



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 698 22 886 T2 2005.02.03

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 064 043 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 698 22 886.3

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US98/26988

(96) Europäisches Aktenzeichen: 98 964 788.8

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 99/036118

(86) PCT-Anmeldetag: 16.12.1998

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 22.07.1999

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 03.01.2001

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 31.03.2004

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 03.02.2005

(51) Int Cl.⁷: A61M 16/12

A61M 16/20, A61M 16/00

(30) Unionspriorität:

7853 15.01.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:

Nellcor Puritan Bennett Inc., Pleasanton, Calif., US

(72) Erfinder:

JONES, B., Michael, Excelsior, US; BAILEY, Eric, Roseville, US; LURA, B., David, Brooklyn Park, US

(74) Vertreter:

Uexküll & Stolberg, 22607 Hamburg

(54) Bezeichnung: KOLBEN-BEATMUNGSGERÄT MIT SAUERSTOFF MISCHUNG

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 Verfahren und eine Vorrichtung zum Mischen von Sauerstoff in einem Kolben-Beatmungsgerät, das es gestattet, einen Benutzer über ein in einem geschlossenen Regelkreis geschaltetes druckunterstütztes Beatmungssystem mit zusätzlichem Sauerstoff konstant und maßgenau zu versorgen. Insbesondere betrifft sie ein Kolben-Beatmungsgerät, das verwendet wird, um Patienten, die Atmungsschwierigkeiten haben, zu beatmen, und das sowohl die Menge des zu dem Kolben-Zylinder-Kreis als auch zu dem Patientenkreis gelieferten Sauerstoffs einstellt, um in der Luft in dem Kreis, die durch den Patienten eingeatmet wird, einen ausreichenden Sauerstoffgehalt zu sichern.

Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Es sind Beatmungssysteme entwickelt worden, um Luft mit einem Druck größer als der atmosphärische Druck zu liefern, um das Atmen zu unterstützen, und sie können Systeme einschließen, die zusätzlichen Sauerstoff bereitstellen, der mit der Luft gemischt wird, um das eingeatmete Gas anzureichern. Solche Systeme werden normalerweise für Patienten mit Atmungsleiden verwendet, wobei die mit Sauerstoff angereicherte Luft durch Mischen von in Flaschen befindlicher Luft oder, weniger häufig, von atmosphärischer Luft mit zusätzlichem Sauerstoff in gesteuerter Art und Weise für jeden Atemzug bereitgestellt wird.

[0003] Ein anderes System zum Mischen des Sauerstoffs mit Luft oder einem anderen Gas in einem Beatmungssystem in vorherbestimmten Proportionen, das die Verwendung von getrennten Zuführungen in einen Druckbehälter bis zu einem jeweiligen ersten und zweiten Druck umfasst, ist in den US-Patenten Nr. 4,022,234 und 4,023,587 beschrieben. Das darin offenbare System arbeitet in abwechselnden Absaug- und Mischzyklen. Eine Rückkopplungssteuerung der Durchflussmenge und des Drucks des Beatmungsgases für einen Patienten durch eine Einatmungs-Servo-Einheit ist in dem US-Patent Nr. 3,741,208 beschrieben. Das US-Patent Nr. 5,383,449 sieht die Steuerung der Sauerstoffkonzentration in einem atembaren Gas durch Berechnung der Mol-Verhältnisse und des Drucks in dem Einschlussbehälter und das aufeinanderfolgende Zuführen von Sauerstoff und einem anderen Gas bis zu den gewünschten Druckwerten vor. Diese sogenannten Portionsmischungsbeatmungsgeräte stellen ein System für die Patientenbeatmung dar.

[0004] Während solche Systeme in Krankenhäusern und anderen Einrichtungen der Gesundheitsfürsorge sehr nützlich sind, sind kleinere und eingeschränktere Vorrichtungen, die keinen Druckluftan-

schluss erfordern, für die Hausfürsorge geeigneter. Kolben-Balg-Typen von Beatmungsgeräten erlauben das Zuführen eines vorbestimmten Volumens von Atemgas bei einem gewünschten Druck in Reaktion auf Initiierung von Atmungsbemühungen durch einen Patienten. Kolben-Beatmungsgeräte können normalerweise kompakter hergestellt werden, als Beatmungsgeräte auf der Grundlage von Bälgen. Kolben-Beatmungsgeräte mischen jedoch die unter Druck stehende Luft und den Sauerstoff in einer Hochdruckmischvorrichtung. Das sich ergebende Gemisch wird dann durch einen Kolben über ein Ventil, das den Druck des Gemisches verringert, abgesaugt. Solche Systeme gestatten normalerweise nicht die Verwendung von Raumluft und unter Druck stehendem Sauerstoff und können eine gewisse Überdruckbildungsgefahr im Fall einer Störung des Ventils für die gesteuerte Hochdruck-Gaszuführung einer der Atemgaskomponenten in das Hochdruckmischgerät hervorrufen.

[0005] Ein anderes System für das Mischen von Sauerstoff in einem Beatmungsgerät ist in der Internationalen Veröffentlichung WO96/24402, veröffentlicht am 15. August 1996, dargestellt. Dieses System ist zum Mischen von Gasen, wie zum Beispiel Sauerstoff und Luft, bei annähernd atmosphärischem Druck ausgestaltet. Es wird ein Patientenbeatmungsgerät offenbart mit einer Kolben-Zylinder-Anordnung **14** für die Zufuhr von Gas von der Auslassöffnung **18** des Zylinders über einen Patientenkreis zu einem Patienten **20**, einer Steuereinheit **58** und einem Sauerstoffmischmodul zur Steuerung der Zufuhr von Sauerstoff aus einer Sauerstoffquelle **50** zu der Kolben-Zylinder-Anordnung. Das Mischmodul weist ein Sauerstoffsteuerventil **54** auf, das funktionsmäßig mit der Steuereinheit verbunden ist. Eine Steuereinheit stellt ein Steuersignal für das Öffnen und Schließen des Sauerstoffsteuerventils auf der Grundlage der gewünschten Sauerstoffkonzentration bereit.

[0006] Es würde jedoch wünschenswert sein, ein Kolben-Beatmungsgerät zur Verfügung zu stellen, bei dem Sauerstoff mit Gas oder Luft gemischt werden kann, wobei der Kolben bewirkt, dass die Luft dem Patienten in einem Zyklus zugeliefert wird, der dichter an das Ein- und Ausatmungsprofil des Patienten angenähert ist. Ein Nachteil der Verwendung einer konstanten Bewegungsgeschwindigkeit des Kolbens in dem Zylinder, um Beatmungsluft zu erzeugen, ist der, dass der Durchfluss durch Veränderungen in der Gasdichte und in der Druckhöhe beeinträchtigt wird und somit die Anwendung einer Überwachung des barometrischen Drucks und eine Eingabe erfordert, um die Bewegungsgeschwindigkeit des Kolbens zu steuern. Ferner würde es wünschenswert sein, den Durchfluss des Gases, das durch den Patienten geatmet wird, zu überwachen und eine Mischung des Sauerstoffs auf der Grundlage von Durchfluss- und Rückkopplungssteuerungen

basierend auf dem Durchfluss und dem Volumen von Gas in dem Kolbenzylinder bereitzustellen, um die Anwendung von nicht so teuren Ventilsteuerungen zu gestatten. Es ist weiterhin erwünscht, ein Mischen von Sauerstoff in einem solchen Kollbensystem vorzusehen, wobei eine Sauerstoffanreicherung für die Luft vorgesehen ist, die in dem Beatmungssystem stromabwärts von dem Kollbensystem nach dem Ausatmen durch den Patienten verbleibt.

