(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 693 33 268 T2** 2004.08.12

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 606 687 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **693 33 268.9**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **93 250 364.2**
(96) Europäischer Anmeldetag: **27.12.1993**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **20.07.1994**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **29.10.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **12.08.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61M 16/00**
H03K 5/08

(30) Unionspriorität:
3129 12.01.1993 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
BE, DE, ES, FR, GB, IE, IT, LU, NL, SE

(73) Patentinhaber:
Puritan-Bennet Corp., Lenexa, Kan., US

(74) Vertreter:
Ostertag & Partner, Patentanwälte, 70597 Stuttgart

(72) Erfinder:
Phillips, Steven L., Olathe, Kansas 66061, US;
Holscher, Russell L., Olathe, Kansas 66062, US;
Lasnier, Christopher D., Overland Park, Kansas 66213, US

(54) Bezeichnung: **Schaltkreis zur Erkennung der Ein/Ausatmungsphase eines Atemzyklusses**

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

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

Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

1. Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Kontrolle des Druckes eines einem Patienten verabreichten Atmungsgases. Insbesondere umfasst die bevorzugte Vorrichtung einen Trigger-Schaltkreis zur Ermittlung der Ein- und Ausatmungsphase des Atemzyklus des Patienten.

2. Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Obstruktive Schlafapnoe ist eine Schlafstörung, welche durch ein Erschlaffen des Luftweges einschließlich des Genioglossus-Halsmuskels während des Schlafes gekennzeichnet ist. Wenn dies geschieht, kann der erschlaffte Muskel den Luftweg des Patienten teilweise oder vollständig blockieren. Eine teilweise Blockierung kann zu Schnarchen oder einer Hypopnoe führen. Eine vollständiges Verschließen führt zu einer obstruktiven Schlafapnoe.

[0003] Wenn ein vollständiges Blockieren auftritt, führen die Einatmungsanstrengungen des Patienten nicht zur Luftaufnahme und der Patient erleidet einen Sauerstoffentzug. Als Reaktion darauf beginnt der Patient zu erwachen. Bei Erreichen eines annähernd wachen Zustandes nimmt der Musculus genioglossus seine normale Spannung wieder ein, was den Luftweg befreit und ermöglicht, dass eine Einatmung stattfindet. Der Patient fällt darauf in einen tieferen Schlaf zurück, worauf der Musculus genioglossus wieder erschlafft und der Apnoe-Kreislauf sich wiederholt.

[0004] Als Folge erreicht der Patient auf Grund des sich wiederholenden Erwachens bis zu einem annähernd wachen Zustand keine vollständig entspannte Tiefschlafperiode. Personen mit obstruktiver Schlafapnoe sind auch nach einem anscheinend normalen Nachtschlaf ständig müde.

[0005] Um obstruktive Schlafapnoe zu behandeln, wurde ein System mit andauerndem positiven Luftwegdruck ("continuous positive airway pressure", CPAP) ersonnen, bei dem ständig eine vorgeschriebene Höhe an positivem Luftwegdruck an dem Luftweg des Patienten angelegt ist. Das Vorliegen eines solchen positiven Druckes sorgt für eine Druckaufteilung auf den Luftweg, um den negativen Einatmungsdruck, welcher die erschlafften Luftwegsgewebe in einen Verschlusszustand ziehen kann, auszugleichen. Die bevorzugteste Vorrichtung, um eine positive Luftweg-Verbindung zu erzielen, ist die Verwendung eines Nasenpolsters, wie desjenigen, welches in der US 4 782 832 offenbart ist. Das Nasenpolster dichtet die Nasenlöcher des Patienten ab und übt den positiven Luftwegdruck über die Nasendurchgänge aus. Das Nasenpolster umfasst auch eine kleine Öffnung, um kontinuierlich eine kleine Luftmenge auszulassen, damit eine Akkumulation von Kohlendioxid und Feuchtigkeit verhindert wird.

[0006] Bei dem CPAP-System muss der Patient gegen den vorgeschriebenen positiven Druck ausatmen. Dies kann zu Unbequemlichkeiten für den Patienten führen, vor allem bei den höheren Druckniveaus. Auf Grund dieses Problems wurde das sogenannte positive Luftwegdruck-System mit Doppelniveau ("bilevel positive airway pressure system", BiPAP) entwickelt, bei dem der Druck während der Ausatmungsphase des Atemzyklus verringert wird. Eine praktische Umsetzung des BiPAP-Systems ging auf Grund der Schwierigkeit der genauen und zuverlässigen Detektion des Auftretens der Ausatmungs- und Einatmungsphase des Atemzyklus nur mit marginalem Erfolg einher. Die Detektion der Atmungsphase war deshalb ein Problem, da der andauernde Luftaustritt an dem Nasenpolster und an anderen Leckstellen des Systems zu einem positiven Nettoluftstrom zu dem Patienten führt. Daher kann ein Phasenübergang nicht allein auf der Basis einer Richtungsänderung des Luftstromes ermittelt werden.

Zusammenfassung der Erfindung

[0007] Die Vorrichtung der vorliegenden Erfindung löst die oben erörterten Probleme des Standes der Technik und stellt eine deutliche Weiterentwicklung des Standes der Technik bereit. Insbesondere ermittelt die hier angesprochene Vorrichtung zuverlässig die Einatmungs- und Ausatmungsphasen im Atemzyklus, um als Reaktion den Atmungsgasdruck zu steuern.

[0008] Das bevorzugte Ausführungsbeispiel der Erfindung wird in Anspruch 1 definiert.

[0009] Der bevorzugte Phasenerkennungs-Schaltkreis erzeugt ein erstes und ein zweites Signal entsprechend dem Atmungsgasstrom, wobei diese Signale relativ zu einander zeitversetzt und in ihrer Höhe skaliert sind. Bei dieser Konfiguration stellen die Signale unterschiedliche Zunahmen und Spannungsverschiebungen relativ zueinander während jeweiliger Phasen des Atemzyklus bereit. Diese beiden Signale werden verglichen, um Übergänge zu ermitteln, welche mit Übergängen von einer Atmungsphase zu einer anderen korrelieren. Bei einer zuverlässigen Phasenerkennung wird der dem Patienten verabreichte Gasdruck in Übereinstimmung mit den Phasen gesteuert.

