, d.h. dem zweiten Ventil **266**. Ein Teil des Inspirationsschlauches **256** wirkt dann als eine Ausdehnung des Trachealrohrs **258** oder arbeitet als eine Ausdehnung des Abschnittes **262**. Wenn der nächste Inspirationsimpuls geliefert wird, öffnet das erste Ventil **264** und das zweite Ventil **266** schließt und die Inspiration beginnt wie jede andere normale Inspiration.

[0091] Es wird auch eine weitere Gasverbindung **268** in das System eingeschlossen. Die weitere Gasverbindung ist mit einer steuerbaren Gasquelle verbunden und endet im Trachealrohr **258**. Der Gasfluß innerhalb des weiteren Gasschlauches **268** kann gleichzeitig mit dem Atemgasfluß gesteuert werden, so dass die gesamte dem Patienten zugeführte Gasmenge in einem hohen Ausmaß gesteuert wird. Der

weitere Gasschlauch **268** könnte in einer noch weiteren Art für die Vergrößerung des Totraumes oder vielmehr dazu benutzt werden, einen ähnlichen Effekt zu erzielen. Anstelle einer physischen Änderung des Totraumes könnte dem Atemgas entweder direkt durch einen der Gaseinlässe **2A**, **2B**, **2C** oder über den weiteren Gasschlauch **268** eine kleine Menge an Kohlendioxid zugesetzt werden. Dieses Hinzufügen von Kohlendioxid könnte so getätigter werden, das beim Einsetzen der Inspiration eine kleine Menge an Kohlendioxid zugeführt wird, wodurch ein vergrößerter Totraum simuliert wird. Die zugefügte Kohlendioxidmenge könnte für jeden Patienten individuell berechnet werden durch Vergleich entweder mit Werten, die gemessen wurden, wenn keine Hyperventilation vorlag, oder durch Vergleich mit dem Körpergewicht oder mit anderen Berechnungen.

[0092] Wenn sämtliche Prüfungen, die von der Erfassung der Hyperventilation herrühren, durchgeführt worden sind und die Bewertungen zu einer neuen Einstellung irgendeiner Art geführt haben, wird die Aufrechterhaltungsprozedur in [Fig. 13](#) wieder aufgenommen.

[0093] (Erneut Bezug nehmend auf [Fig. 13](#)). Sollte statt dessen eine Hypoventilation vorliegen, Ausgabe Ja in Block **194**, wird eine Bewertung in Block **200** vorgenommen, ob der Totraum (DS) zu groß ist, oder ob ein falscher spitzeninspiratorischer Druck PIP vorliegt. Diese Bewertung ist in [Fig. 15](#) dargestellt, die mit dem Startblock **234** beginnt. Zunächst wird geprüft, ob der Totraum den Minimalwert des Totraumes überschreitet, Block **236**. Falls der Totraum den Minimalwert überschreitet, wird der Totraum vermindert, Block **238**. Danach wird erneut geprüft, ob eine Hypoventilation vorliegt oder nicht, Block **240**. Falls nicht, ist die Bewertung vorüber, Block **242**. Solange eine Hypoventilation vorliegt und der Totraum den Minimalwert übersteigt, wird diese Sequenz wiederholt. Falls noch eine Hypoventilation vorhanden ist, wenn der Totraum den Minimalwert des Totraumes erreicht, Ausgabe Nein in Block **236**, wird geprüft, ob der gegenwärtige PIP den maximal erlaubten PIP überschreitet, Block **244**. Falls der gegenwärtige PIP den maximalen PIP nicht überschreitet, wird der gegenwärtige PIP-Wert um 1 cmH₂O vergrößert, Block **246**. Wie bei der für die Hyperventilation-Situationen beschriebenen Bewertung wird PIP dann um 1 cmH₂O vergrößert, bis die Hypoventilation endet oder der Maximal-PIP erreicht wird. Der Maximal-PIP gewährleistet wiederum, dass schädigende Drücke vermieden werden. So wird nach der Hypoventilation gesehen, Block **248**. Wenn die Hypoventilation beendet ist, bevor der gegenwärtige PIP den Maximal-PIP erreicht hat, ist die Bewertung in Block **242** am Ende. Wenn die Hypoventilation jedoch weiterbesteht, Ausgabe Ja in Block **246**, und der gegenwärtige PIP den Maximal-PIP erreicht hat, dann muss für die betreffende Zeit die Hypoventilation akzeptiert werden und

die Bewertung kommt in Block **242** zu einem Ende.

[0094] Ähnlich zur Hyperventilationsbedingung könnte der Totraum leicht verändert werden durch physisches Entfernen einiger Schlauchleitungen, die das Auftreten der Hypoventilation beim Patienten hervorrufen. Erneut würde dies bedeuten, dass die gesamte Prozedur wiederholt werden müsste, da die Lunge des Patienten während der Abtrennung des Patienten dem Risiko ausgesetzt ist, zu kollabieren. Unter nochmaliger Bezugnahme auf [Fig. 16](#), der Patient muss nicht notwendigerweise abgetrennt werden. Der expandierbare Abschnitt **262** könnte zusammengedrückt werden, um den Totraum zu verringern. Ein anderer Weg zur Verringerung des Totraumes ist es, am Ende der Expirationsphase über die weitere Gasleitung **268** Luft zu liefern. Hierbei wird das zuletzt ausgeatmete Volumen mit einer definierten Menge Luft gemischt, und wenn die Inspirationsphase beginnt, ist die wieder eingetauschte Menge an Atemgas kleiner. Falls der Totraum durch Verwendung der oben beschriebenen Funktion ([Fig. 16](#)) des ersten Ventils **264** und des zweiten Ventils **266** vergrößert worden ist, kann der Totraum leicht verkleinert werden, indem man zu einem normalen Inspirations-/Expirations-Zeitablauf zurückkehrt, d.h. nicht diese Funktion des ersten Ventils **264** und des zweiten Ventils **266** benutzt.

[0095] Falls die Prüfung für die Hämodynamik, Block **195** in [Fig. 13](#), anzeigen sollte, dass eine Hämodynamik-Depression vorliegt, ist es notwendig zu prüfen, ob ein Pneumothorax vorliegt, d.h. ob Luft in den Pleuraraum in der Lunge eintritt, Block **201**. Pneumothorax wird in vielen Fällen durch eine Penetration der Brustwand verursacht. In einem offenen Pneumothorax kollabiert die Lunge und trägt nicht zur Ventilation bei. Während der künstlichen Ventilation besteht jedoch eine höhere Wahrscheinlichkeit, dass hier ein Pneumothorax geschlossen wird. Der geschlossene Pneumothorax ist ein Riß in der Lunge, der eine direkte Verbindung zwischen dem Bronchialsystem und dem Pleuraraum verursacht. Wenn ein Pneumothorax vorliegt, Ausgabe Ja, muss der Druck entspannt bzw. herabgesetzt werden, Block **202**, z.B. durch Einsetzen einer Bruströhre. Die Hämodynamik wird vorzugsweise gesteuert durch Überprüfung der kardiovaskulären Depression auf der Grundlage der durch die Überwachungseinheit vorgenommenen Blutdruckmessungen. Andere bekannte Messungen, die die hämodynamische Depression anzeigen, können natürlich auch benutzt werden.

[0096] Wenn eine kardiovaskuläre Depression, aber kein Pneumothorax vorliegt, Ausgabe Nein in Block **201**, oder wenn ein Pneumothorax in einer früheren Stufe beseitigt worden ist, sollte eine intravaskuläre Fluidaufforderungen gegeben werden, Block **204**. Falls die Fluidaufforderung erfolgreich ist, sollten bis zu einem zulässigen Maximalvolumen mehr

Fluids gegeben werden. Daraufhin sollten dem Patienten kardiovaskuläre aktive Medikamente gegeben werden, um die Schmerzen und negativen Nebenwirkungen für den Patienten zu überwinden. Wenn alle diese Maßnahmen unternommen worden sind, was der Arzt durch Einreihen eines bestimmten Codes auf dem Steuerfeld oder auf dem Monitorschirm im künstlichen Ventilatorsystem anzeigen könnte, ist die Aufrechterhaltungssequenz im Block **196** zu Ende.

[0097] Die Steuereinheit läuft in vorgegebenen Zeittintervallen durch die Aufrechterhaltungsprozedur.

[0098] Wenn sich der Zustand des Patienten ausreichend gebessert hat, ist es Zeit ihn/sie zu entwöhnen. Das Grundprinzip beim Entwöhnen eines Patienten ist es nicht, den Patienten zu zwingen, sofort spontan zu atmen. Zunächst langsam und dann, wenn der Patient eine ausreichende Menge spontaner Atemzüge ausführt, kann ein schnellerer Übergang aus der gesteuerten Ventilation zur Unterstützung der Ventilationsarten erfolgen.

[0099] In [Fig. 17](#) ist dies durch ein Flußdiagramm beschrieben. Das Entwöhnungsprotokoll bzw. -verfahren beginnt in Block **270**. Wie bei den vorhergehenden Protokollen wird P_aO_2 gemessen, Block **272**. Der gemessene P_aO_2 wird dann mit einer ersten Schwelle T1 verglichen, Block **274**. Die erste Schwelle T1 entspricht einem Pegel guter Oxygenierung. Es sei erinnert, dass in dieser Stufe der Behandlung eines Patienten die Lunge offen ist, und sich der Patient praktisch von dem Zustand erholt hat, der eine künstliche Ventilation erforderlich gemacht hat.