Zusammenfassung der Erfindung

[0007] Diese und andere Aufgaben werden größtenteils durch das Sauerstoffmischsystem der vorliegenden Anmeldung erfüllt. Das bedeutet, dass das vorliegende Sauerstoffmischsystem ein Kolbenbeatmungsgerät verwendet, das ausreichend kompakt für den Hausgebrauch ist, das den Betrieb des Kollbens steuert, das das Mischen des Sauerstoffs bei einer nicht konstanten Durchflussmenge des Atemgases zu dem Patienten gewährleistet und sichert, dass angereicherter Sauerstoff der Patientenseite des Beatmungskreises, d. h. stromabwärts von dem Kollben, während des Zurückziehens des Kollbens zur Verfügung gestellt wird, um den Sauerstoffgehalt der gesamten durch den Benutzer eingeatmeten Luft zu optimieren.

[0008] Das Kolbenbeatmungsgerät der vorliegenden Erfindung umfasst:
 eine Kollben-Zylinder-Anordnung, die einen Zylinder und einen Kollben aufweist, der beweglich in dem Zylinder entlang eines zurückziehenden Gasansaughubs und eines vorschiebenden Gasausstoßhubs beweglich ist,
 einen Patientenkreis zur Zufuhr von atembarem Gas aus der Kollben-Anordnung zu einem Patienten während der Patienteninhalaion,
 eine Steuereinheit, die mit der Kollben-Zylinder-Anordnung zum Empfang von Eingaben entsprechend der Position des Kollbens innerhalb des Zylinders während des Ansaughubs verbunden ist,
 ein Sauerstoffmischmodul zur Steuerung der Zufuhr von Sauerstoff aus einer Sauerstoffquelle zu der Kollben-Zylinder-Anordnung zum Mischen mit dem atembaren Gas darin, wobei das Sauerstoffmischmodul ein erstes Sauerstoffsteuerventil, das funktionsmäßig mit der Steuereinheit verbunden ist, und einen Durchflusssensor aufweist, um ein Signal für die Steuereinheit bereitzustellen, das für die Menge von aus dem ersten Sauerstoffsteuerventil zugeführten Sauerstoff repräsentativ ist, und
 eine Überwachungseinrichtung für die Kollbenposition,
 wobei die Steuereinheit die Zielmenge von Sauerstoff in der Kollben-Zylinder-Anordnung auf Grundlage der Position des Kollbens während des Ansaughubs berechnet, die Differenz zwischen der Zielmenge und der berechneten aktuellen Menge von Sauerstoff, die nach Maßgabe des von dem Durchflusssensor gelie-

ferten Signals an dem Durchflusssensor vorbeigeflossen ist, berechnet und ein Steuersignal zum Öffnen und Schließen des ersten Sauerstoffventils auf Grundlage der berechneten Differenz liefert.

[0009] Diese und andere Vorteile sind von Fachleuten unter Bezugnahme auf die nachfolgend angeführten Zeichnungen und die Beschreibung leicht zu erkennen.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0010] **Fig. 1** ist ein schematisches Diagramm eines Beatmungsgerätsystems mit einem Sauerstoffmischmodul, wobei die pneumatischen Verbindungen in durchgehenden Linien und die elektrischen Verbindungen in gestrichelten Linien dargestellt sind,

[0011] **Fig. 2** ist ein Blockdiagramm von verschiedenen Komponenten der in **Fig. 1** dargestellten Steuereinheit in funktionsmäßiger Beziehung zu den gesteuerten Komponenten des Beatmungsgerätsystems, und

[0012] **Fig. 3** ist ein Blockdiagramm von anderen Komponenten der in **Fig. 1** dargestellten Steuereinheit in funktionsmäßiger Beziehung zu den gesteuerten Komponenten des Ausatmungs-Steuersystems.

Beschreibung der bevorzugten Ausführung

[0013] Das Kollben-Beatmungsgerät der vorliegenden Anmeldung weist allgemein ein Sauerstoffmischmodul, eine primäre kollbengetriebene Druckerzeugungseinheit zum Bereitstellen eines zwangsläufigen Druckdurchflusses von atembarem Gas zu dem Patienten, ein sekundäres Gasaufbereitungsmodul, eine Steuereinheit, ein Ausatmungssteuersystem und einen Patientenkreis zum Zuführen von Luft zu dem Patienten zum Einatmen und Ausstoßen der ausgeatmeten Luft auf. Das Sauerstoffmischmodul weist einen Anschluss an eine Quelle von unter Druck stehendem Sauerstoff, ein erstes Steuerventil, das den Durchfluss von Sauerstoff zu dem Kollben steuert, und einen Durchflusssensor zum Überwachen des Sauerstoffdurchflusses zu dem Kollben auf. Weiterhin weist das Sauerstoffmischmodul ein zweites Steuerventil zum Regeln der Sauerstoffmenge auf, die dem Patientenkreis zugeführt wird, um das während des Rückziehhubs des Kollbens in dem Patientenkreis verbleibende Gas anzureichern. Die Ventile sind auf Stromstärke reagierende Drosselventile, die auf Signale von der Steuereinheit ansprechen, die vorzugsweise einen Mikroprozessor aufweist. Der Durchflusssensor ist funktionsmäßig mit der Steuereinheit verbunden, um Signale zu liefern, die dem Sauerstoffdurchfluss zu dem primären kollbengetriebenen Druckerzeugungssystem entsprechen.

[0014] Die primäre kollbengetriebene Druckerzeu-

gungseinheit erhält Sauerstoff von dem Sauerstoffmischantrieb und Luft oder ein anderes atembares Gas und wird durch einen Motor, ein Zahnradgetriebe und einen Nockenarm betätigt, um einen Fluss von gemischem Gas daraus zu liefern. Das bedeutet, dass das primäre System zu Beginn seines zurückziehenden Ansaughubs einen Durchfluss von gemischem Gas mit geringem Volumen aufnimmt, ihn während des Zwischenabschnitts seines zurückziehenden Hubs zu einem Durchfluss mit maximalem Volumen aufbaut und ihn am Ende seines zurückziehenden Hubs vor dem Beginn des vorschiebenden Hubs zu einem Durchfluss von Luft mit geringem Volumen reduziert. Wenn relativ große Volumen von atembarem Gas während des Vorschreibens des Kolbens innerhalb des Zylinders zugeführt werden, führt das primäre System zu Beginn des Vorschreibens einen Durchfluss mit geringem Volumen zu, baut ihn während des Zwischenabschnitts seines vorschiebenden Hubs zu einem Durchfluss von gemischem Gas mit maximalem Volumen auf und reduziert ihn dann am Ende seines vorschiebenden Hubs zu einem Durchfluss von Gas mit geringem Volumen. Wenn das Volumen von Gas, das dem Patientenkreis zur Verfügung zu stellen ist, relativ gering ist, steigt der Durchfluss abrupt an und verringert sich dann am Ende des vorschiebenden Hubs zu einem geringeren Durchfluss. Alternativ kann die Bewegung des Motors und somit des Kolbens so gesteuert werden, dass das gemischte Gas konstanter ausgestoßen wird, um dem Patienten einen Durchfluss mit ununterbrochenem und im Wesentlichen konstantem Druck zur Verfügung zu stellen.