Kurze Beschreibung der Zeichnung

[0010] **Fig.** 1 zeigt eine schematische Darstellung der bevorzugten Vorrichtung, um die Atmung eines Patienten zu erleichtern;

[0011] **Fig.** 2 zeigt ein elektrisches Schema des bevorzugten Phasenerkennungs-Schaltkreises der Vorrichtung von **Fig.** 1;

[0012] **Fig.** 3 zeigt einen Graphen, welcher die

Strom- und Verschiebungssignale des Erkennungs-Schaltkreises von **Fig.** 2 sowie Einatmungs- und Ausatmungsphasen eines Patienten veranschaulicht;

[0013] **Fig.** 4 zeigt ein elektrisches Blockdiagramm, welches die bevorzugte Drucksteuerung von **Fig.** 1 veranschaulicht;

[0014] **Fig.** 5 zeigt eine perspektivische Explosionsansicht der Hauptkomponenten des bevorzugten Ventils von **Fig.** 1;

[0015] **Fig.** 6 zeigt eine kleinere perspektivische Ansicht des Einlass-/Auslass-Gehäuses des Ventils von **Fig.** 5;

[0016] **Fig.** 7 zeigt eine Teil-Schnittansicht des zusammengebauten Ventils von **Fig.** 5, wobei die verschiebbaren Komponenten in einer ersten Position veranschaulicht sind;

[0017] **Fig.** 8 zeigt eine Teil-Schnittansicht des zusammengebauten Ventils von **Fig.** 5, wobei die verschiebbaren Komponenten in einer zweiten Position veranschaulicht sind;

[0018] **Fig.** 9 zeigt eine perspektivische Ansicht eines zweiten Ausführungsbeispieles des Ventils von **Fig.** 1;

[0019] **Fig.** 10 zeigt eine perspektivische Schnittansicht des Ventils von **Fig.** 9; und

[0020] **Fig.** 11 zeigt eine Schnittansicht des Ventils von **Fig.** 9.

Ausführliche Beschreibung des bevorzugten Ausführungsbeispieles

[0021] Zunächst wird auf **Fig.** 1 Bezug genommen. Die Vorrichtung **10** umfasst eine Gasversorgung **12**, ein Regelventil **14**, einen Druckfühler **16** und einen Stromfühler **18** in Verbindung mit einem sogenannten "ADAM"-Schaltkreis, welcher von der Puritan Bennett Corp., Lenexa, Kansas, erhältlich ist und einen Druckluftschlauch **20** und ein Nasenpolster **22** umfasst. Die Vorrichtung **10** umfasst ferner den Phasenerkennungs-Schaltkreis **24** und die Drucksteuerung **26**. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die Komponenten **12** bis **18** und **24** bis **28** in einem einzigen Gehäuse eingeschlossen, mit dem der ADAM-Schaltkreis verbunden ist.

[0022] Die Gasversorgung ist vorzugsweise ein Verdichter mit einstellbarer Geschwindigkeit, so dass 120 Liter pro Minute bei 30 cm Wasserdruck erzeugt werden. Der bevorzugte Druckfühler **16** ist von der Sensym Company mit der Modellnummer SCX01 erhältlich. Der Stromfühler **18** ist vorzugsweise ein Wandler Modell AWM2300, erhältlich von der Microswitch Corp., welcher zur Erzeugung eines elektrischen Signals an der Leitung **30** betrieben werden kann, das dem Luftstrom durch dieselbe entspricht und dadurch dem dem Patienten verabreichten Luftstrom entspricht.

[0023] Die **Fig.** 2 zeigt ein elektrisches Schema des Phasenerkennungs-Schaltkreises **24**, welcher einen Signalerzeugungs-Schaltkreis **32** und einen Signalverarbeitungs-Schaltkreis **34** umfasst. Der Signalerzeugungs-Schaltkreis **32** empfängt das Stromsignal von dem Stromfühler **18** über eine Leitung **30**. Aus diesem Signal werden Rauschen und andere Spitzen durch einen Widerstand R1 (22 K) und einen Kondensator C1 (1 µF) herausgefiltert, welche wie in **Fig.** 2 gezeigt verbunden sind, und es wird als Signal "S" zu dem Signalverarbeitungs-Schaltkreis **34** übertragen.

[0024] Der Signalerzeugungs-Schaltkreis **32** wandelt auch das Stromfühler-Signal in ein verschobenes Signal "Sd" um, welches relativ zu dem Signal "S" zeitverzögert und in seiner Höhe skaliert ist. Anfangs ist das Stromfühler-Signal unter Verwendung des Widerstandes R2 (100 K) und des Kondensators C2 (2,2 µF), welche wie gezeigt miteinander verbunden sind, um 200 ms zeitverzögert. Die relative Zeitverzögerung zwischen den Zeitsignalen S und Sd ist durch die Graphen in **Fig.** 3 veranschaulicht.

[0025] Das zeitverzögerte Signal wird dann zu dem positiven Eingangsanschluss eines Verstärkers A1 (Typ 358A) übertragen, wobei dessen Ausgang als Rückkopplung mit einem negativen Eingangsanschluss verbunden ist. Der Ausgang des Verstärkers A1 ist auch mit dem Ausgangswiderstand R3 (221 K) verbunden. Der Verstärker A1 arbeitet als Spannungsfolger, um einen Eingang mit hoher Impedanz für das Stromsignal bereitzustellen.

[0026] Das aufbereitete Zeitverzögerungssignal wird dann verarbeitet, um seine Höhe zu skalieren, so dass das Signal Sd während der Einatmungsphase eine geringere Amplitude als das Signal S bereitstellt und das Signal Sd während der Ausatmungsphase eine höhere Amplitude als das Signal S bereitstellt, wie in **Fig.** 3 veranschaulicht ist. Um diese Aufgabe zu erfüllen, wird die Zunahme des Signals unabhängig von den Einatmungs- und Ausatmungsabschnitten des Signals geändert und durch die Emfindlichkeits-Potentiometer R4 und R9 eine veränderliche Verschiebung addiert.

[0027] Wie weiter unten erörtert wird, erzeugt der Ausgang des Phasenerkennungs-Schaltkreises **24** ein logisch hohes Ausgangssignal während des Ausatmens und ein logisch niedriges während des Einatmens. Diese Ausgangssignale sind auch als Rückkopplung zu dem Signalerzeugungs-Schaltkreis **32** bereitgestellt, insbesondere um den Steueranschluss C des CMOS-Einatmungsschalters S1 zu steuern und den Steueranschluss C des CMPS-Schalters S2 zu steuern. Diese CMPS-Schalter sind vom Typ 4066B und arbeiten derart, dass der Schalter auf "ein" steht, wenn ein logisch hohes Eingangssignal an dem Anschluss C anliegt, was bedeutet, dass eine Verbindung zwischen ihren Anschlüssen "I" und "0" gebildet ist. Wenn der Anschluss C niedrig ist, ist die Verbindung zwischen den Anschlüssen I und 0 offen.