[0100] Sollte der P_aO_2 kleiner als die erste Schwelle T1 sein, Ausgabe Nein, dann wird er mit einer zweiten Schwelle T2 verglichen, Block **276**. Die zweite Schwelle T2 entspricht einem Pegel der Oxygenierung, die als ausreichend betrachtet wird. Falls der P_aO_2 gleich der zweiten Schwelle **72** ist oder diese überschreitet, d.h. falls er zwischen die erste Schwelle T1 und die zweite Schwelle T2 fällt, werden die gegenwärtigen Einstellungen für die betreffende Zeit aufrechterhalten und eine neue Messung von P_aO_2 wird durchgeführt, nachdem eine vorgegebene Zeit verstrichen ist, in diesem Fall **10 Minuten**, Block **278**, und die Prozedur wird bei Block **272** wieder aufgenommen.

[0101] Sollte der gemessene P_aO_2 in Block **274** gleich der ersten Schwelle T1 sein oder diese überschreiten, wird die spontane Atemfrequenz (RR_s) des Patienten gemessen und mit einer RR_s -Schwelle verglichen, Block **280**. Die RR_s -Schwelle korreliert mit einer ausreichenden spontanen Atmung und falls die gemessene Frequenz diese Schwelle überschreitet, Ausgabe Ja, ist die Entwöhnung zu Ende, Block **282**.

[0102] Sollte jedoch die gemessene spontane

Atemfrequenz unzureichend sein oder falls der gemessene P_aO_2 niedriger als die zweite Schwelle T2 ist, wird eine Bewertung der Einstellungen vorgenommen, Block 284, bevor die Prozedur wieder in Block 272 mit neuen Einstellungen fortfährt. Abhängig davon, ob der gemessene P_aO_2 zu niedrig war oder die gemessene spontane Atemfrequenz zu niedrig war, können die Einstellungen von PIP, PEEP, RR und das I:E-Verhältnis vergrößert oder verringert werden.

[0103] Es sollte bemerkt werden, dass die in der Beschreibung für die Schwellwerte benutzen Zahlenwerte ebenso wie für Minima und Maxima nur als Beispiel gegeben worden sind. Diese Zahlenwerte könnten unterschiedlich sein, unter anderem abhängig von der zu behandelnden Spezies (menschlich oder tierisch), vom Alter (neugeboren, Kind, jugendlich, erwachsen) und der Art der Krankheit. In der einfachsten Realisierung des erfindungsgemäßen künstlichen Ventilationssystems ist dieses geeignet automatisch wenigstens 90 bis 99 % aller Erwachsenen zu behandeln und fordert in den verbleibenden Fällen (bevor auch sie automatisch behandelt werden können) übergeordnete Einstellungen von einem Arzt.

Patentansprüche

1. Künstliches Beatmungssystem, das mit dem Lungensystem eines lebenden Wesens verbindbar ist, enthaltend:
 eine Atemgasliefereinheit (2), zur Erzeugung und Abgabe steuerbarer Inspirationsimpulse (78, 116A–116F, 146A–146F) des Atemgases zu dem Lungensystem,
 eine mit der Atemgasliefereinheit (2) verbundene Regeleinheit (8) zum Steuern der Erzeugung und Abgabe der Inspirationsimpulse (78; 116A–116F; 146A–146F) auf der Grundlage eines der Regeleinheit (8) zugeführten Steuersignals,
 eine Überwachungseinheit (14, 14A–14F), die mit dem genannten Lungensystem verbindbar und zum Messen wenigstens eines auf die Funktion des Lungensystems bezogenen Parameters ausgelegt ist, und
 eine mit der Überwachungseinheit (14, 14A–14F) verbundene Steuereinheit (22) zum Bestimmen einer Änderung in einem Inspirationsimpulsparameter, wobei die Überwachungseinheit (14, 14A–14F) ein mit dem Blutsystem des lebenden Wesens (4) verbindbares Blutgasanalysegerät (14A) enthält zum Messen des Sauerstoffpartialdrucks (P_aO_2) des Blutes,
dadurch gekennzeichnet, dass die Überwachungseinheit (14, 14A–14F) ferner einen Durchflussmesser (14B) enthält, der mit dem Lungensystem des lebenden Wesens verbindbar und zum Messen eines endexpiratorischen Flusses (ϕ_{EE}) und eines Spitzen-Expirationsflusses (ϕ_{PE}) ausgelegt ist, und

die Steuereinheit (22) ein Steuersignal für die Regeleinheit (8) erzeugt, die Steuereinheit (22) einen Computercode enthält, um bei einer Steuerung durch die Steuereinheit die folgenden Schritte auszuführen:

- ein optimales Verhältnis zwischen Inspirationszeit und Expirationszeit (I:E-Verhältnis) auf der Grundlage der vom Flussmesser erhältlichen endexpiratorischen Fluss-Daten (ϕ_{EE}) und der Spitzen-Expirations-Fluss-Daten (ϕ_{PE}) zu bestimmen;
- eine optimale Atemfrequenz (RR) auf der Grundlage der vom Flussmesser erhältlichen endexpiratorischen Fluss-Daten (ϕ_{EE}) und der Spitzen-Expirations-Fluss-Daten (ϕ_{PE}) zu bestimmen;
- einen Öffnungsdruck (P_o) des Lungensystems auf der Grundlage der vom Blutgasanalysegerät erhältlichen Sauerstoffpartialdruck-Daten (P_aO_2) zu bestimmen;
- einen Schließdruck des Lungensystems aus den vom Blutgasanalysegerät erhältlichen Sauerstoffpartialdruck-Daten (P_aO_2) zu bestimmen;
- intervallweises Anordnen einer Wiederholung der Schritte a) bis d).

2. Künstliches Beatmungssystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass Schritt a) die folgenden Teilschritte enthält:

- Lesen der aktuellen I:E-Verhältnis-Daten;
- Lesen der endexpiratorischen Fluss-Daten (ϕ_{EE});
- Lesen der Spitzenexpirations-Fluss-Daten (ϕ_{PE});
- Berechnen des EEPkφ-Verhältnisses zwischen den endexpiratorischen Fluss-Daten (ϕ_{EE}) und den Spitzenexpirations-Fluss-Daten (ϕ_{PE});
- Vergleichen des berechneten EEPkφ-Verhältnisses mit einem vorbestimmten ersten EEPkφ-Schwellenwert;
- Bestimmen des aktuellen I:E-Verhältnisses als optimales I:E-Verhältnis, falls das berechnete EEPkφ-Verhältnis den ersten EEPkφ-Schwellenwert überschreitet;
- Vergleichen des aktuellen I:E-Verhältnisses mit einem vorbestimmten maximalen I:E-Verhältnis, falls das berechnete EEPkφ-Verhältnis nicht den ersten EEPkφ-Schwellenwert überschreitet;
- Bestimmen des aktuellen I:E-Verhältnisses als optimales I:E-Verhältnis, falls das aktuelle I:E-Verhältnis den vorbestimmten maximalen I:E-Verhältnis überschreitet;
- Vergleichen des aktuellen I:E-Verhältnisses mit einer vorbestimmten I:E-Verhältnisschwelle, falls das aktuelle I:E-Verhältnis nicht das vorbestimmte maximale I:E-Verhältnis überschreitet;
- Berechnen eines neuen I:E-Verhältnisses, das gleich der Differenz zwischen dem ersten EEPkφ-Schwellenwert minus dem berechneten EEPkφ-Verhältnis und dem aktuellen I:E-Verhältnis ist sowie Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt a1) an, falls das aktuelle I:E-Verhältnis die vorbestimmte I:E-Verhältnisschwelle überschreitet;
- Vergleichen des berechneten EEPkφ-Verhältnisses mit einem zweiten EEPkφ-Schwellenwert,

falls das aktuelle I:E-Verhältnis die vorbestimmte I:E-Verhältnisschwelle nicht überschreitet;

a12) Setzen eines neuen I:E-Verhältnisses, so dass es gleich dem maximalen I:E-Verhältnis ist, und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt a1) an, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den zweiten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert überschreitet; und

a13) Bestimmen des aktuellen I:E-Verhältnisses als optimales I:E-Verhältnis, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis nicht den zweiten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert überschreitet.

3. Künstliches Beatmungssystem nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der erste EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert zwischen 30 und 40, der zweite EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert zwischen 10 und 20 und die I:E-Verhältnisschwelle vorzugsweise zwischen 60 und 80 % liegt.

4. Künstliches Beatmungssystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass Schritt b) die folgenden Teilschritte enthält:

b1) Lesen der aktuellen Atemfrequenz-Daten (RR);

b2) Lesen der endexpiratorischen Fluss-Daten (ϕ_{EE});

b3) Lesen der Spitzenexpirations-Fluss-Daten (ϕ_{PE});

b4) Berechnen eines EEP $\kappa\phi$ -Verhältnisses zwischen den endexpiratorischen Fluss-Daten (ϕ_{EE}) und den Spitzenexpirations-Fluss-Daten (ϕ_{PE});

b5) Vergleichen des berechneten EEP $\kappa\phi$ -Verhältnisses mit einem vorbestimmten ersten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert;

b6) Bestimmen der aktuellen Atemfrequenz (RR) als optimale Atemfrequenz, falls dass berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den ersten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert überschreitet;

b7) Vergleichen der aktuellen Atemfrequenz (RR) mit einer vorbestimmten maximalen Atemfrequenz, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den ersten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert nicht überschreitet;

b8) Bestimmen der aktuellen Atemfrequenz (RR) als optimale Atemfrequenz, falls die aktuelle Atemfrequenz (RR) die vorbestimmte maximale Atemfrequenz überschreitet;

b9) Vergleichen des berechneten EEP $\kappa\phi$ -Verhältnisses mit einem zweiten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert, falls die aktuelle Atemfrequenz (RR) die vorbestimmte maximale Atemfrequenz nicht überschreitet;

b10) Vergleichen des berechneten EEP $\kappa\phi$ -Verhältnisses mit einem dritten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den zweiten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert überschreitet;

b11) Bestimmen einer neuen Atemfrequenz (RR) so, dass sie gleich der aktuellen Atemfrequenz (RR) multipliziert mit einem ersten Faktor ist, und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt b1) an, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den dritten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert überschreitet;

b12) Bestimmen einer neuen Atemfrequenz (RR) so, dass sie gleich der aktuellen Atemfrequenz (RR) multipliziert mit einem zweiten Faktor ist, und Wiederho-

len der Prozedur vom Teilschritt b1) an, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den dritten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert nicht überschreitet; und

b13) Bestimmen einer neuen Atemfrequenz (RR) so, dass sie gleich der aktuellen Atemfrequenz (RR) multipliziert mit einem dritten Faktor ist, und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt b1) an, falls das berechnete EEP $\kappa\phi$ -Verhältnis den zweiten EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert nicht überschreitet.