[0015] Weil der Anstieg des Volumens über dem Kolben in dem Zylinder während des Ansaugens und des Mischens nichtlinear ist, sondern sinusförmig, ist der Durchfluss von Sauerstoff in den Zylinder gleichermaßen nichtlinear. Der den Kolben antreibende Motor liefert ein praktisch kontinuierliches, aktualisiertes Signal zu der Steuereinheit, das der Position des Kolbens entspricht. Das gestattet es dem Mikroprozessor durch Integration das Volumen des Gases in dem Zylinder während des zurückziehenden Hubs und gleichermaßen das Volumen des hinzugefügten Sauerstoffs zu berechnen, das den Durchflusssensor durchflossen hat und im Zylinder vorhanden sein sollte. Durch kontinuierliches Aktualisieren des Vergleichs der berechneten Sauerstoffmenge in dem Zylinder mit der tatsächlich dem Zylinder während des zurückziehenden Hubs zugeführten Sauerstoffmenge kann die Steuereinheit dem ersten Steuerventil im Wesentlichen kontinuierlich signalisieren, zu öffnen oder zu schließen, um den gewünschten Betrag der Sauerstoffanreicherung für den Zylinder zu erzielen. Vorzugsweise ist der Motor ein Motor, der eine bidirektionale Bewegung ausführen kann, so dass ein einstellbarer Bewegungsende-Sensor vorgesehen werden kann, um die Position des Motors mit der Steuereinheit zu initialisieren und danach als eine Si-

cherheit-Begrenzungseinrichtung zu wirken, wobei die Steuereinheit dem Motor ein Signal zum Umkehren der Richtung zwischen Vorschreiben und Zurückziehen liefert und dadurch Benutzer mit unterschiedlichen Lungenkapazitäten berücksichtigt.

[0016] Das sekundäre Aufbereitungsmodul verwendet ein Niederdruckgebläse, um dem System Frischluft oder ein anderes atembares Gas zuzuführen, um Leckverluste auszugleichen, insbesondere Leckverluste rund um die Trachealtuben, die in die Luftröhre oder in den Mund des Patienten eingeführt sind. Die Steuereinheit liefert dem Gebläse ein Drehzahlsteuersignal, um den geeigneten Druckwert im Patientenkreis auf Grundlage der Durchflussmenge aus dem Patientenkreis aufrechtzuerhalten. Die Steuereinheit erfasst die Durchflussmenge aus dem Patientenkreis, die wiederum ein Sauerstoffventil betätigt, damit ein ausreichend mit Sauerstoff angereichertes Gas in dem Patientenkreis aufrechterhalten wird. Das Drehzahlsteuersignal betätigt zusammen mit der für die Steuereinheit vorgeschriebenen Gesamtsauerstoffmenge ein zweites Sauerstoffsteuerventil, um es größeren oder kleineren Durchflüssen von Sauerstoff zu gestatten, zu der Patientenseite des Beatmungsgeräts und somit in den Patientenkreis durchzufließen, um während des Zurückziehens des Kolbens in dem Zylinder vorbereitend für die Initiierung der Inhalation eine ausreichende Sauerstoffanreicherung in dem Patientenkreis aufrechtzuerhalten. Der primäre Durchflusssensor stellt ein Signal bereit, das dem Volumen des Leckverlusts von gemischem Gas in dem Patientenkreis entspricht (V_T). Das eingeführte Volumen des Sauerstoffs (O_2) ist durch das Einleiten von O_2 -Gas mit einem bekannten Druck stromaufwärts einer bekannten Öffnungsgröße für einen vorgeschriebenen Zeitraum, was ein Sauerstoffvolumen von (V_{O_2}) ergibt, bekannt.

[0017] Die Sauerstoffkonzentration in dem aufbereiteten Gas wird dann durch die folgende Gleichung bekannt:

$$(V_T) = V_{AIR} + V_{O_2}$$

$$O_2\% = 79(V_{O_2}/V_T) + 21$$

[0018] Darin wird V_T durch eine Messung durch den primären Durchflusssensor erhalten und V_{O_2} ist dadurch bekannt, wie lange das primäre Sauerstoffsteuerventil offen ist, durch die Öffnungsgröße und den Druck stromaufwärts.

[0019] Das Ausatmungssteuersystem ist auf der Patientenseite des Beatmungsgeräts für die Verbindung mit dem Patientenkreis positioniert, der mit dem Beatmungsgerät verbunden ist, und es weist einen Durchflusssensor für das Überwachen des Durchflusses von atembarem Gas zu dem Patienten, Drucksensoren für das Detektieren des Drucks in

dem Patientenkreis während des Einatmens und des Ausatmens und ein Steuerventil für den Endüberdruck beim Ausatmen auf. Der Patientenkreis ist an dem Beatmungsgerät zur Verbindung mit dem Ausatmungssteuersystem befestigt und weist ein pneumatisch gesteuertes Ausatmungsventil auf. Das Steuerventil für den Endüberdruck beim Ausatmen (PEEP) regelt die Gasmenge, die einer Membran, vorzugsweise einer aufblasbaren Ballonmembran, in dem Ausatmungsventil zugeführt wird, durch selektives Ablassen von Gas aus der Membran in das Ausatmungssteuersystem vor dem Zuführen zu dem Patientenkreis. Durch ein solches Ablassen wird über eine Signalleitung ein pneumatisches Signal geliefert, wenn der Druck an der Membran relativ zu dem Druck in dem Patientenkreis ansteigt und wenn der Widerstand des Ausatmungsventils gegenüber dem Durchfluss der Gase aus dem Patientenkreis ansteigt. Das überschüssige Gas aus der Membran wird durch das PEEP-Steuerventil in die Atmosphäre abgegeben. Ein Druckanstieg an der Membran erhöht somit den PEEP, d. h. den Druck, der in dem Luftweg des Patienten nach dem Ausatmen verbleibt, was wiederum ein Zusammenfallen der Lungen des Patienten verhindert und die Schnelligkeit erhöht, mit welcher der Patient den nächsten effektiven Einatmungs-Atemzug beginnen kann.

[0020] Das führt dazu, dass die Bewegung des Kolbens direkt dem Einatmen und Ausatmen des Patienten, der an das Beatmungsgerät angeschlossen ist, mit dem gewünschten Betrag der Sauerstoffanreicherung, um die Atmung des Patienten zu unterstützen, entspricht. Das Anreichern erfolgt unabhängig davon, ob die Kennwerte des Ansaugdurchflusses des atembaren Gases in die Kolben-Zylinder-Anordnung linear oder sinusförmig sind, weil die Menge des dem Zylinder hinzugefügten Sauerstoffs ständig überwacht und in einem geschlossenen Regelkreissystem gesteuert wird. Ferner ist die Frischluft oder anderes Gas, das dem Patienten zur Verfügung gestellt wird, mit Sauerstoff angereichert und wird in Verbindung mit einer Endüberdrucksteuerung beim Ausatmen geliefert, um die Schnelligkeit zu erhöhen, mit welcher der nächste Einatmungs-Atemzug erfolgen kann.

[0021] Nun auf die Zeichnungen Bezug nehmend, ist ein Beatmungsgerätsystem **10**, das insbesondere für die Unterstützung der Atmung bei medizinischen Patienten nützlich ist, schematisch in **Fig. 1** dargestellt und weist allgemein ein Sauerstoffmischmodul **12**, ein primäres, kolbengetriebenes Druckerzeugungssystem **14**, ein sekundäres Frischgasmodul **16**, eine Steuereinheit **18**, einen Patientenkreis **20** und ein Ausatmungssteuersystem **21** mit einem Steuerventil für den Endüberdruck beim Ausatmen (PEEP) **22** auf. Der Patientenkreis ist abnehmbar an dem Ausatmungssteuersystem **21** angebracht und befindet sich somit außerhalb eines Gehäuses und in

unmittelbarer Nähe des Patienten **26**. Der Patientenkreis **20** weist ein Ausatmungssteuengerät **24** auf. Das Beatmungsgerätsystem **10** ist insbesondere beim Zuführen von Luft mit erhöhtem Sauerstoffgehalt in einem Patienten-Unterstützungsmodus für einen medizinischen Patienten **26** mit unvollständiger Atmungsfähigkeit nützlich. Es ist jedoch zu erkennen, dass das Beatmungsgerätsystem **10** andere atembare Gase verwenden kann, zum Beispiel Helium oder Stickstoff, die mit Sauerstoff gemischt werden können, wenn es die Umstände erfordern.