[0028] Während des Einatmens ist der Anschluss C niedrig und der Schalter ist aus. Dann wird dem negativen Eingangsanschluss des Verstärkers A2 (Typ 358A) über das Einatmungsempfindlichkeits-Potenti-

ometer R4 (vollständige 500 Phm-Skala), den Widerstand R5 (10 K) und den Widerstand R6 (221 K) Spannung zugeführt. Der Widerstand R7 (221 K) verbindet den Ausgang des Verstärkers A2 mit dessen negativem Eingangsanschluss. Der Spannungspegel, welcher an dem negativen Eingangsanschluss des Verstärkers A2 angelegt ist, bestimmt die Amplitudenskalierung des verzögerten Stromfühlersignals, welches an den positiven Eingangsanschluss übertragen wird. Insbesondere ist das Potentiometer R4 so eingestellt, dass es die gewünschte Verschiebung des Ausgangssignales Sd relativ zu dem Signal S während der Einatmung bereitstellt.

[0029] Ebenfalls während des Einatmens wird das logisch niedrige Signal an den Anschluss C des Schalters S2 übertragen, was diesen Schalter ausschaltet. Dann wird wieder über den Widerstand R8 (10 K) ein logisch hohes Signal an den Anschluss C des CMPS-Schalters S3 angelegt. Dies schaltet den Schalter S3 ein, was ein Erdpotential an den Spannungsausgang des Potentiometers R9 und des Widerstandes R10 anlegt und dadurch den Ausatmungsempfindlichkeits-Bereich des Schaltkreises deaktiviert.

[0030] Während des Ausatmens wird ein logisch hohes Signal an den Anschluss C des Schalters S1 angelegt, welcher dann einschaltet und ein Erdpotential an den Spannungsausgang des Potentiometers R4 und des Widerstandes R5 anlegt, damit der Einatmungsempfindlichkeits-Bereich des Schaltkreises deaktiviert wird. Das logisch hohe Ausatmungssignal schaltet ebenfalls den Schalter S2 ein, welcher ein Erdpotential an den Spannungsausgang des Widerstandes R8 anlegt. Dann wiederum schaltet der Schalter S3 aus. Dies ermöglicht, dass eine Ausatmungsempfindlichkeits-Spannung über das Ausatmungsempfindlichkeits-Potentiometer R9 (vollständige 500 Phm-Skala), den Widerstand R10 (10 K) und den Widerstand R11 (221 K) an den positiven Eingangsanschluss des Verstärkers A2 übertragen wird. Das Potentiometer R9 ist so eingestellt, dass es die gewünschte Verschiebung des Signals Sd relativ zu dem Signal S während des Einatmens bereitstellt.

[0031] Wie in dem Graphen von **Fig.** 3 veranschaulicht, erzeugt der Signalerzeugungs-Schaltkreis **32** die Signale S und Sd so, dass während des Einatmens der Spannungspegel des Signales Sd geringer ist als der des Signales S. Umgekehrt ist während des Ausatmens der Spannungspegel des Signals S geringer als der des Signals Sd.

[0032] Der Signalerzeugungs-Schaltkreis **34** empfängt die Signale S und Sd und vergleicht diese Signale, um das Auftreten der Einatmungs- und Ausatmungsphase des Atemzyklus zu ermitteln. Konkret wird das Signal S an dem negativen Eingangsanschluss des Komparators A3 (Typ 358A) und das Signal Sd an dessen positivem Eingangsanschluss über den Widerstand R12 (100 K) empfangen. Wenn der Spannungspegel des Signals S größer ist als der des Signals Sd, ist das Ausgangssignal des Komparators A3 logisch niedrig, wodurch ein Einatmen angezeigt wird. Wenn der Spannungspegel des Signals Sd der größere der beiden ist, geht das Ausgangssignal des Komparators A3 hoch und ein Ausatmen wird angezeigt.

[0033] Ein Widerstand R13 (100 K), ein Widerstand R14 (10 m) und ein Kondensator C3 (2,2 µF) sind, wie in **Fig.** 2 veranschaulicht, mit dem Komparator A3 verbunden und stellen eine Signal-Austastlücke nach dem Übergang an den Ausgang des Komparators A3 bereit. Insbesondere stellen der Widerstand R13 und der Kondensator C3 beim Anlegen einer Rückkopplung von dem Ausgang zu dem positiven Eingangsanschluss des Komparators A3 eine erhöhte Spannungshysterese bereit, um ein fälschliches Auslösen auf Grund von Spitzen, Rauschen oder dergleichen zu beseitigen. Der Kondensator C4 (100 nF) stellt einen Eingangsabgleich für die Versorgungsspannung bereit, welche dem Komparator A3 zugeführt wird.

[0034] Eine Betrachtung der Graphen der Signale S und Sd in **Fig.** 3 veranschaulicht die Schnittpunkte **36** und **38** und ein Artefakt **40** an dem Einatmungs-Peak des Signals Sd.

[0035] Die Schnittpunkte **36**, **38** werden durch die Zeitverzögerung, welche durch den Widerstand R2 und den Kondensator C2 erzeugt wird, durch die Skalierung der Amplitude und durch die Verschiebungsspannungen, welche durch die Potentiometer R4 und R9 für die entsprechenden Phasen eingestellt werden können, ermittelt. Das Artefakt **40** entspricht der Phasenänderung von Einatmung und Ausatmung und tritt auf Grund des Überganges des Signalerzeugungs-Schaltkreises **32** zwischen den Einatmungs- und Ausatmungs-Verschiebungsmoden auf. Die Zeitverzögerung von dem Schnittpunkt **36** zu dem Artefakt **40** entspricht der Austastlücke, welche durch die Hysterese des Komparators A3, wie durch die Widerstände R12, R13 und R14 eingestellt, ermittelt wird. Der Phasenerkennungs-Schaltkreis **24** stellt ein Ausgangssignal an der Linie **42** bereit, welches der Einatmungs- und Ausatmungsphase des Patienten entspricht. Insbesondere stellt der Schaltkreis **24** ein logisch hohes Ausgangssignal von +10 V Gleichstrom während des Ausatmens und ein logisch niedriges Ausgangssignal von 0 V während des Einatmens bereit.