5. Künstliches Beatmungssystem nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der erste EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert 40 ist, der zweite EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert 20 ist, der dritte EEP $\kappa\phi$ -Schwellenwert **30** ist, der erste Faktor 1,2 ist, der zweite Faktor 1,5 ist und der dritte Faktor 2 ist.

6. Künstliches Beatmungssystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass Schritt c) die folgenden Teilschritte enthält:

c1) Lesen der für das Lebewesen gespeicherten Körper-Magergewichts-Daten;

c2) Erzeugen eines Signals zum Liefern einer vorbestimmten Anzahl von Inspirationsimpulsen mit einem aktuellen Spitzen-Inspirationsdruck (PIP) und einem aktuellen positiven endexpiratorischen Druck (PEEP);

c3) Lesen der Sauerstoffpartialdruck-Daten (P_aO_2);

c4) Vergleichen der P_aO_2 -Daten mit einem vorbestimmten P_aO_2 -Schwellenwert;

c5) Bestimmen des PIP als Öffnungsdruck (P_o) und Speichern des bestimmten Öffnungsdruckes (P_o) sowie des aktuellen PEEP, falls die P_aO_2 -Daten den vorbestimmten P_aO_2 -Schwellenwert überschreiten;;

c6) Lesen der aus dem Flussmesser verfügbaren Inspirationsfluss-Daten (ϕ), Bestimmen eines Tidal-Volumens (V_t) des zugeführten Atemgases, Berechnen eines Quotienten zwischen dem bestimmten Tidal-Volumen (V_t) und den Körper-Magergewichts-Daten und Vergleichen des berechneten Quotienten mit einem vorbestimmten V_t -Schwellenwertes, falls die P_aO_2 -Daten den vorbestimmten P_aO_2 -Schwellenwert nicht überschreiten;

c7) Lesen der Kohlendioxid-Gehalts-Daten (CO_2 -Gehalt), die aus einem CO_2 -Messer (**14E**) verfügbar sind, welcher an das Lebewesen anschließbar ist, und Vergleichen der CO_2 -Gehalts-Daten mit einem vorbestimmten CO_2 -Gehalts-Schwellenwert, falls der berechnete Quotient den vorbestimmten V_t -Schwellenwert überschreitet;

c8) Vergleichen des aktuellen PIP mit einem vorbestimmten maximalen PIP-Wert, falls der berechnete Quotient den vorbestimmten V_t -Schwellenwert nicht überschreitet oder falls die CO_2 -Gehalts-Daten den vorbestimmten CO_2 -Gehalts-Schwellenwert überschreiten;

c9) Setzen eines neuen aktuellen PIP so, dass er gleich dem aktuellen PIP plus einem vorbestimmten ersten Inkrement ist, und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt c2 an, falls der aktuelle PIP den maxi-

malen PIP-Wert nicht überschreitet;

c10) Lesen der aus dem Flussmesser verfügbaren intrinsischen positiven endexpiratorischen Druck-Daten ($PEEP_i$) und Vergleichen dieser Daten mit einem vorbestimmten maximalen $PEEP_i$ -Wert, falls die CO_2 -Gehalts-Daten den vorbestimmten CO_2 -Gehalts-Schwellenwert nicht überschreiten;

c11) Vergleichen des aktuellen PIP mit dem maximalen PIP-Wert, falls die $PEEP_i$ -Daten den vorbestimmten maximalen $PEEP_i$ -Wert nicht überschreiten;

c12) Setzen eines neuen aktuellen PIP so, dass er gleich dem aktuellen PIP plus einem vorbestimmten zweiten Inkrement ist, Setzen eines neuen aktuellen PEEP, dass es gleich dem aktuellen PEEP plus einem vorbestimmten dritten Inkrement ist, und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt c2) an, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten maximalen PIP-Wert nicht überschreitet;

c13) Vergleichen des aktuellen PEEP mit einem vorbestimmten maximalen PEEP-Wert, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten maximalen PIP-Wert überschreitet;

c14) Setzen eines neuen aktuellen PEEP so, dass er gleich dem aktuellen PEEP plus einem vorbestimmten vierten Inkrement ist, und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt c2) an, falls der aktuelle PEEP den vorbestimmten maximalen PEEP-Wert nicht überschreitet;

c15) Bestimmen, ob ein neuer maximaler PIP-Wert, ein neuer maximaler PEEP-Wert oder ein neuer maximale $PEEP_i$ -Wert zugelassen werden sollte, falls der aktuelle PEEP den vorbestimmten maximalen PEEP-Wert überschreitet, oder falls der $PEEP_i$ im Teilschritt c10) den vorbestimmten maximalen $PEEP_i$ -Wert überschreitet, oder falls der aktuelle PIP im Teilschritt c8) den vorbestimmten maximalen PIP-Wert überschreitet;

c16) Bestimmen des aktuellen PIP als Öffnungsdruck (P_o) und Speichern des bestimmten Öffnungsdruckes (P_o) und des aktuellen PEEP, falls keine neuen Maxima zugelassen werden; und

c17) Setzen diese Maxima und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt c2) an, falls neue Maxima zugelassen werden.

7. Künstliches Beatmungssystem nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der vorbestimmte V_t -Schwellenwert vorzugsweise zwischen 5 und 7 ml/kg liegt, das vorbestimmte erste Inkrement 2 cmH_2O ist, das vorbestimmte zweite Inkrement 2 cmH_2O ist, das vorbestimmte dritte Inkrement 2 cmH_2O ist und das vorbestimmte vierte Inkrement 2 cmH_2O ist.

8. Künstliches Beatmungssystem nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass Schritt d) die folgenden Teilschritte enthält:

d1) Erzeugen eines Signals zum Liefern einer vorbestimmten Anzahl von Inspirationsimpulsen mit einem aktuellen Spitzen-Inspirationsdruck (PIP) und einem

aktuellen positiven endexpiratorischen Druck (PEEP);

d2) Lesen von Druck-Daten, die aus einem Druckmesser (**14C**) verfügbar sind, der mit einem Lebewesen verbindbar ist, ferner von Atemgas-Fluss-Daten, die aus dem Flussmesser verfügbar sind, von Sauerstoffpartialdruck-Daten (P_aO_2), die aus dem Blutgasanalysegerät verfügbar sind und von CO_2 -Gehalts-Daten, die entweder aus dem Blutgasanalysegerät oder aus einem CO_2 -Messer (**14E**) verfügbar sind, der mit dem Lebewesen verbindbar ist;

d3) Vergleichen der P_aO_2 -Daten mit einem vorbestimmten P_aO_2 -Schwellenwert;

d4) Bestimmen des aktuellen PIP als Schließdruck (PC) und Speichern des bestimmten Schließdruckes (PC) und des aktuellen PEEP, falls die P_aO_2 -Daten den vorbestimmten P_aO_2 -Schwellenwert nicht überschreiten;

d5) Vergleichen der CO_2 -Gehalts-Daten mit einem vorbestimmten ersten CO_2 -Gehalts-Schwellenwert, falls die P_aO_2 -Daten den P_aO_2 -Schwellenwert nicht überschreiten;

d6) Vergleichen des aktuellen PIP mit einem vorbestimmten minimalen PEEP-Wert, falls die CO_2 -Gehalts-Daten den vorbestimmten ersten CO_2 -Gehalts-Schwellenwert überschreiten;

d7) Bestimmen des Tidal-Volumens (V_t) und Vergleichen dieser Größe mit einem vorbestimmten V_t -Schwellenwert, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten minimalen PIP-Wert überschreitet

d8) Vergleichen der CO_2 -Gehalts-Daten mit einem vorbestimmten zweiten CO_2 -Gehalts-Schwellenwert, falls das vorbestimmte Tidal-Volumen (V_t) den vorbestimmten V_t -Schwellenwert nicht überschreitet;

d9) Vergleichen des aktuellen PIP mit einem ersten PIP-Schwellenwert, falls das bestimmte Tidal-Volumen (V_t) den vorbestimmten V_t -Schwellenwert überschreitet, oder falls die CO_2 -Gehalts-Daten den vorbestimmten zweiten CO_2 -Schwellenwert nicht überschreiten;

d10) Setzen eines neuen PIP so, dass er gleich dem aktuellen PIP minus einem vorbestimmten ersten Dekrement ist und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt d1) an, falls der aktuelle PIP den ersten PIP-Schwellenwert überschreitet;

d11) Vergleichen des aktuellen PIP mit einem zweiten PIP-Schwellenwert, falls der aktuelle PIP den ersten PIP-Schwellenwert nicht überschreitet;

d12) Setzen eines neuen aktuellen PIP gleich dem aktuellen PIP minus einem vorbestimmten zweiten Dekrement und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt d1) an, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten zweiten PIP-Schwellenwert überschreitet;

d13) Vergleichen des aktuellen PIP mit einem vorbestimmten minimalen PIP-Wert, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten zweiten PIP-Schwellenwert nicht überschreitet;