[0022] Das Sauerstoffmischmodul **12** ist mit einer Quelle von unter Druck stehendem Sauerstoff **28** verbunden, beispielsweise mit in einer Flasche abgefülltem Sauerstoff, oder er weist eine Verbindung mit einer zentralen Sauerstoffquelle durch eine Sauerstoffarmatur **30** auf. Der aus der Quelle **28** aufgenommene Sauerstoff durchfließt ein Regulierventil **32** und einen Filter **34**, z. B. einen Filter mit einer Maschenweite von 40 Mikrometer. Der Fluss wird dann in einen ersten Weg **36** und einen zweiten Weg **38** geteilt. Der erste Weg **36** führt zu dem primären Druckerzeugungssystem **14**, während der zweite Weg **38** zu dem Ausatmungssteuersystem **21** führt.

[0023] Der über den ersten Weg **36** gelieferte Sauerstoff durchfließt einen Druckregler **40**, um den zuge lieferten Sauerstoff bei einem im wesentlichen konstanten gewünschten Druck zu liefern, und fließt dann zu dem primären Sauerstoffsteuerventil **42**, Vorzugsweise begrenzt der Regler **40** den Druck des Sauerstoffs stromabwärts von dem Regler auf 379×10^3 Pa (55 psi), um die Mengenleistung zu maximieren, obwohl niedrigere Einstellungen zulässig sind. Vorteilhafterweise besteht die primäre Sauerstoffsteuerventil-Station **42**, die in **Fig. 1** schematisch als ein einzelnes Ventil dargestellt ist, aus zwei parallelen stromgesteuerten, spannungsempfindlichen Drosselventilen (VSO). Es wird eher die Stromstärke als die Spannung verwendet, um die VSO-Ventile zu steuern, weil sie weniger Veränderungen infolge der Temperatur unterworfen ist. Die primäre Sauerstoffsteuerventil-Station **42** ist elektrisch mit der Steuereinheit **18** zum Empfangen von Steuersignalen und zum Senden von Ventilstellungsinformationen verbunden. Ein Gasdurchflusssensor **44** ist stromabwärts von dem Ventil **42** vorgesehen, um den Durchfluss des Sauerstoffs zu überwachen. Der Gasdurchflusssensor **44** ist vorzugsweise als ein Gassensor mit niedrigem Durchfluss parallel zu einem Durchflussbegrenzer vorgesehen, um eine größere Gesamtdurchflusskapazität zu erhalten, als bei einem allein vorgesehenen Gassensor mit niedrigem Durchfluss. Der Gasdurchflusssensor **44** ist elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden, um ein Signal dorthin zu liefern.

[0024] Das primäre kolbengetriebene Beatmungssystem **14** weist einen Zylinder **46** und einen sich hin-

und herbewegenden Kolben **48** auf und bildet eine Kammer **50** zwischen dem Kolben **48** und dem Zylinder **46**. Der Kolben **48** ist mit einem Arm **52** gekoppelt, der als ein Nocken wirkt, um den Kolben **48** vertikal in dem Zylinder **46** mit der größten Geschwindigkeit in der Mitte des Hubs und mit der kleinsten zu Beginn und am Ende des Hubs zu bewegen. Die Geschwindigkeit des Kolbens **48** während des Zurückziehens ist somit sinusförmig entsprechend dem Kosinus des Winkels zwischen dem Arm und der Horizontalen, wie es in **Fig. 1** dargestellt ist. Der Arm **52** ist mit einem Getriebe **54** verbunden, das durch einen umsteuerbaren Motor **56** angetrieben wird. Das bedeutet, dass der Motor sich im Uhrzeigersinn und entgegen dem Uhrzeigersinn bewegen kann, wobei der Arm **52** vollständig rotiert, jedoch während des Übergangs zwischen dem vorschiebenden und zurückziehenden Hub und umgekehrt die Richtung umkehrt. Ein Ende des Weg-Sensors **58** ist einstellbar für den funktionsmäßigen Eingriff mit dem Kolben **48** an der untersten Stelle des zurückziehenden Hubs angebracht und elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden, um dem Steuergerät **18** zu signalisieren, dass es die Stellung des Motors **56** und somit des Kolbens **48** beim Anlaufen und als eine Sicherheitsvorrichtung während des weiteren Betriebs initialisiert. Durch das Initialisieren der Stellung des Motors **56** steuert die Steuereinheit **18** den Betrieb des Motors **56**, um seine Drehrichtung und somit die Hublänge des Kolben **48** innerhalb des Zylinders **46** an der geeigneten Position basierend auf der Motorstellung und auf einer vom Benutzer für die Steuereinheit **18** vorgewählten Gesamtvolumeneinstellung zu verändern. Das Einstellungsmerkmal gestattet es, die Menge der mit Sauerstoff angereicherten Luft oder eines Gases, die einem Patienten **26** zugeliefert werden, auf der Grundlage des Lungenkapazität des Patienten zu variieren. Der Motor **56** ist vorzugsweise ein bürstenloser Gleichstrommotor, der elektrisch mit der Steuereinheit **18** gekoppelt ist, um ein kontinuierliches Signal bereitzustellen, das der Anzahl der Umdrehungen und der Stellung des Motorantriebs und somit des Arms **52** entspricht. Luft oder anderes atembares Gas wird dem primären kolbengetriebenen Beatmungssystem **14** von dem Außenluft einlass **59** zugeliefert und fließt durch einen Filter **60**, z. B. durch einen Filter mit einer Maschenweite von 0,3 Millimeter und durch ein Rückschlagventil **62**. Die Luft wird mit dem Sauerstoff gemischt, der aus dem Sauerstoffmischmodul **12** in der Kammer **50** zugeführt wird, und fließt dann durch das Regulierventil **64** aus, bevor sie einen anderen Filter **66** durchfließt, beispielsweise einen Filter mit 50×250 Maschen, der zu dem Ausatmungssteuersystem **21** führt.

[0025] Das sekundäre Aufbereitungs-Gasmodul **16** weist ein Niedrigdruck-/Niedrigvolumen-Gebläse **68** auf, das Luft über ein Regulierventil **70** in den Patientenkreis **20** stromabwärts von dem Filter **66** liefert und durch das Ventil **71** daran gehindert wird, in die

Kammer **50** zurückzufließen. Das Gebläse **68** arbeitet normalerweise konstant, um einen Fluss von atembarem Gas, beispielsweise Luft, die aus der Außenluft erhalten wird, zuzuführen und es kann bei höheren Drehzahlen einen Spitzendruck von mehr als 20 cm Wassersäule erzeugen, um Luftverlust durch Leckagen bis zu 10 Litern pro Minute in dem Patientenkreis, z. B. rund um einen Trachealtubus oder Ähnliches auszugleichen. Die Betriebsdrehzahl des Gebläses **68** wird durch die Steuereinheit **18** in Reaktion auf ein Signal gesteuert, das dem Druck in dem Ausatmungssteuersystem **21** entspricht, der der Steuereinheit zur Verfügung gestellt wird, wie er durch den Drucksensor **98** abgefühlt wird. Das Gebläse **68** kompensiert somit nicht nur die Leckverluste in dem System, sondern erhält auch die PEEP-Pegel aufrecht und liefert einen Durchfluss, wenn ein Patient einen Atemzug initiiert, für den ein Atemzug auszulösen ist.