[0036] **Fig.** 4 zeigt ein elektrisches Blockdiagramm, welches eine Drucksteuerung **26**, ein Regelventil **14** und einen Druckfühler **16** veranschaulicht. Allgemein empfängt die Steuerung **26** Signale von dem Phasenerkennungs-Schaltkreis **24** und dem Druckfühler **16** und regelt als Reaktion darauf das Ventil **14**, um den entsprechenden Einatmungs- und Ausatmungsdruck aufrecht zu erhalten, welche dem Patienten verabreicht werden.

[0037] Der Druckfühler **16** stellt ein Paar Differential-Spannungssignale an den entsprechenden Eingängen des Differential-Verstärkers **44** bereit, welcher mit der Bereitstellung eines Spannungs-Aus-

gangssignals (Vp) an das Fehlererkennungssystem **46** antwortet, wobei dieses dem Druck entspricht, welcher dem Patienten verabreicht wird. Ein herkömmliches Fehlererkennungssystem **46** vergleicht das Drucksignal Vp mit einem Sollwert-Drucksignal Vs, um ein Fehlersignal Ve zu erzeugen.

[0038] Das Sollwert-Signal Vs wird von Digital-Analog-Wandlern ("digital-to-analog-converter", DAC) **48**, DAC **50** und einem CMPS-Schalter **52** erzeugt. Der DAC **48** empfängt über einen Satz von fünf DIP-Schaltern **54** ein digitales Eingangssignal, welches dem gewünschten positiven Ausatmungsluftdruck ("exhalation positive air pressure", EPAP) entspricht, und wandelt die digitalen Ausgangssignale in ein entsprechendes Analogsignal um, welches an einen Anschluss **22** des Schalters **52** übertragen wird. Auf ähnliche Weise empfängt der DAC **50** sein digitales Eingangssignal für einen positiven Einatmungsluftdruck ("inhalation positive air pressure", IPAP) von einem Satz von fünf DIP-Schaltern **56** und überträgt sein analoges Ausgangssignal zu einem Anschluss I1 des Schalters **52**. Der Steueranschluss C ist mit der Leitung **42** verbunden und empfängt die Einatmungs- und Ausatmungssignale von dem Phasenerkennungs-Schaltkreis **24**. Während der Ausatmung aktiviert das an dem Anschluss C empfangene +10 V Gleichstromsignal den Schalter **52**, um die EPAP-Spannung an dem Anschluss I2 als Ausgangssignal Vs bereitzustellen. Während der Einatmung verursacht das logisch niedrige Signal an dem Anschluss C, dass der Schalter **52** die IPAP-Spannung an dem Anschluss I1 als Ausgangssignal Vs bereitstellt.

[0039] Das Fehlersignal Ve wird an der Schnittstelle **58** bereitgestellt, welche ein herkömmlicher Schnittstellen-Schaltkreis ist, der aufgebaut ist, um das Fehlersignal Ve in ein Signal Vc umzuwandeln, das mit dem Ventil **14** entsprechend den durch den Hersteller genannten Spezifikationen kompatibel ist. Das Signal Vc wird dem Energie-Verstärker **66** zugeführt und als entsprechendes Eingangssignal für den Energie-Verstärker **68** umgekehrt. Das Nettoergebnis ist ein Differential-Spannungsausgang der Verstärker **66** und **68**, welcher an den Anschlüssen des Ventil-Motors des Regelventils **14** angelegt wird, wie nachfolgend weiter beschrieben wird.

[0040] Die **Fig.** 5 bis 8 zeigen ein bevorzugtes Regelventil **14**, welches ein Ventil-Bodenteil **70**, ein verschiebbares Ventilelement **72** und eine Ventilelement-Abdeckung **74** aufweist. Das Ventil-Bodenteil **70** umfasst ein Gehäuse **76** und einen Ventil-Motor **78** mit einer Motorwelle **80**, in deren Ende sich eine Befestigungsöffnung **81** befindet.

[0041] Das Gehäuse **76** ist vorzugsweise aus Kunstharz-Material mit einer im Wesentlichen zylindrischen Ausbildung und weist einen oberen und unteren Abschnitt **82** und **84** auf. Der obere Abschnitt **82** hat eine obere Stirnseite **86**, welche eine mittig angeordnete Öffnung **88** zur Aufnahme der Motorwelle **80** aufweist, die sich aufwärts durch dieselbe hindurch erstreckt. Die Seitenwände **90** des oberen Abschnittes **82** haben einen etwas geringeren Durchmesser als die Seitenwände **92** des unteren Abschnitts **84** und bilden dadurch einen Sockel **94**, um die Ventilabdeckung **74** zu tragen. Das Gehäuse **76** umfasst ferner drei nach außen und oben offene Ausnehmungen **96a**, **96b** und **96c**, welche im Querschnitt im Wesentlichen eine trapezoide Ausbildung aufweisen. Jede Ausnehmung ist durch eine untere Wand **98** sowie Seitenwände **100**, **102** und **104** begrenzt. Zusätzlich umfassen die Seitenwände **90** des oberen Abschnitts drei nach außen gerichtete runde Verschlussvorsprünge **106**, welche mittig zwischen den aneinander grenzenden Ausnehmungen **96a** bis **96c** angeordnet sind.

[0042] Das integrierte Ventilelement **72** umfasst eine kegelstumpfförmige Nabe **108**, einen Tragring **110**, drei kuchenstückförmige, gleichmäßig beabstandete Tragkörper **114a**, **114b** und **114c**, welche die Nabe **108** und den Tragring **110** miteinander verbinden, sowie drei rechtwinklig geformte Ventilfinger **116a**, **116b** und **116c**, welche gleich von dem Umfang der Nabe **108** beabstandet sind und sich von dieser nach oben erstrecken. Die Nabe **108** umfasst ein Loch **118**, welches in ihrer unteren Fläche zur Aufnahme der Motorwelle **80** vorgesehen ist. Zusätzlich umfasst die Nabe **108** eine mittige Öffnung **120** durch ihre obere Fläche, durch die eine Befestigungsschraube aufgenommen ist, welche ferner von der Befestigungsöffnung **81** der Motorwelle aufgenommen ist, um das Element **72** an der Welle **80** zu befestigen.