d14) Setzen eines neuen aktuellen PIP so, dass er gleich dem aktuellen PIP minus einem vorbestimmten dritten Dekrement ist und Wiederholen der Proze-

dur vom Teilschritt d1) an, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten minimalen PIP-Wert überschreitet;

d15) Vergleichen der CO₂-Gehalts-Daten mit einem dritten Schwellenwert, falls der aktuelle PIP den vorbestimmten minimalen PIP-Wert nicht überschreitet, oder falls die CO₂-Gehalts-Daten im Teilschritt d5) den vorbestimmten ersten CO₂-Schwellenwert überschreiten, oder falls der aktuelle PIP in Teilschritt d6) den vorbestimmten minimalen PIP-Wert nicht überschreitet oder falls die CO₂-Gehalts-Daten den vorbestimmten zweiten CO₂-Schwellenwert überschreiten;

d16) Vergleichen des aktuellen PEEP mit einem vorbestimmten minimalen PEEP-Wert, falls die CO₂-Gehalts-Daten den dritten CO₂-Schwellenwert überschreiten;

d17) Setzen eines neuen aktuellen PEEP so, dass er gleich dem aktuellen PEEP minus einem vierten Dekrement ist und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt d1) an, falls der aktuelle PEEP den vorbestimmten minimalen PEEP-Wert überschreitet;

d18) Bestimmen, ob ein neuer minimaler PIP-Wert oder ein neuer minimaler PEEP-Wert zugelassen werden kann, falls der aktuelle PEEP den vorbestimmten minimalen PEEP-Wert nicht überschreitet, oder falls die CO₂-Gehalts-Daten den dritten CO₂-Gehalts-Schwellenwert nicht überschreiten;

d19) Setzen der neuen minimalen Werte und Wiederholen der Prozedur vom Teilschritt d1) an, falls neue minimale Werte zulässig sind; und

d20) Bestimmen des aktuellen PIP als Schließdruck (P_c) und Speichern des bestimmten Schließdruckes (P_c) und des aktuellen PEEP, falls neue Minimalwerte nicht zulässig sind.

9. Künstliches Beatmungssystem nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der vorbestimmte V_t-Schwellenwert vorzugsweise zwischen 5 und 7 ml/kg liegt, der vorbestimmte erste PIP-Schwellenwert vorzugsweise zwischen 30 und 45 cmH₂O liegt, der vorbestimmte zweite PIP-Schwellenwert vorzugsweise zwischen 20 und 30 cmH₂O, das vorbestimmte erste Dekrement 3 cmH₂O ist, der vorbestimmte zweite Dekrement 2 cmH₂O ist, das vorbestimmte dritte Dekrement 1 cmH₂O ist und das vorbestimmte vierte Dekrement 2 cmH₂O ist.

10. Künstliches Beatmungssystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass Schritt e) die folgenden Teilschritte enthält:

e1) Lesen von Druck-Daten, CO₂-Gehalts-Daten, P_{aO₂}-Daten und Blutdruck-Daten;

e2) Vergleichen der P_{aO₂}-Daten mit einer vorbestimmten P_{aO₂}-Schwelle;

e3) Wiederholen der Schritte c) und d) von Anspruch 1, falls die P_{aO₂}-Daten den vorbestimmten P_{aO₂}-Schwellenwert nicht überschreiten;

e4) Vergleichen der CO₂-Gehalts-Daten mit einem vorbestimmten ersten CO₂-Schwellenwert, falls die P_{aO₂}-Daten den P_{aO₂}-Schwellenwert überschreiten;

e5) Vorschlagen, die Einstellungen für die Atemfrequenz (RR), den positiven endexpiratorischen Druck (PEEP), den Spitzen-Inspirationsdruck (PIP) und/oder den Totraum (DS) zu verändern, falls die CO₂-Gehalts-Daten den vorbestimmten ersten CO₂-Schwellenwert überschreiten;

e6) Vergleichen der CO₂-Gehalts-Daten mit einem vorbestimmten zweiten CO₂-Schwellenwert, falls die CO₂-Gehalts-Daten den vorbestimmten ersten CO₂-Schwellenwert nicht überschreiten;

e7) Vorschlagen, die Einstellungen des Totraumes (DS) und/oder des Spitzen-Inspirations-Drucks (PIP) zu verändern, falls die CO₂-Gehalts-Daten den vorbestimmten zweiten CO₂-Schwellenwert überschreiten;

e8) Vergleichen der Blutdruck-Daten mit einem vorbestimmten Blutdruck-Intervall, falls die CO₂-Gehalts-Daten den vorbestimmten zweiten CO₂-Schwellenwert nicht überschreiten;

e9) Beenden des Schrittes e), falls die Blutdruck-Daten in das vorbestimmte Blutdruck-Intervall fallen;

e10) Erzeugen eines Alarms, falls die Blutdruck-Daten außerhalb des vorbestimmten Blutdruck-Intervalls liegen.

11. Künstliches Beatmungssystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 10, wobei die Steuereinheit (22) ferner einen Computercode zum Ausführen der folgenden weiteren Schritte enthält, wenn er durch die Steuereinheit (22) ausgelöst wird:

f) Erforderlichenfalls Bestimmen einer Änderung im Inspirationsimpuls, der an das Lungensystem geliefert wird; und

g) Anordnen einer Änderung im Inspirationsimpuls zum Provozieren einer spontanen Atmung.