[0026] Die Steuereinheit **18** weist einen Mikroprozessor **72** auf, der mit Betriebsanweisungen programmiert ist. Wie in **Fig. 2** dargestellt, weist die Steuereinheit **18** weiterhin einen Durchflusssensor-Signalformer **74** auf, der eine Eingabe von dem Durchflusssensor **44** empfängt, wobei das Signal über einen Analog-/Digital-Wandler **76** zu dem Mikroprozessor **72** geliefert wird. Gleichermaßen stellt der Mikroprozessor **72** ein Signal für einen Mischventilantrieb **78** bereit, der ausreichend Strom liefert, um die stromgesteuerten, spannungsempfindlichen Drosselventile (VSO-Ventile) der primären Sauerstoffsteuerventilstation **42** über einen Analog-/Digital-Wandler **80** zu betreiben. Wie ebenfalls in **Fig. 2** dargestellt ist, empfängt der Mikroprozessor **72** ein Signal von einer Überwachungseinrichtung der Motorstellung **82**, die funktionsmäßig mit dem Motor **56** verbunden ist und die wiederum die Anzahl der Umdrehungen und die Stellung des Motors **56** und somit des Arms **52** und des Kolbens **48** abfühlt und dem Motor **56** signalisiert, den Kolben **48** vorzuschieben oder zurückzuziehen. Wie in **Fig. 3** dargestellt ist, weist die Steuereinheit **18** andere Komponenten auf, um Funktionen auszuführen, die sich auf das Abführen des PEEP und das Betätigen des PEEP-Ventils **22** in Reaktion darauf beziehen. Die Steuereinheit weist weiterhin einen Drucksensor-Signalformer **112** auf, der eine Eingabe von dem ersten Drucksensor **98** empfängt, wobei das Signal über einen Analog-/Digital-Wandler **114** zu dem Mikroprozessor **72** geliefert wird. Gleichermaßen stellt der Mikroprozessor **72** ein Signal für eine PEEP-Steuereinheit **116**, die an dem PEEP-Ventil **22** angebracht ist, über einen Analog-/Digital-Wandler **118** bereit. Das PEEP-Ventil **22** ist dann wiederum durch eine Signalleitung **91** mit dem Ausatmungsventil **24** verbunden, wie es in **Fig. 1** dargestellt ist, um einen auf dem PEEP basierenden Widerstand zu liefern, indem ein pneumatisches Signal geliefert wird, und es steuert dadurch den PEEP am Ende der Ausatmungssystem-

zugs des Patienten.

[0027] Das Ausatmungssteuersystem **21** empfängt gemischte Luft von dem Filter **66** und Frischluft von dem Gebläse **68** über das Regelventil **70**. Ein übermäßiger Druck kann durch Betätigen des manuellen Druckentlastungsventils **84** abgebaut werden. Der zweite Weg **38** ist als eine Leitung vorgesehen, die vorteilhafterweise mit einem Regler **40** verbunden ist, um Sauerstoff mit 379×10^3 Pa (55 psi) anstatt direkt von der Versorgung **28** zu erhalten, die normalerweise Luft bei 552×10^3 Pa (80 psi) liefert. Die Führung des zweiten Weges **38** von dem Regler **40** gestattet die Verwendung eines Druckreglers **86**, der den Druck von 379×10^3 Pa (55 psi) auf etwa 103×10^3 Pa (15 psi) reduziert. Sauerstoff wird über den zweiten Weg **38** über eine Druckregeleinrichtung **86** und dann zu dem Steuerventil für den aufbereiteten Sauerstoff **88** für die Lieferung über einen Durchflussbegrenzer **128** zu dem Ausatmungssteuersystem **21** für die Lieferung zu dem Patientenkreis **20** bereitgestellt. Das Steuerventil für den aufbereiteten Sauerstoff **88** kann ein stromkreisgesteuertes, spannungsempfindliches Drosselventil oder alternativ ein digitales Ventil sein, das elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden ist, wie auch das Gebläse **68**. Der Betrag, um den sich das Steuerventil für den aufbereiteten Sauerstoff **88** öffnen kann, um Sauerstoff aus dem zweiten Weg **38** zuzuführen, wird durch das Volumen der Luft bestimmt, die über den primären Durchflusssensor fließt und ist somit dem Durchfluss von Luft oder eines anderen atembaren Gases proportional, das durch das Gebläse **68** zugeführt wird, wie es durch die Steuereinheit **18** auf der Grundlage der gewünschten, dem Patienten zuzuführenden Gesamtsauerstoffmenge gesteuert wird. Es ist beabsichtigt, dass der Druck des Sauerstoffs, der über den Regler **86** geliefert wird, den Druck übersteigt, der von dem Gebläse **68** erzeugt wird, um zu sichern, dass das an den Patientenkreis **20** gelieferte Gas ausreichend mit Sauerstoff angereichert ist.

[0028] Das Ausatmungs-Steuersystem **21** weist ein PEEP-Steuerventil **22**, eine Signalleitung **91**, einen Durchflussbegrenzer **94**, einen Durchflusssensor **96**, einen ersten Drucksensor **98**, einen zweiten Drucksensor **102** und einen Filter **104** auf. Das PEEP-Steuerventil **22** dient dazu, überschüssige Luft durch das Entlüftungsventil **90** in die Atmosphäre abzulassen, um den Druck auf der Membranseite des Ausatmungssteuerventils **24** zu regeln, wodurch wiederum der Druck in dem Patientenkreis **20** auf die PEEP-Einstellung geregelt wird, die von dem Benutzer eingegeben wird. Das PEEP-Ventil **22** ist elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden, um die Luftmenge zu regeln, die über das Entlüftungsventil **90** abgelassen werden darf. Wenn das PEEP-Ventil vollständig als Bypass-Ventil wirkt oder offen ist, wird eine aufblasbare Membran in dem Ausatmungssteuerventil **24** des Patientenkreises vollständig entleert.

Das ergibt nahezu 0 cm Wassersäule PEEP. Wenn das PEEP-Ventil **22** vollständig geschlossen ist, ist das Ausatmungsventil **24** geschlossen, um zu verhindern, dass Gas durch das Ausatmungsventil **24** zum Ausfluss **92** fließt und somit kann das Gas während der Inhalation nicht entweichen. Unter diesen Bedingungen kann der Druck in dem Patientenkreis **20** und in dem Ausatmungssteuersystem **21** in Abhängigkeit von der Gasmenge, die in dem verfügbaren Volumen enthalten ist, ehe das Druckentlastungsventil **84** betätigt wird, beliebig groß sein. Gleichermaßen ist das PEEP-Steuerventil **22** pneumatisch mit dem Ausatmungssteuerventil **24** verbunden, um den Druck in dem Patientenkreis zu verringern, wenn der PEEP-Druck über den vorbestimmten Wert ansteigt. Andererseits signalisiert, wenn der PEEP-Druck unter den vorbestimmten Wert abfällt, die Steuereinheit **18** dem Gebläse **68**, seine Drehzahl zu erhöhen und dadurch den Druck in dem Patientenkreis zu erhöhen. Als eine Sicherheitsmaßnahme ist das PEEP-Ventil **22** normalerweise offen, um die aufblasbare Membran zu entleeren und es dem Patienten zu erlauben, im Fall einer Störung zu atmen. Das PEEP-Steuerventil **22** ist durch eine Signalleitung **91** pneumatisch mit dem Ausatmungssteuerventil **24** verbunden. Das PEEP-Steuerventil **22** ist pneumatisch mit dem Ausatmungssteuerventil **24** verbunden und weist einen Körper auf, der darin eine Umhüllung bildet und die aufblasbare Membran befindet sich innerhalb der Umhüllung, was die Verengung regelt, durch welche der Patient **26** die Luft ausatmen muss, die dem Auslass **92** in die Atmosphäre zugeführt wird. Ein Auslassventil **24**, dass sich für die Verwendung als akzeptabel erwiesen hat, steht im Handel als Teil Nr. 6350 zur Verfügung, das entweder eine Komponente des Patientenkreismodells Nr. 6462 oder 6461, erhältlich von Nellcor Puritan Bennett of Pleasanton, California, ist. Mit Sauerstoff angereicherte Luft wird dem PEEP-Ventil **22** über einen Durchflussbegrenzer **94** zugeführt, wobei der Hauptluftstrom durch das primäre klobengetriebene Beatmungssystem über einen Durchflusssensor **96** zugeführt wird, welcher die Zuführung der Luft zu dem Patienten überwacht. Die Öffnungsgröße des PEEP-Ventils **22** und der Druck in dem Patientenkreis **20**, wie er durch den ersten Drucksensor **98** bestimmt wird, bestimmt die Durchflussmenge der Gase aus dem PEEP-Ventil **22**. Weil das PEEP-Ventil **22** und der Begrenzer **94** hintereinander angeordnet sind, ist der Gasausfluss aus dem PEEP-Ventil **22** auch der Durchfluss durch den Begrenzer **94**, sowie auch jede minimale Gasmenge, die zu oder von der Membran durch die Signalleitung fließt. Die Durchflussmenge der Gase durch den Begrenzer **94** ruft einen Druckabfall über die Länge des Begrenzers **94** hervor. Das bewirkt, dass der Druck auf der Rückseite oder der Signalleitungsseite der Membran kleiner ist, als der Druck auf der Patientenseite (d. h. der Vorderseite) der Membran. Diese Druckdifferenz verringert den Widerstand des Ausatmungsventils **24**, er-

laubt es den Gasen in dem Patientenkreis **20** aus dem Ausatmungsventil **24** zu entweichen und verringert letztendlich den Druck in dem Patientenkreis **20**.