[0043] Die Nabe **108**, der Ring **110** und die Tragkörper **114a** bis **114c** bilden drei gleich beabstandete Auslassöffnungen **122a**, **122b** und **122c**, welche eine mit den Ausnehmungen **96a** bis **96c** deckungsgleiche Form aufweisen und passgenau zu diesen ausgebildet sind.

[0044] Die Ventilelement-Abdeckung **74** umfasst ein wie ein umgekehrter Becher geformtes Element **124**, welches eine Seitenwand **126** sowie eine obere Wand **128** aufweist, und umfasst ferner ein Einlassrohr **130**, ein Auslassrohr **132** sowie Ventilfinger **134a**, **134b** und **134c**. Das Einlassrohr **130** liegt koaxial zu dem becherförmigen Element **124** an der oberen Wand **128**, wogegen sich das Auslassrohr **132** von der Seitenwand **126** nach außen erstreckt. Die gleich beabstandeten Finger **134a** bis **134c** verlaufen von der Innenfläche **136** der oberen Wand **128** nach unten und sind zwischen die Finger **116a** bis **116c** und die dazwischen liegenden Spalte eingeschoben ausgebildet. Das röhrenförmige Element umfasst zudem voneinander beabstandete Schlitze **138**, welche im unteren Rand der Seitenwand **126** angeordnet und derart ausgebildet sind, dass sie zu einem entsprechenden Verschlussvorsprung **106** passgenau sind, um die Abdeckung **74** an dem Ventil-Bodenteil **70** zu befestigen.

[0045] Die **Fig.** 7 und 8 zeigen das zusammengebaute Regelventil **14**, wobei die Ventilfinger **134a** bis

134c der Abdeckung **74** konzentrisch über den Ventilfingern **116a** bis **116c** des drehbaren Elementes **72** liegen. In Betrieb versorgt die Drucksteuerung **26** den Ventilmotor **78** mit Energie, um das Element **72** im Uhrzeigersinn oder gegen den Uhrzeigersinn zwischen einer vollständig geschlossenen Stellung (**Fig.** 7) und einer vollständig geöffneten Stellung (**Fig.** 8) sowie dazwischen liegenden Stellungen zu drehen.

[0046] In der vollständig geschlossenen Stellung nach **Fig.** 7 sind die Finger **116a** bis **116c** und **134a** bis **134c** vollständig miteinander verwoben, um die entsprechenden Räume zu verschließen, die Öffnungen **122** befinden sich in vollständiger Überlappung mit den Ausnehmungen **96a** bis **96c**. In dieser Stellung strömt die gesamte Luft, welche von der Quelle **12** in das Eingangsrohr **130** tritt, durch die Öffnungen **122a** bis **122c** und die Ausnehmungen **96a** bis **96c** aus. In der vollständig geöffneten Stellung nach **Fig.** 8 überlappen die Finger **116a** bis **116c** und **134a** bis **134c** derart, dass die dazwischen liegenden Räume offen sind und die Tragkörper **114a** bis **114c** sich in Überlappung mit den Ausnehmungen **96a** bis **96c** befinden und sie dadurch verschließen. Bei dieser Ausrichtung strömt die gesamte Luft durch das Auslassrohr **132** aus, um dem Patienten verabreicht zu werden.

[0047] Die Stellungen zwischen vollständig geöffnet und vollständig verschlossen ermöglichen, dass entsprechende Anteile der Eingangsluft durch die Ausnehmungen **96a** bis **96c** und durch das Auslassrohr **132** strömen. Auf diese Weise stellt das Regelventil **14** eine präzisere Kontrolle des dem Patienten verabreichten Druckes und einen feinfühligeren Übergang zwischen Druckeinstellungen bereit.

[0048] Beim Betrieb der Vorrichtung **10** während des Einatmens ist es notwendig, einen ausreichenden Druck zur Aufrechterhaltung der Luftweg-Druckschiene in dem Patienten bereitzustellen, um eine Okklusion zu verhindern. Für die Bequemlichkeit des Patienten ist es jedoch wünschenswert, den Druck auf einen Wert zu reduzieren, welcher, einschließlich des Umgebungsdruckes, so gering wie möglich ist, während immer noch ein ausreichender Druck aufrecht erhalten wird, um den Luftweg offen zu halten. Um diese Vorteile zu erreichen, ermittelt der Phasenerkennungs-Schaltkreis **24** die Einatmungs- und Ausatmungsphasen der Atmung des Patienten und stellt der Drucksteuerung **26** entsprechende Signale bereit. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel regelt die Steuerung **26** ihren Ausgangsdruck auf eine vorbestimmte Weise, welche mit dem Einatmen und dem Ausatmen korreliert ist, wie es durch die Signale, welche von dem Schaltkreis **24** empfangen werden, angezeigt ist. Insbesondere regelt die Drucksteuerung **26** den dem Patienten zugeführten Druck auf einen höheren Pegel während des Einatmens und einen geringeren Pegel während des Ausatmens, wie es durch die Einstellungen an den DACs **48**, **50** ermittelt wird. Typischerweise werden der entsprechende Einatmungs- und Ausatmungs-Druckpegel vom Arzt des Patienten vorgeschrieben.

[0049] Die **Fig.** 9 bis 11 veranschaulichen ein Regelventil **140**, welches ein anderes Ausführungsbeispiel eines Regelventiles zur Verwendung an Stelle des Ventils **14** ist. Das Ventil **140** umfasst einen Ventilkörper **42** sowie eine Stellglied-Anordnung **144**. Der Ventilkörper **142** umfasst eine äußere mit einem Einlass-Durchgang **148** kommunizierende Einlasskupplung **146** und umfasst ferner einen Abluft-Durchgang **150** sowie einen Auslass-Durchgang **152** mit einer sich davon erstreckenden äußeren Auslass-Kupplung **154**. Wie in den **Fig.** 10 bis 11 veranschaulicht ist, kommunizieren der Abluft- und Auslass-Durchgang **150**, **152** mit dem Einlass-Durchgang **148** und erstrecken sich dazu querlaufend parallel zueinander.

[0050] Die Stellglied-Anordnung **144** umfasst einen Ventil-Motor **156**, einen Ventil-Schaft **158**, ein Abluft-Ventilelement **160** und Auslass-Ventilelement **162**. Wie in den Figuren **Fig.** 9 bis 11 veranschaulicht ist, ist der Motor **156** mit dem Boden des Körpers **142** verbunden, wobei der motorbetriebene Schaft **158** sich davon ausgehend nach oben durch den und quer zu dem Abluft- und dem Auslass-Durchgang **150**, **152** erstreckt. Die Ventilelemente **160**, **162** stellen ovale Ausbildungen dar und sind mit dem Schaft **158** zur Drehung mit demselben gekoppelt. Das Element **160** ist innerhalb des Abluft-Durchganges **150** angeordnet und das Element **152** ist innerhalb des Auslass-Durchganges **152** angeordnet. Die Ventilelemente **160**, **162** funktionieren auf eine herkömmlichen Flügelventilen analoge Weise.