Es folgen 12 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

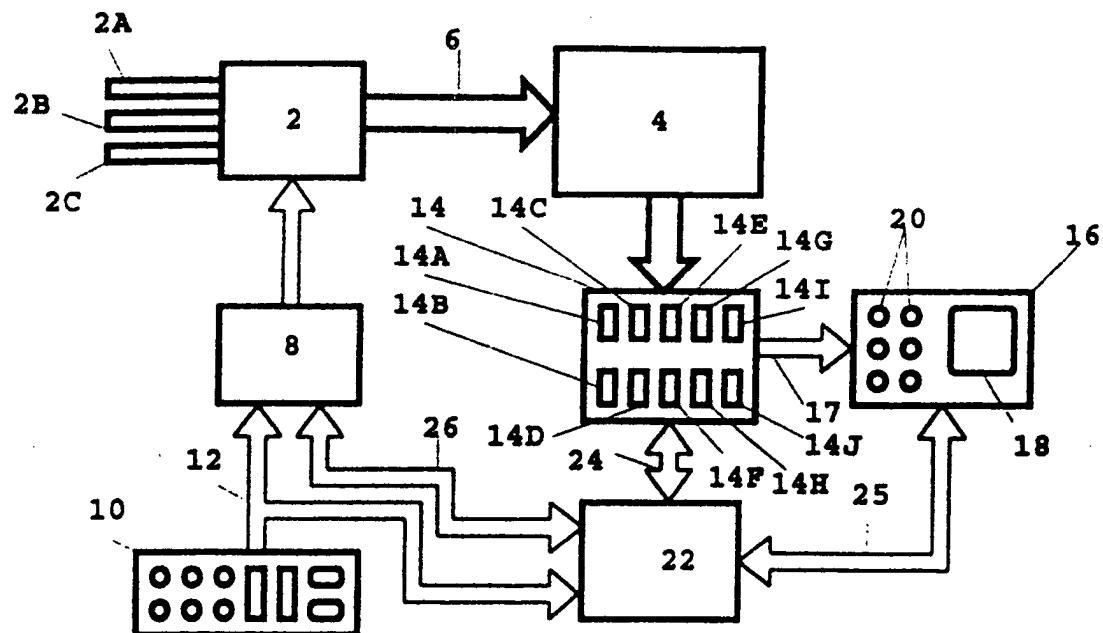


FIG 1

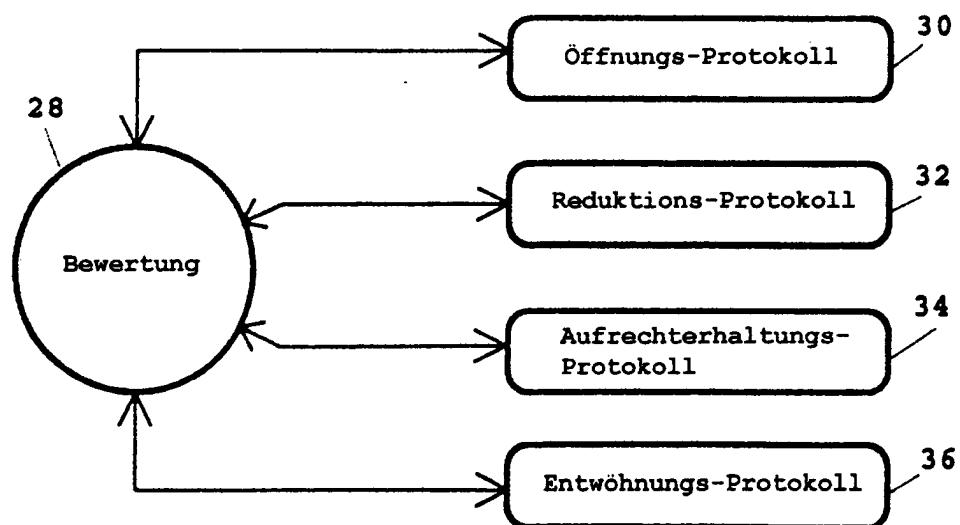


FIG 2

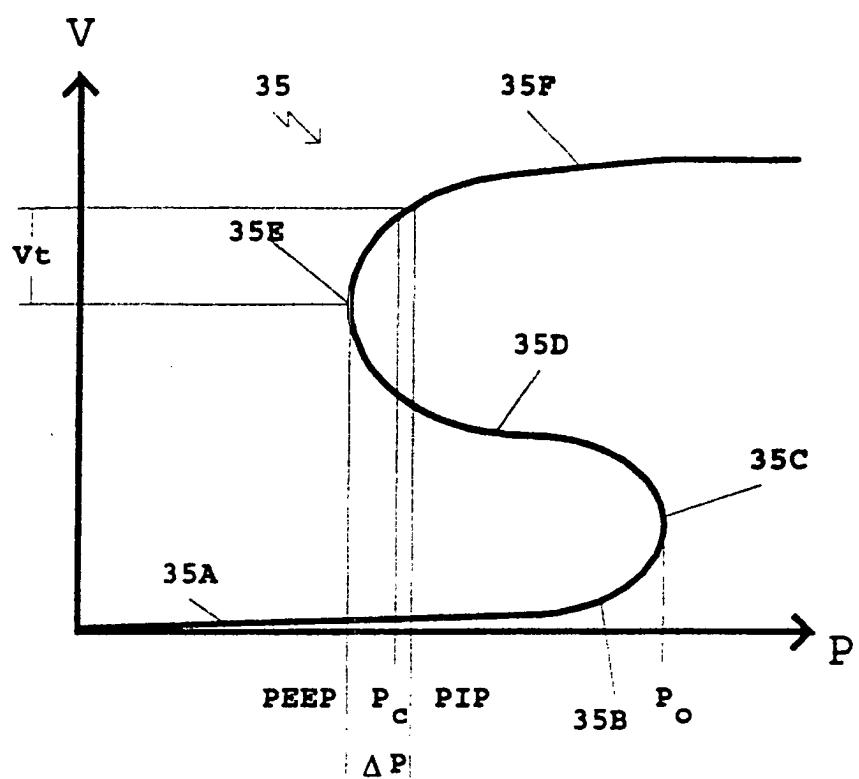


FIG 3