[0029] Durch das Steuern der Durchflussmenge der Gase durch den Begrenzer **94** können auch der Druck in dem Patientenkreis **20** und der PEEP gesteuert werden.

[0030] Während der Ausatmung wird der Kolben **48** zurückgezogen und somit wird Luft oder anderes atembares Gas sowohl dem PEEP-Ventil **22** als auch dem Ausatmungssteuerventil **24** durch eine Kombination von Frischluft von dem Gebläse **68** und Sauerstoff, der durch das Patientenkreis-Sauerstoffsteuerventil **88** und von der Ausatmung des Patienten **26** zugeführt wird, zugeleitet. Ein erster Drucksensor **98** befindet sich in unmittelbarer Nähe zu dem Patienten **26** in der Leitung, welche mit Sauerstoff angereicherte Luft zu dem Patienten **26** liefert, und er ist elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden, um dem PEEP-Ventil **22** zu signalisieren, wieviel Luft durch den Auslass **92** in die Atmosphäre auszustoßen ist und somit wieviel Frischluft und Ausatmungsluft durch den Patienten der aufblasbaren Membran des Ausatmungssteuerventils zugeführt wird. Der erste Drucksensor **98** ist elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden und versorgt somit die Steuereinheit **18** mit einem Signal, welches dem Druck des Gases entspricht, das dem Patienten **26** während der Inhalation und dem PEEP am Ende der Ausatmung entspricht. Ein zweiter Drucksensor **102** ist elektrisch mit der Steuereinheit **18** verbunden und stellt eine Sicherung und eine Bestätigung des ersten Drucksensors **98** durch Überwachung des Drucks in dem Ausatmungssteuersystem **21** und Liefern eines zweiten Drucksignals zu der Steuereinheit dar.

[0031] Das PEEP-Ventil **22** ist normalerweise offen und steuert indirekt den Widerstand des Ausatmungsventils **24** gegenüber dem Gasdurchfluss aus dem Atmungskreis in die Atmosphäre. Durch Erhöhen oder Verringern dieses Widerstands kann das Ausatmungsventil **24** die Gasmenge in dem Patientenkreis verringern oder beibehalten und dadurch den Druck in dem Patientenkreis **20** verringern oder beibehalten. Das PEEP-Ventil **22** regelt den Druck, der an das Ausatmungsventil **24** angelegt ist, durch Steuern der Menge von Luft, die aus dem Patientenkreis **20** dem Auslass **92** zugeführt wird. Je mehr Gas durch das PEEP-Ventil **22** dem Entlüftungsventil **90** zugeführt wird, desto niedriger ist der Druck auf die Membran an dem Ausatmungsventil **24**, welche die Ausatmungsöffnung **100** des Ausatmungssteuerventils **24** überdeckt. Je größer die Drosselung in dem PEEP-Ventil **22** und daher je geringer die Gasmenge ist, die dem Entlüftungsventil **90** zugeführt wird, desto größer ist der Druck auf die Membran des Ausatmungssteuerventils **24** und somit desto größer die Expansion der Membran innerhalb der Umhüllung,

wodurch die Größe der Drosselung verringert wird, um den Widerstand zu erhöhen, der während des Ausatmens durch den Patienten vorliegt. Die Größe des Widerstands gegenüber der Ausatmung ist dem Druck des Gases proportional, das der Membran zugeführt wird, und somit proportional der Öffnungsgröße des PEEP-Ventils **22**. Das Signal, das durch die Steuereinheit **18** zugeführt wird, um das PEEP-Ventil **22** zu öffnen oder zu schließen, wird durch den ersten Drucksensor **98** bestimmt.

[0032] Der primäre Durchflusssensor **96** liefert ein Signal, das dem Volumen (V_T) des Leckverlusts von gemischem Gas in dem Patientenkreis entspricht. Das Volumen des eingeführten Sauerstoffs ist durch das Einleiten von O_2 bei einem bekannten Druck stromaufwärts einer bekannten Öffnungsgröße über einen spezifischen Zeitraum bekannt. Alternativ kann ein spannungsempfindliches Drosselventil (VSO-Ventil) anstelle der feststehenden Öffnung und ein digitales Ventil verwendet werden. Die Sauerstoffkonzentration des aufbereiteten Gases ergibt sich dann aus der Gleichung:

$$V_T - V_{AIR} + V_{O_2}; \text{ und}$$

$$O_2\% = 79(V_{O_2}/V_T) + 21$$

[0033] Die Steuereinheit **18** sendet wiederum Betriebssignale zu dem Gebläse **68** und dem Patientenkreis-Steuerventil **88**. Ein Filter **104**, beispielsweise ein 40-Maschen-Filter, sichert eine finale Filtrierung der Luft mit dem angereicherten Sauerstoff vor der Zuführung zu dem Patienten.

[0034] Der Patientenkreis **20** ist mit dem Ausatmungssteuersystem **21** durch flexible Leitungen **120**, **122** und **124**, die zu Schlauchverbindungen **126** geführt sind, die jeweils funktionsmäßig mit dem ersten Drucksensor **98**, mit dem Filter **104**, der das durch den Patienten zu inhalierende atembare Gas zuführt, und mit der Signalleitung **91**, die zu dem PEEP-Ventil **22** führt, verbunden.

[0035] Im Gebrauch gibt das vorliegende Beatmungssystem **10** Atmungsunterstützung für den Patienten **26**, so dass die Atmungsrate des Patienten **26** direkt der Doppelhubrate des Kolbens **48** innerhalb der Kammer **50** entspricht. Somit atmet der Patient bei jeder vorschiebenden Bewegung des Kolbens **48** in dem Zylinder **46** ein und bei jedem zurückziehenden Hub des Kolbens **48** in dem Zylinder **46** atmet er aus. Vor dem Betrieb des Beatmungssystems wählt der Benutzer ein gewünschtes Niveau der Sauerstoffanreicherung, zum Beispiel innerhalb eines Bereichs von 21% bis 100% Gesamtsauerstoff, der von dem Patienten aufgenommen wird und stellt die Steuereinheit **18** darauf ein. Zusätzlich wählt er einen Zielpunkt für den PEEP innerhalb eines typischen Wertebereichs von 0 cm Wassersäule, wobei

dieser Wert während des Ausatmungssteils der Atmung des Patienten keinen Widerstand in dem Ausatmungsventil bewirkt, bis zu 20 cm Wassersäule, wobei dieser Wert den vollständigen Widerstand in dem Ausatmungsventil **24** bewirkt.