[0051] Wie veranschaulicht, sind die Ventilelemente **160**, **162** um etwa 45 Grad zueinander an dem Schaft **158** winklig versetzt. Der Ventilmotor **156** ist elektrisch mit der Drucksteuerung **26** verbunden und empfängt von dieser Signale auf dieselbe Weise wie der Ventil-Motor **78** oder das Ventil **14**.

[0052] Die **Fig.** 10 und 11 veranschaulichen das Regelventil **140** in der Schließ-/Abluft-Stellung. In dieser Stellung ist das Abluft-Ventilelement **160** parallel zu dem Luftstrom ausgerichtet und das Auslass-Element **162** ist derart ausgerichtet, dass seine Ränder in die Seitenwände des Auslass-Durchganges **152** eingreifen, um jedes Ausströmen zu verhindern. Mit anderen Worten, die gesamte Einlass-Luft, welche durch den Einlass-Durchgang **148** eindringt, würde durch den Abluft-Durchgang **150** abströmen und nichts davon würde dem Patienten durch den Auslass-Durchgang **152** verabreicht. In die Offen-/Auslass-Stellung würden die Elemente **160** und **162** von oben betrachtet im Uhrzeigersinn verdreht werden, bis die Ränder des Abluft-Elementes **160** in die den Abluft-Durchgang **150** begrenzenden Wände eingreifen. In dieser Stellung ist das Auslass-Element **162** parallel zu dem Luftstrom durch den Auslass-Durchgang **152** ausgerichtet. Auf diese Weise strömt keine Luft aus, sondern es ist vielmehr eine vollständige Versorgung durch den Auslass-Durchgang **152** be-

reitgestellt.

[0053] Der Motor **156** reagiert auf die Signale, welche von der Drucksteuerung **26** empfangen werden, um das Ventil **140** in die Schließ- oder Pffen-Stellung oder jede dazwischenliegende Stellung zu bewegen. Wie bei dem Regelventil **14** erlaubt diese Anordnung einen gleichmäßig regelbaren Übergang zwischen den verschiedenen Ventilstellungen.

[0054] Nachdem so das bevorzugte Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung beschrieben wurde, wird das Nachfolgende als neu beansprucht und durch eine Patenturkunde zu sichern gewünscht.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Steuerung des Druckes eines einem Patienten verabreichten Atmungsgases während der Ein- und Ausatmungsphase des Atemzyklus des Patienten, insbesondere zur Verhinderung obstruktiver Schlafapnoe, wobei die Vorrichtung umfasst:
a) eine Gasversorgung (**12**), die ein Atmungsgas unter Druck von einer Quelle zu dem Patienten führt, welche über ein Ventil (**14**) mit einem Druckfühler (**16**) und einem Stromfühler (**18**) verbunden ist, welcher ein Gasstromfühler-Signal (S) erzeugen kann, welches für die momentane Stromstärke des dem Patienten verabreichten Atmungsgases repräsentativ ist;
b) einen Schaltkreis (**24**) zur Erkennung der Ein-/Ausatmungsphase mit i) einem Signalerzeugungs-Kreis (**32**) und ii) einem Signalverarbeitungs-Kreis (**34**), wobei der Signalerzeugungs-Kreis (**32**) Mittel zum Empfang des Stromfühler-Signals von dem Stromfühler (**18**) und Mittel zur Umformung des Stromfühler-Signals in ein verschobenes Signal (S_d) aufweist, welches zeitverzögert und relativ zu dem Stromfühler-Signal (S) in der Höhe skaliert ist, wobei beide Signale (S) und (S_d) entsprechende Signalpegel in Bezug auf den gleichen Bezugswert haben und das Stromfühler-Signal (S) den höheren Wert während wenigstens eines Abschnittes der Einatmungsphase darstellt und das verschobene Signal (S_d) den höheren Wert während wenigstens eines Abschnittes der Ausatmungsphase darstellt, wobei die Höhe des verschobenen Signales (S_d) während der Einatmungs- oder Ausatmungsphase des Atemzyklus auf einen ersten Wert skaliert wird und während der anderen Phase auf einen zweiten Wert skaliert wird, und wobei das Stromfühler-Signal und das verschobenes Signal an einen Signalverarbeitungs-Kreis (**34**) abgegeben werden, welcher Mittel zum Vergleichen der Werte der Signale umfasst, um ein erstes Ausgangssignal zu erzeugen, wenn das Stromfühler-Signal (S) einen höheren Wert darstellt als das verschobene Signal (S_d), und um ein zweites Ausgangssignal zu erzeugen, wenn das verschobenes Signal einen höheren Wert darstellt als das Stromfühler-Signal;
c) eine Drucksteuereinrichtung (**26**), welche mit der Gasversorgung (**12**) und dem Signalverarbeitungs-Kreis (**34**) verbunden ist und Mittel zum Empfangen der Ausgangssignale und zum Steuern des Druckes des dem Patienten verabreichten Atmungsgases in einer vorgegebenen Weise abhängig von dem Stromfühler- und dem verschobenen Signal aufweist, die einer entsprechenden Atmungsphase entsprechen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, in welcher Mittel zur Umwandlung des Stromfühler-Signales eingestellt werden können, um eine einstellbare Skalierung des Stromfühler-Signales zu gewährleisten.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, in welcher die Steuersignale, die durch den Komparator (**34**) erzeugt werden, elektrische Signale sind.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche eine Leitung (**20**) aufweist, durch die das Atmungsgas dem Patienten zugeführt werden kann.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, in welcher die Gasdrucksteuereinrichtung (**26**) den Druck des Atmungsgases während der Ausatmungsphase des Atemzyklus abhängig von den Steuersignalen, die von dem Komparator (**34**) bereitgestellt werden, auf Umgebungsdruck einstellt.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