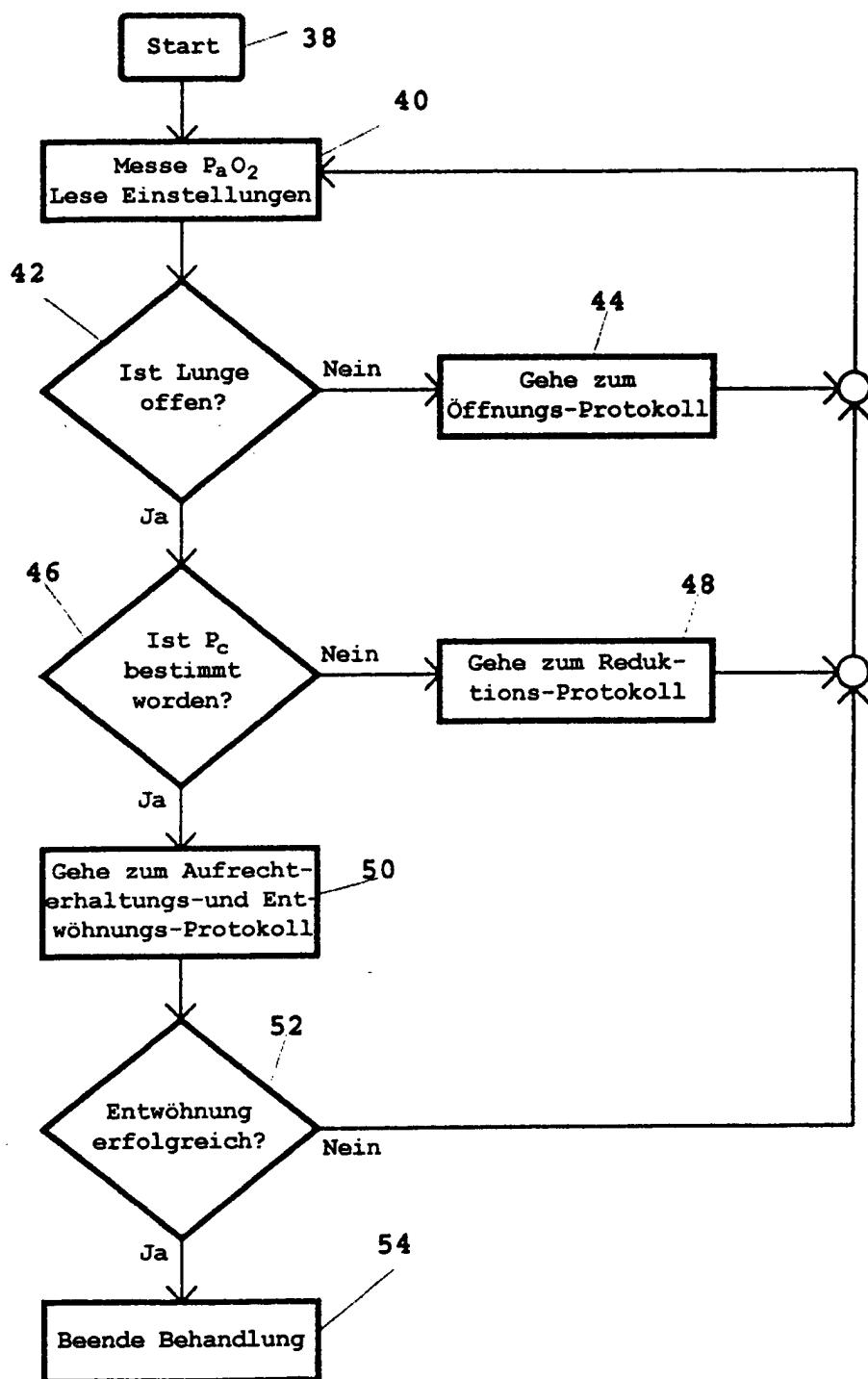


FIG 4

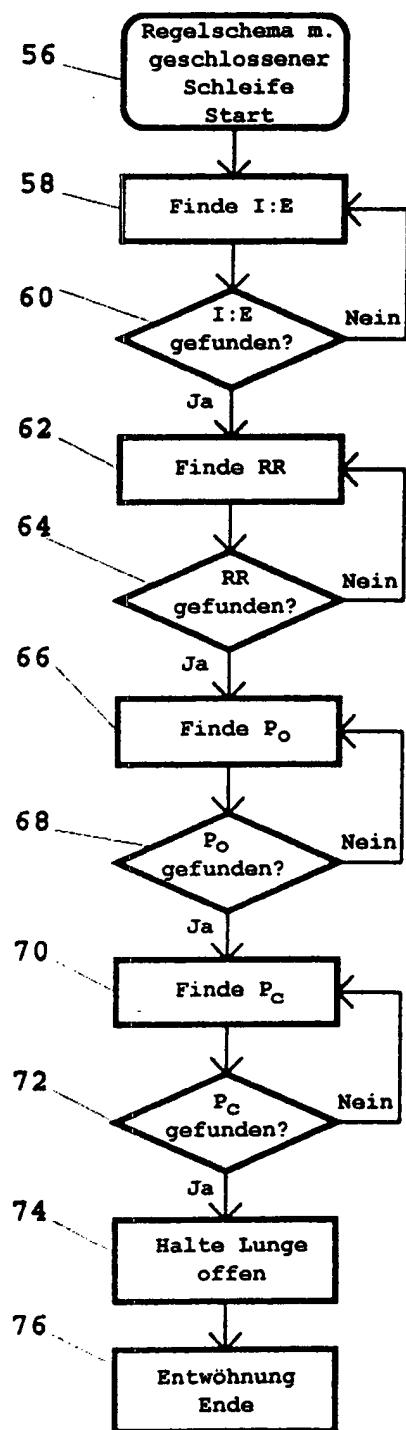


FIG 5

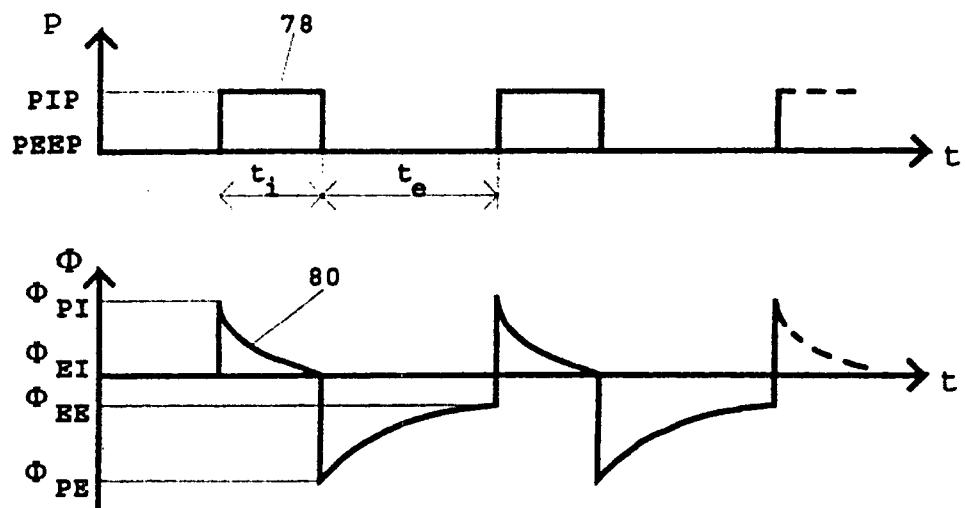


FIG 6

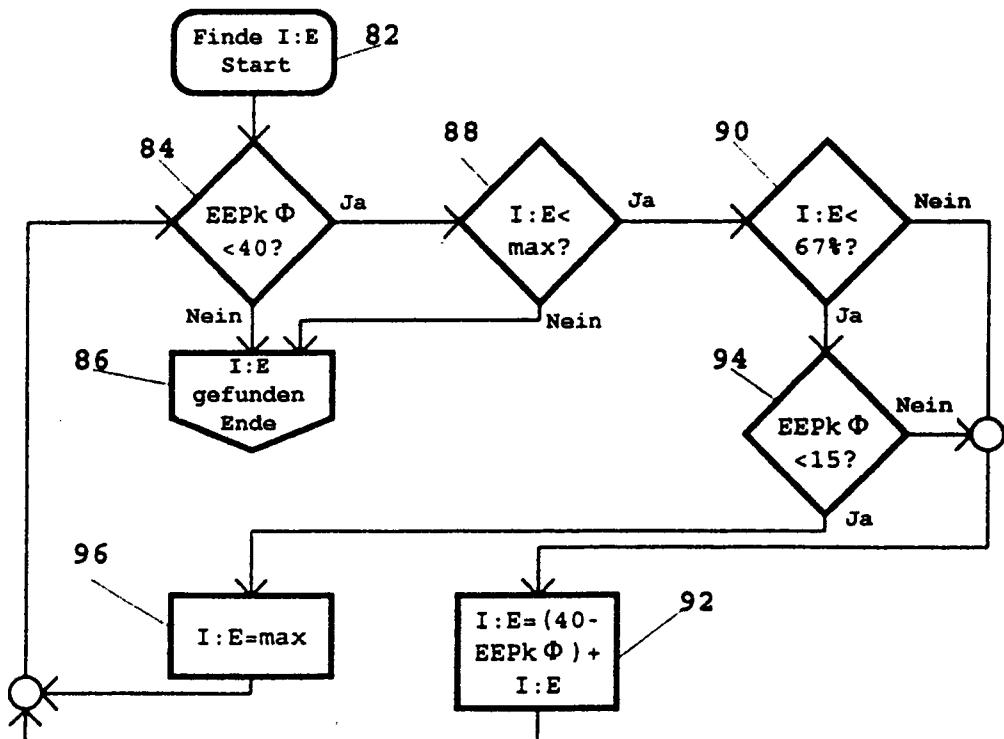


FIG 7

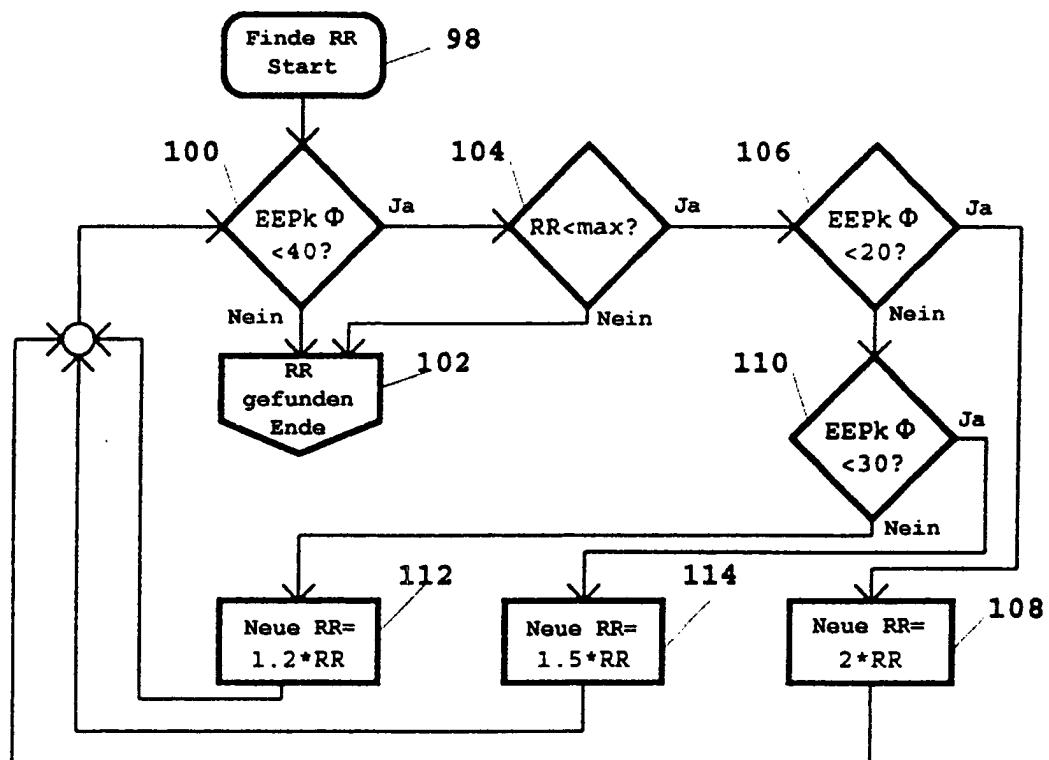