[0036] Während jedes zurückziehenden Hubs des Kolbens **48** signalisiert die Überwachungseinrichtung für die Motorstellung **82** die Stellung des Kolbens **48** innerhalb des Zylinders **46** und erlaubt es der Steuereinheit **18**, das Volumen der Kammer **50** zu berechnen. Für jeden gewünschten Betrag der Sauerstoffanreicherung erzeugt das eine entsprechende Berechnung des Menge des hinzugefügten Sauerstoffs, die in der Kammer vorhanden sein sollte. Die Berechnung des Volumens und somit der Menge des in der Kammer **50** vorhandenen hinzugefügten Sauerstoffs wird während des zurückziehenden Hubs des Kolbens **48** kontinuierlich aktualisiert. Weil die Rückziehgeschwindigkeit des Kolbens **48** nicht linear ist, sondern sinusförmig, verändert sich auch das Volumen in der Kammer **50** sinusförmig.

[0037] Der Durchflusssensor **44** bestimmt somit die Durchflussmenge des Sauerstoffs, der kontinuierlich der Kammer **50** zugeführt wird. Sein Signal wird von der Steuereinheit **18** empfangen und die Durchflussmengen werden integriert, um die Sauerstoffmenge zu erhalten, die der Kammer **50** tatsächlich zugeführt wird. Wenn die Steuereinheit **18** feststellt, dass die der Kammer zugeführte akkumulierte Sauerstoffmenge unzureichend ist, signalisiert sie der primären Sauerstoffsteuerventilstation **42** sich zu öffnen und zu gestatten, dass zusätzlicher Sauerstoff an dem Sensor **44** vorbeifließt. Wenn das in der Kammer **50** dazu führt, dass vor dem Ende des zurückziehenden Hubs mehr Sauerstoff als die vorher durch den integrierten wert bestimmte Zielmenge, die durch die Steuereinheit aus den durch den Strömungssensor **44** bestimmten Durchflussmengen berechnet wird, signalisiert die Steuereinheit der primären Sauerstoffsteuerventilstation **42** sich zu schließen und dadurch den Fluss des Sauerstoffs vorbei an dem Sensor **44** und zu der Kammer **50** zu verringern.

[0038] Während des Rückziehhubs des Kolbens **48** atmet der Patient aus. Die Ausatmungsluft von dem Patienten wird vorwiegend durch das Ausatmungssteuerventil **24** dem Auslass **92** zugeführt. Das Aufblasen der Membran innerhalb des Ausatmungssteuerventils **24** bewirkt, dass der Fluss von ausgeatmeter Luft durch die Ausatmungsöffnung **100** gedrosselt wird und der Patient sich etwas anstrengen muss, um die Drosselung in Abhängigkeit von dem Druck des Gases, welches der aufblasbaren Membran zugeführt wird, zu überwinden. Die Größe der Drosselung kann durch das Signal gesteuert werden, das durch die Steuereinheit **18** dem PEEP-Ventil **22** zugeliefert wird, um die Luftmenge zu bestimmen, die davon abgelassen werden darf. Wegen des Leckverlusts rund

um die Trachealtuben in den Tracheostomen oder durch die Leitungsverbindungen wird ein großer Teil der dem Ausatmungssteuerventil **24** zugeführten Luft zu dem Gebläse **68** geliefert. Weil ein Teil der in dem Inhalationssteuersystem **21** verbleibenden Luft inhaled wird, wenn sich der Kolben **48** verschiebt, ist es vorteilhaft zu sichern, dass die von dem Patienten **26** inhaltete Luft korrekt mit Sauerstoff angereichert ist. Dazu wird dem Patientenkreis **20** über das Aufbereitungs-Sauerstoffsteuerventil **88** zusätzlicher Sauerstoff zugeführt und sein Öffnen und Schließen sowie die Geschwindigkeit und somit der Durchfluss des von dem Gebläse zugeführten Gases werden durch die Steuereinheit **18** auf der Grundlage des Signals bestimmt, das durch den ersten Drucksensor **98** bereitgestellt wird. Wenn der Steuereinheit **18** eine PEEP-Einstellung von Null zur Verfügung gestellt wird, schaltet das Gebläse **68** ab und das Aufbereitungs-Sauerstoffsteuerventil **88** wird geschlossen. Im Fall einer Leckage (bis zu 10 Litern pro Minute) und bei Vorliegen eines PEEP (bis zu 20 cm Wassersäule), wird das Gebläse **68** durch die Steuerlogik eingeschaltet, um Frischluft zu liefern, um den Anforderungen zu genügen, die die Leckage stellt. Die von dem Gebläse **68** gelieferte Luft ist nicht mit O₂ angereichert. Wenn O₂-Pegel beibehalten werden, wird über den zweiten Weg **38**, wie vorher angeführt, zusätzlicher Sauerstoff bereitgestellt.

[0039] Wenn der Kolben **48** das Ende des zurückziehenden Hubs erreicht, wie es von der Überwachungseinrichtung für die Motorstellung abgefühlt und durch die Steuereinheit **18** auf der Grundlage der Motorstellung und der Motordrehzahl und dem vorher eingestellten gewünschten Gesamtvolumen, das dem Patienten zugeführt werden soll, bestimmt wird, signalisiert die Steuereinheit **18** dem Motor **56** seine Richtung umzukehren und mit dem Vorschieben des Kolbens **48** innerhalb des Zylinders **46** zu beginnen. Wenn sich der Kolben verschiebt, wird mit Sauerstoff angereicherte Luft für die Zuführung zu dem Patientenkreis **20** und letztendlich, nach Durchfluss durch den Filter **104**, zur Inhalation durch den Patienten **26** über das Regulierventil **64** aus der Kammer **50** ausgestoßen. Somit entspricht das Vorschieben des Kolbens **48** der Inhalation durch den Patienten **26** durch die Zufuhr von unter Druck stehender Luft, um die Lungen des Patienten aufzublasen.

[0040] Obwohl vorher bevorzugte Formen der Erfindung beschrieben sind, ist zu erkennen, dass eine solche Offenbarung nur zur Erläuterung dient und nicht in einem einschränkenden Sinn beim Interpretieren des Schutzmangels der vorliegenden Erfindung verwendet werden sollte. Offensichtlich könnten Modifikationen zu den Ausführungsbeispielen, wie sie hierin vorher ausgeführt sind, von Fachleuten leicht ausgeführt werden, ohne von dem Schutzmangels der vorliegenden Erfindung abzuweichen.

Patentansprüche

1. Patientenbeatmungsgerät mit:
 einer Kolben-Zylinder-Anordnung, die einen Zylinder (46) und einen Kolben (48) aufweist, der beweglich in dem Zylinder entlang eines zurückziehenden Gasan- saughubs und eines vorschiebenden Gasausstoß- hubs beweglich ist,
 einem Patientenkreis (20) zur Zufuhr von atembaren Gas aus der Kolben-Anordnung zu einem Patienten (26) während der Patientinhalation,
 einer Steuereinheit (18), die mit der Kolben-Zylin- der-Anordnung zum Empfang von Eingaben entspre- chend der Position des Kurbels innerhalb des Zylin- ders während des Ansaughubs verbunden ist,
 einem Sauerstoffmischmodul (12) zur Steuerung der Zufuhr von Sauerstoff aus einer Sauerstoffquelle (28) zu der Kolben-Zylinder-Anordnung zum Mischen mit dem atembaren Gas darin, wobei das Sauerstoff- mischmodul ein erstes Sauerstoffsteuerventil (42), das funktionsmäßig mit der Steuereinheit (18) ver- bunden ist, und einen Durchflusssensor (44) auf- weist, um ein Signal für die Steuereinheit (18) bereit- zustellen, das für die Menge von aus dem ersten Sauerstoffsteuerventil (42) zugeführten Sauerstoff repräsentativ ist, und
 einer Überwachungseinrichtung für die Kolbenpositi- on,

wobei die Steuereinheit dazu ausgelegt ist, die Ziel- menge von Sauerstoff in der Kolben-Zylinder-Anord- nung auf Grundlage der Position des Kurbels wäh- rend des Ansaughubs zu berechnen, die Differenz zwischen der Zielmenge und der berechneten aktuel- len Menge von Sauerstoff zu berechnen, die nach Maßgabe des von dem Durchflusssensor gelieferten Signals an den Durchflusssensor vorbeigeflossen ist, und um ein Steuersignal zum Öffnen und Schließen des ersten Sauerstoffventils auf Grundlage der be- rechneten Differenz zu liefern.

2. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 1, wobei das Sauerstoffmischmodul einen ersten Weg zum Zuführen von Sauerstoff zu dem ersten Sauer- stoffsteuerventil und einen zweiten Weg zum Zufüh- ren von Sauerstoff stromabwärts der Kolben-Zylin- der-Anordnung zu dem Patientenkreis aufweist.

3. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 2, wobei der zweite Weg ein zweites Sauerstoffventil in funktionsmäßiger Kommunikation mit der Steuerein- heit zur Steuerung der Menge an Sauerstoff aufweist, die dem Patientenkreis von dem zweiten Weg zuge- führt wird.

4. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 3, das eine zweite Quelle für unter Druck stehendes, atembares Gas in Verbindung mit dem Patienten- kreis aufweist.

5. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 4,

wobei die zweite Quelle ein Gebläse umfasst, um ei- nen konstanten Durchfluss von Gas zusätzlich zu dem aus dem zweiten Weg empfangenen Sauerstoff bereitzustellen.

6. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 5, wobei das zweite Sauerstoffsteuerventil funktions- mäßig mit der Steuereinheit verbunden ist, um sich in Reaktion auf ein von der Steuereinheit empfangenes Signal zu öffnen und zu schließen.

7. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 6, wobei das Gebläse funktionsmäßig mit der Steuer- einheit verbunden ist, wodurch der Durchfluss von durch das Gebläse zu dem Patientenkreis zugeführ- tem Gas durch die Steuereinheit gesteuert wird.

8. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 7, mit einem primären Drucksensor zum Liefern eines Signals für die Steuereinheit, das Auslecken von Gas aus dem Patientenkreis anzeigt, und wobei das Ge- bläse von der Steuereinheit funktionsmäßig in Reak- tion auf das Auslecksignal gesteuert wird.

9. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 1, wobei das von dem Durchflusssensor gelieferte Sig- nal während des Ansaughubs des Kurbels kontinu- ierlich aktualisiert wird.

10. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 9, wobei das erste Sauerstoffsteuerventil in Reaktion auf das Steuersignal während des Ansaughubs kon- tinuierlich einstellbar ist.

11. Patientenbeatmungsgerät nach Anspruch 1, wobei der Patientenkreis ein Ausatmungsventil auf- weist, das ein in Reaktion auf ein pneumatisches Si- gnal verschiebbbares Element zum Verschieben zwis- chen einer offenen Stellung, einer geschlossenen Stellung und einer Mehrzahl von Zwischenstellungen entsprechend dem pneumatischen Signal enthält, wobei das Patientenbeatmungsgerät weiter eine Si- gnalleitung zum Zuführen von Gas zu dem Ausat- mungsventil als das pneumatische Signal, ein Entlüf- tungsventil, das mit der Signalleitung zum selektiven Entlüften von Gas daraus zum selektiven Ändern des pneumatischen Signals und in operativer Kommu- nikation mit der Steuereinheit verbunden ist, einen Drucksensor, der mit der Steuereinheit verbunden ist und in dem Patientenkreis so angeordnet ist, um den Druck darin als den PEEP-Druck abzufühlen und ein PEEP-Drucksignal, das repräsentativ für diesen Druck ist, zu erzeugen, und Mittel aufweist, die strom- aufwärts des Entlüftungsventils angeordnet sind, um eine Druckdifferenz zwischen dem Gasdruck in der Signalleitung und dem Gasdruck bei dem Drucksen- sor zu erzeugen, wobei die Steuereinheit das Entlüf- tungsventil auf Grundlage eines Vergleichs zwischen dem PEEP-Drucksignal und einem in voraus gewähl-

ten Ziel-PEEP-Druck betätigt.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1.

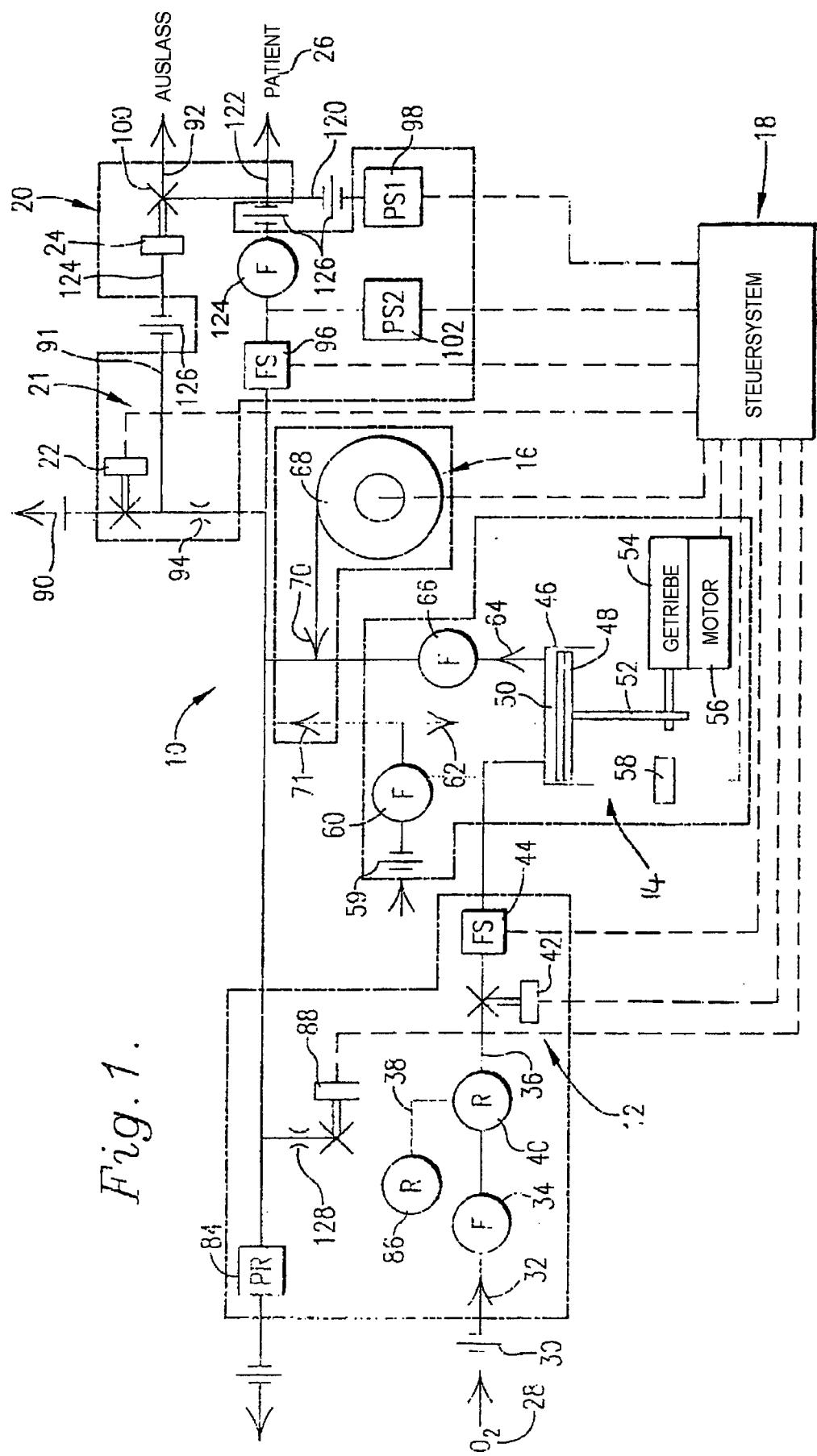


Fig. 2.