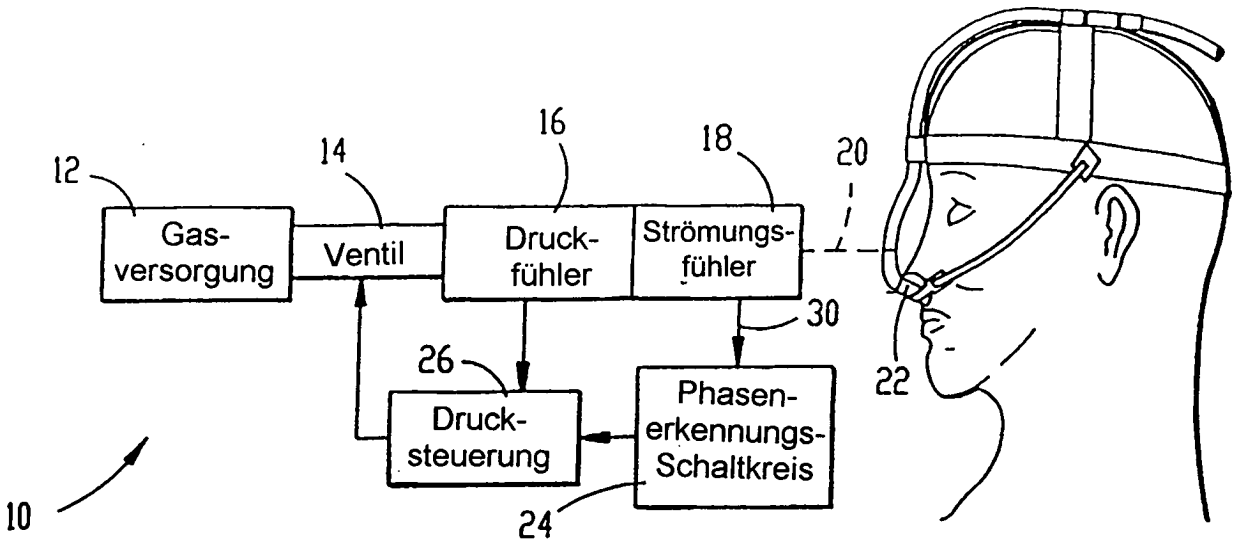


Fig. 1.

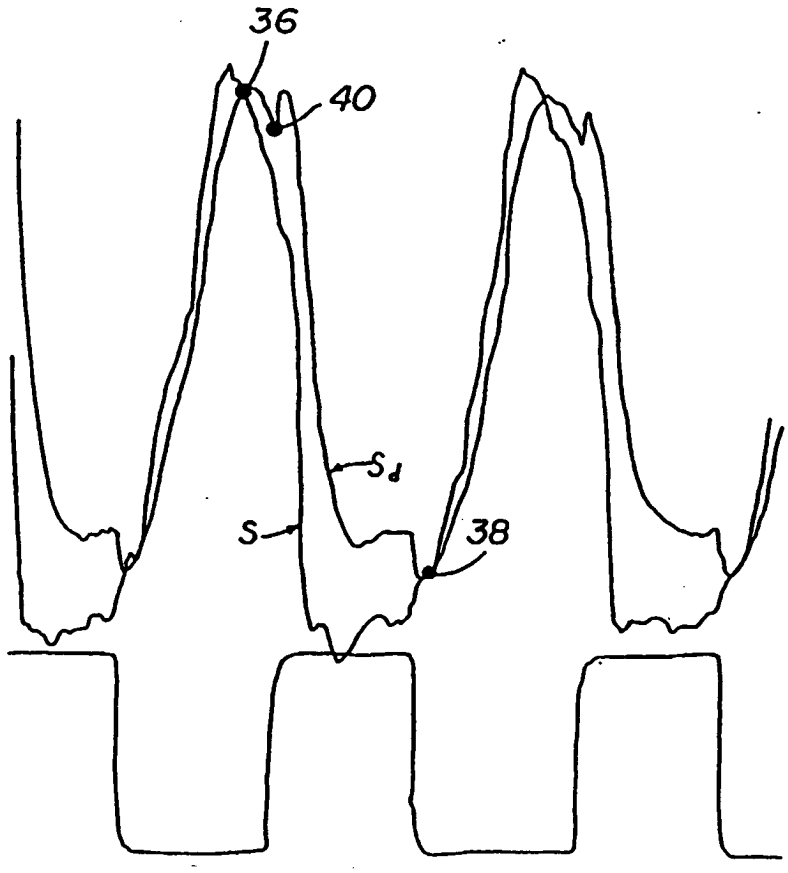
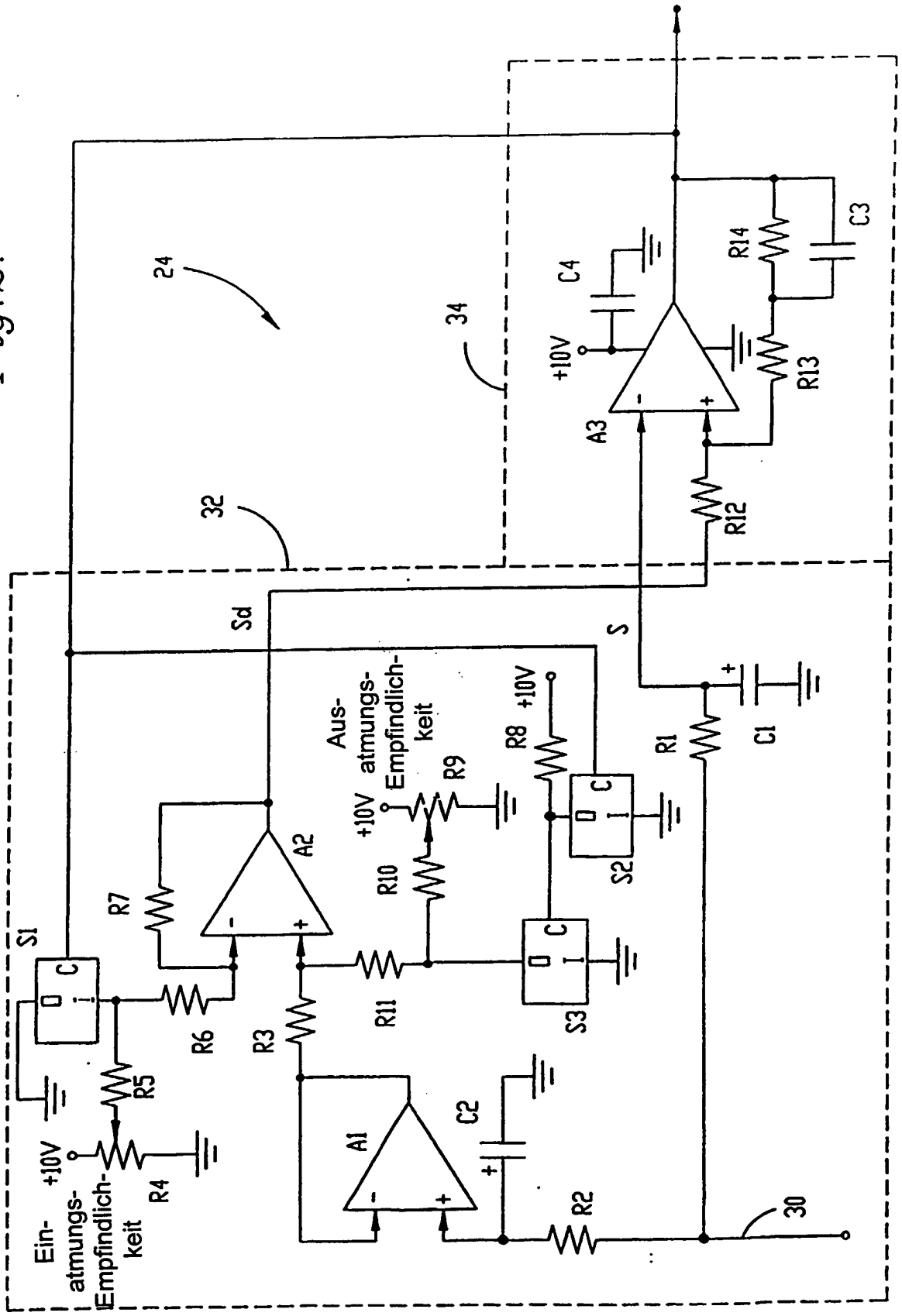