FIG 8

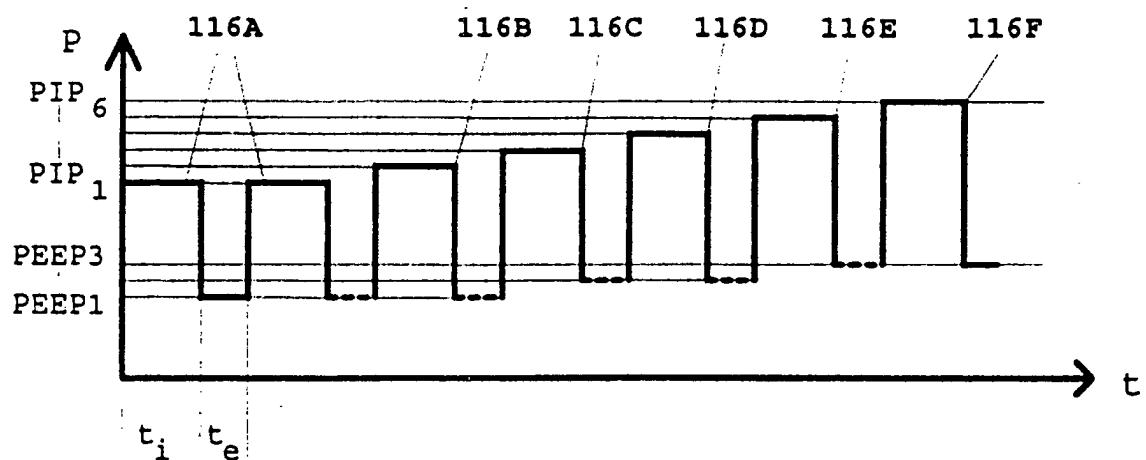


FIG 9

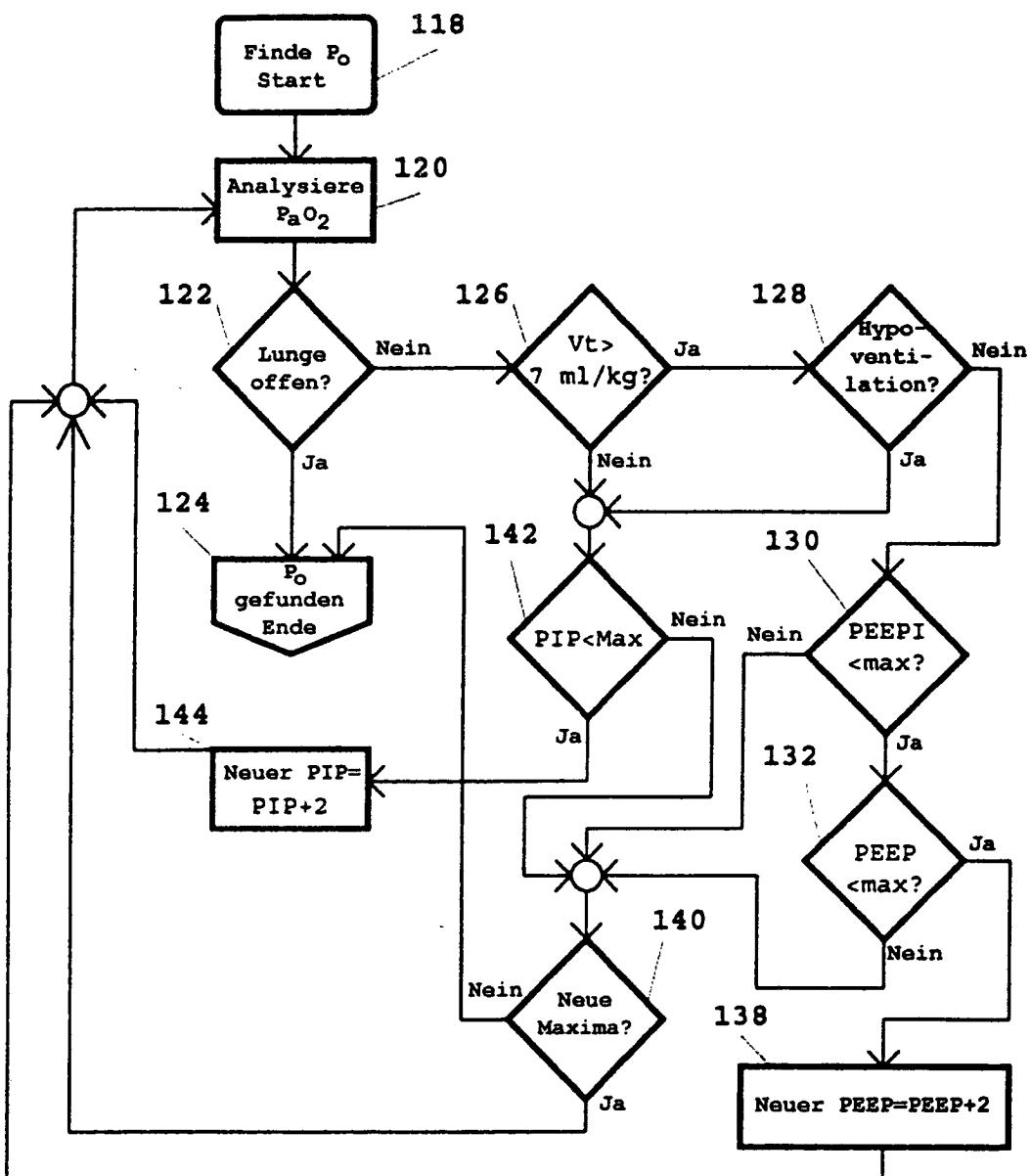


FIG 10

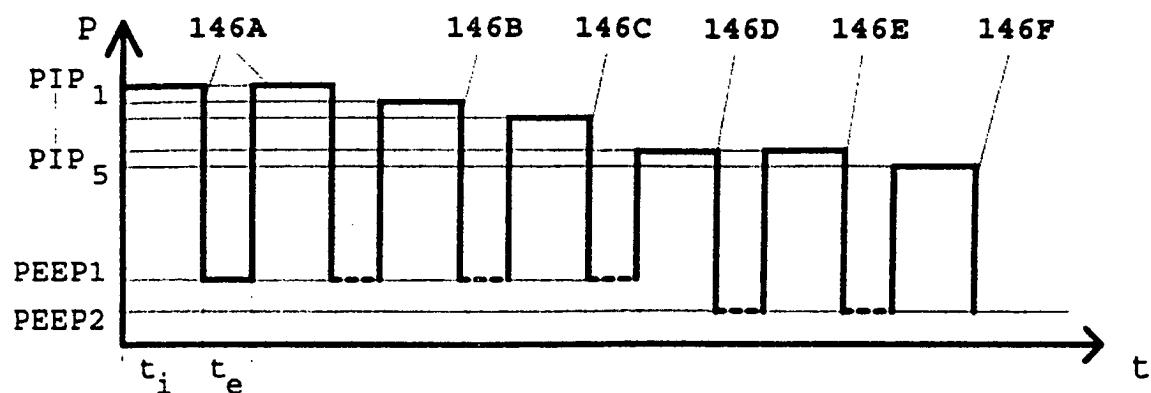


FIG 11

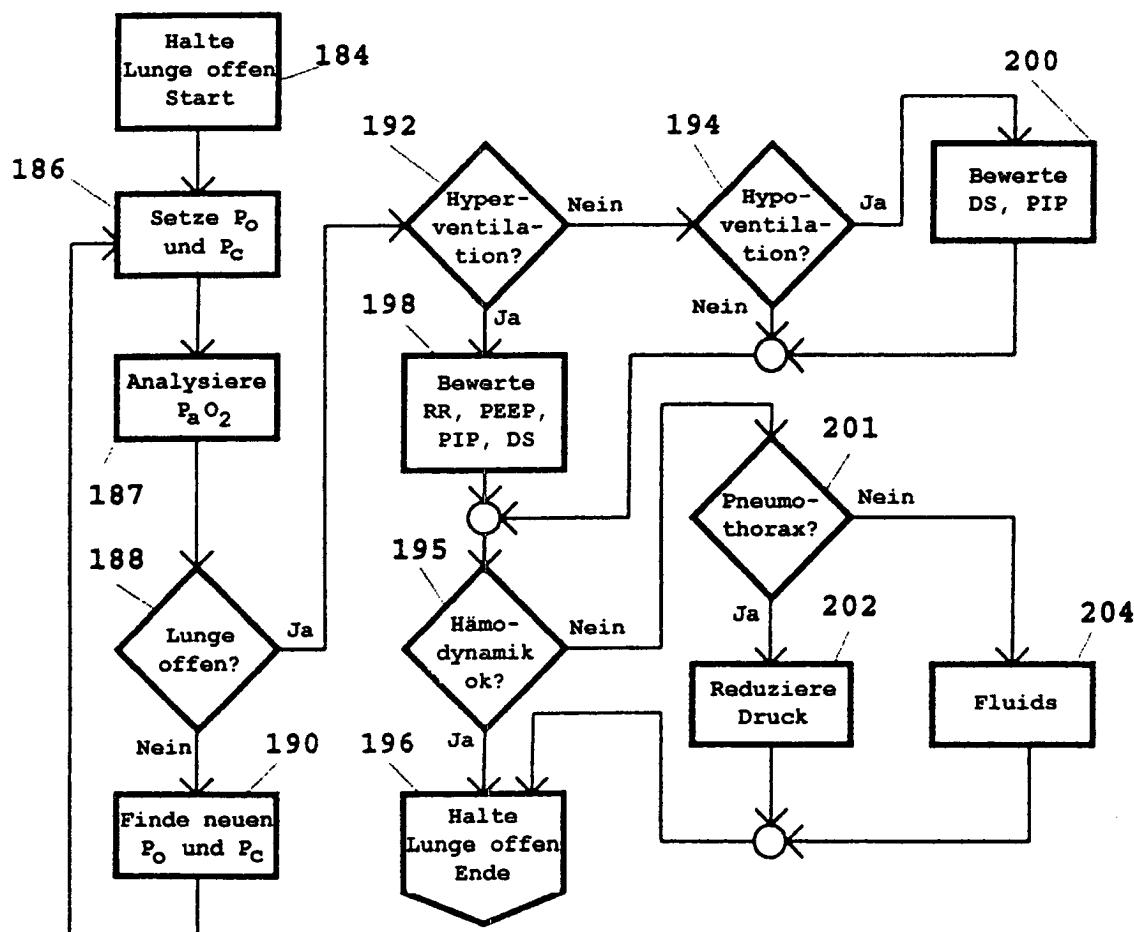


FIG 13

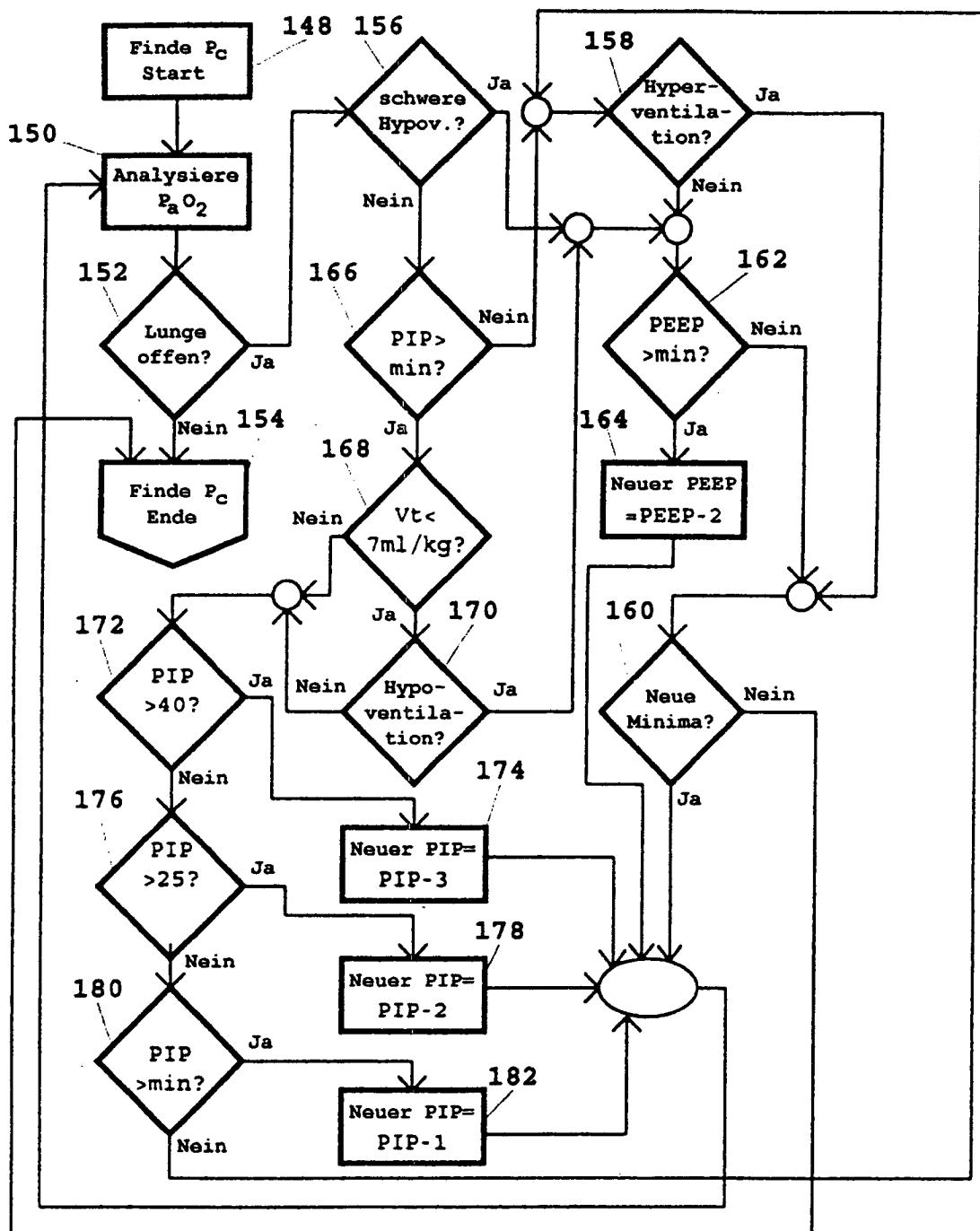


FIG 12

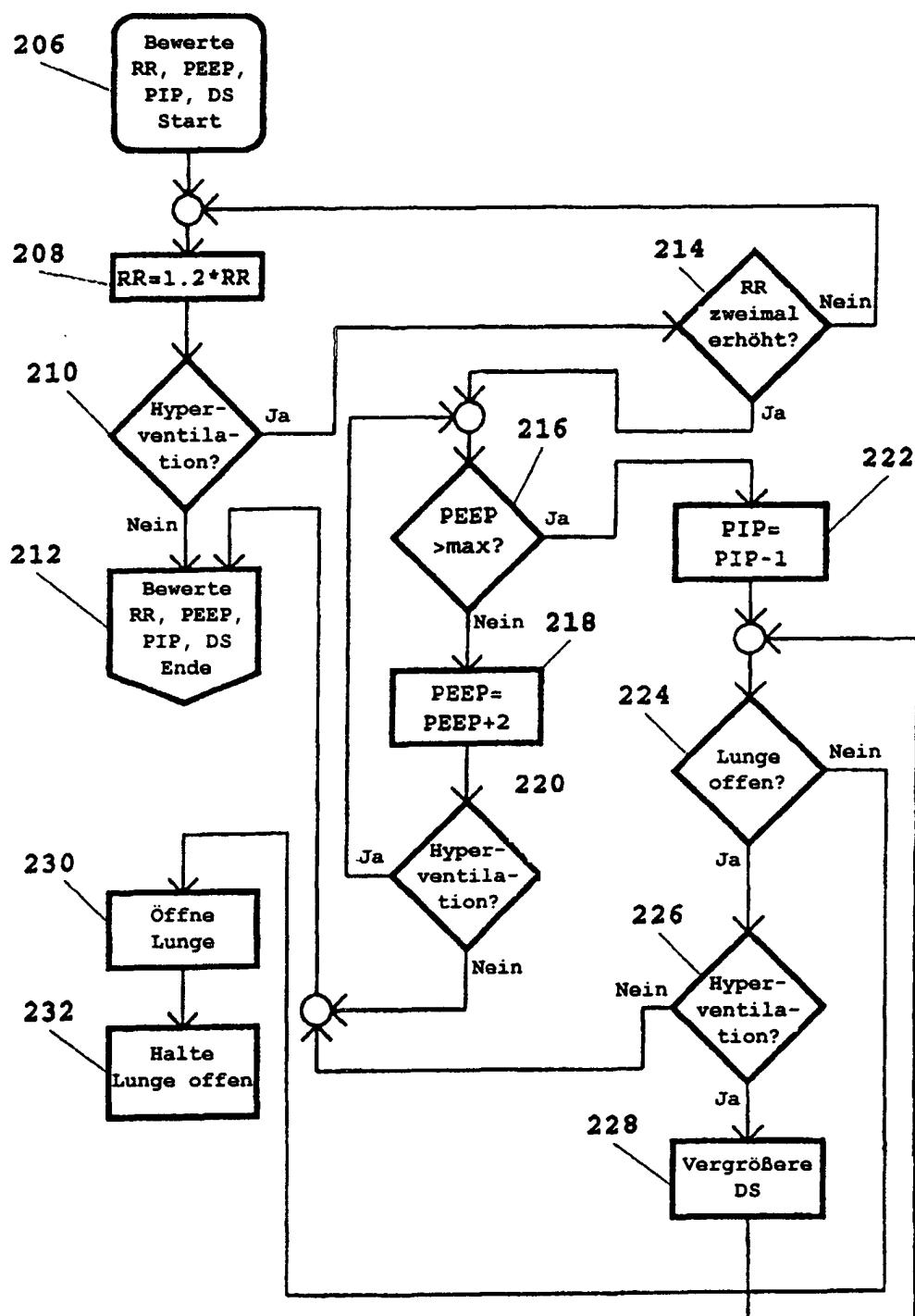


FIG 14

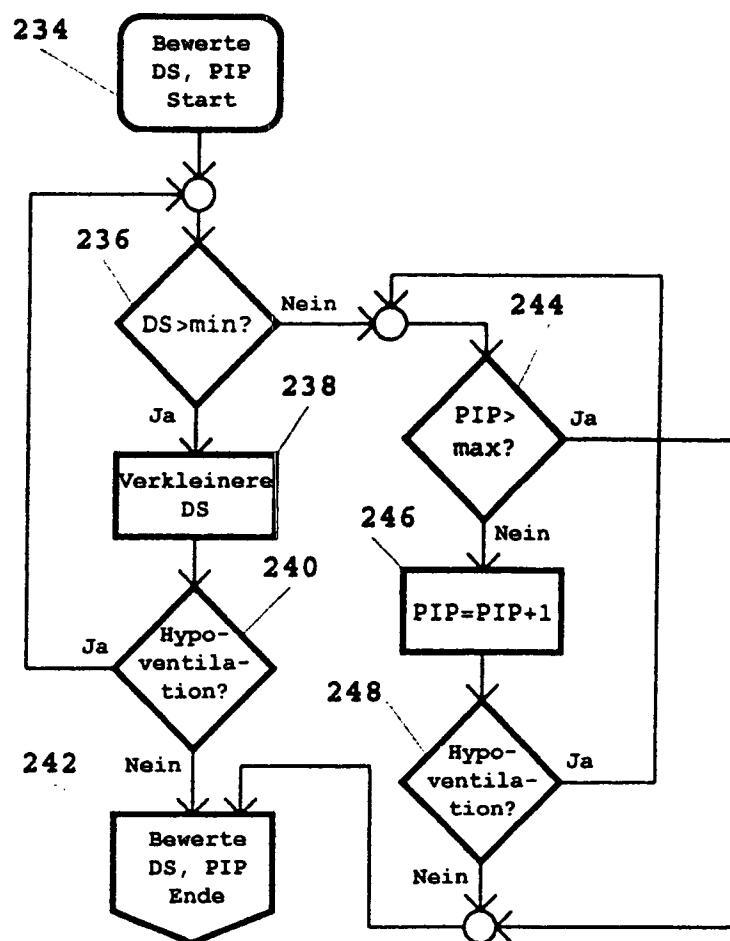


FIG 15

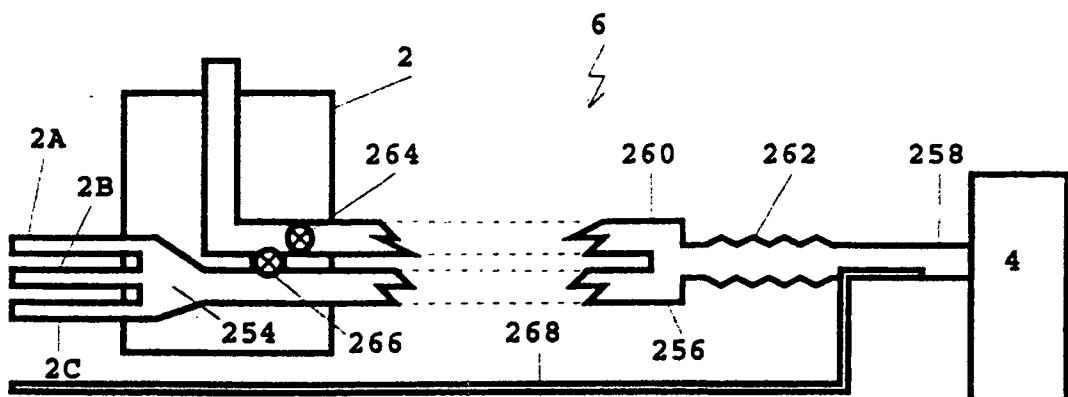


FIG 16

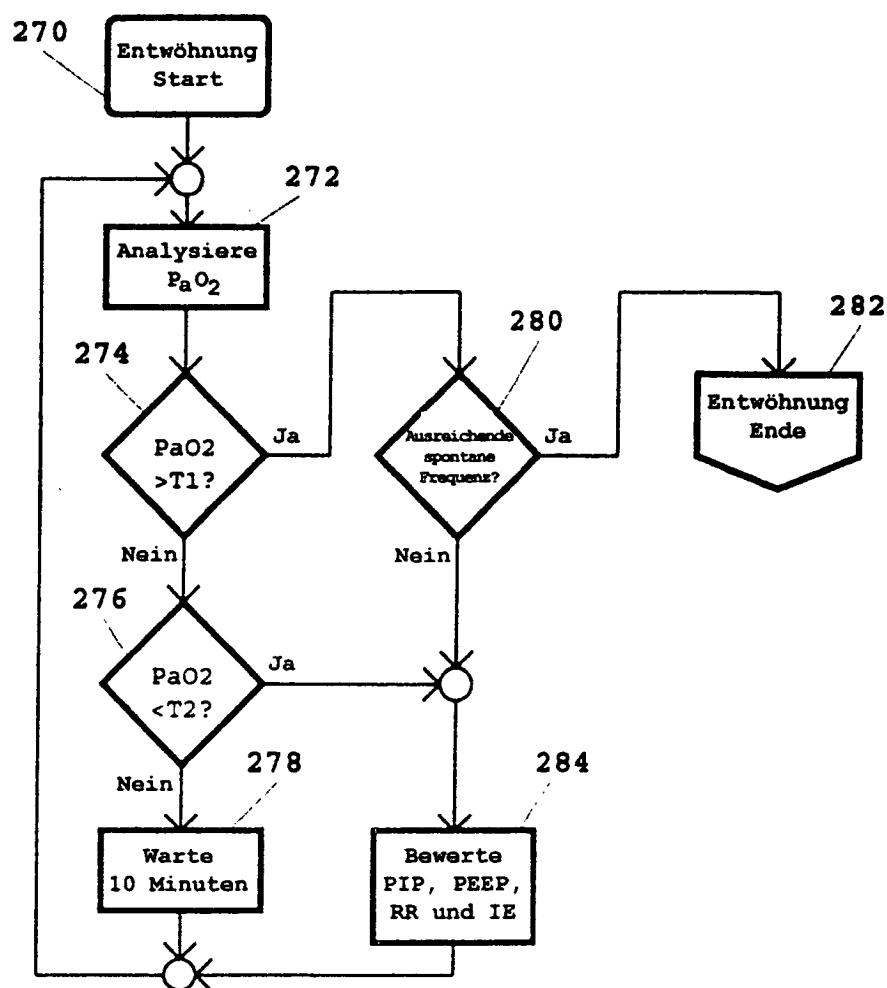


FIG 17