Fig. 3.

Fig. 2.


24
34
32
C4
+10V
A3
R14
C3
R13
R12
Sd
S
Aus-
atmungs-
Empfindlich-
keit
+10V
R9
R8
+10V
R1
C1
A2
R7
R10
S2
S1
R11
S3
R6
R3
R5
A1
C2
+10V
Ein-
atmungs-
Empfindlich-
keit
R4
R2
30

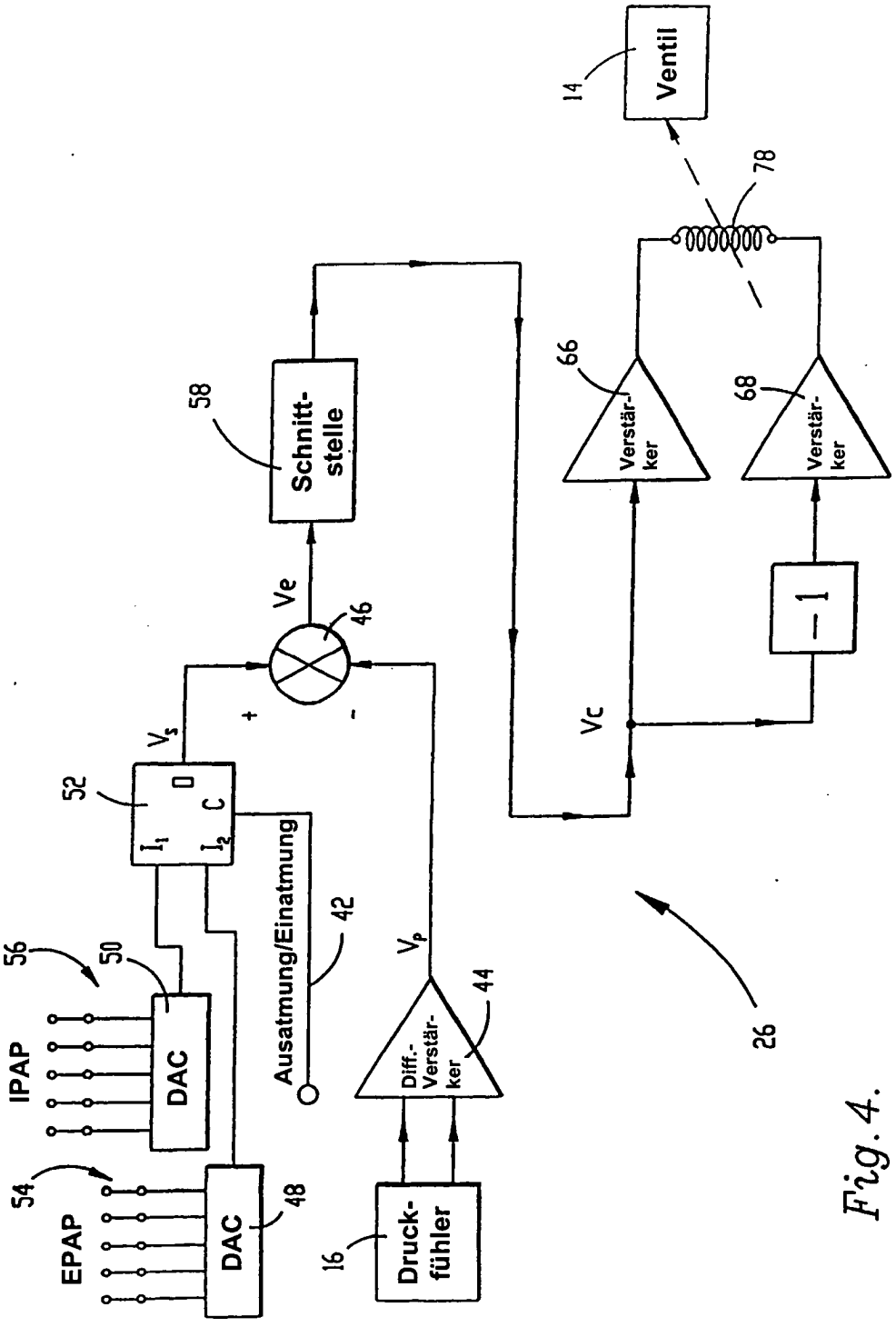

14
Ventil
78
66
Verstär-
ker
68
Verstär-
ker
58
Schnitt-
stelle
Ve
46
+
-
Vs
52
D
C
I1
I2
Vc
-1
Ausatmung/Einatmung
42
Vp
56
50
IPAP
DAC
54
EPAP
DAC
48
Diff.-
Verstär-
ker
44
16
Druck-
fühler
26

Fig. 4.

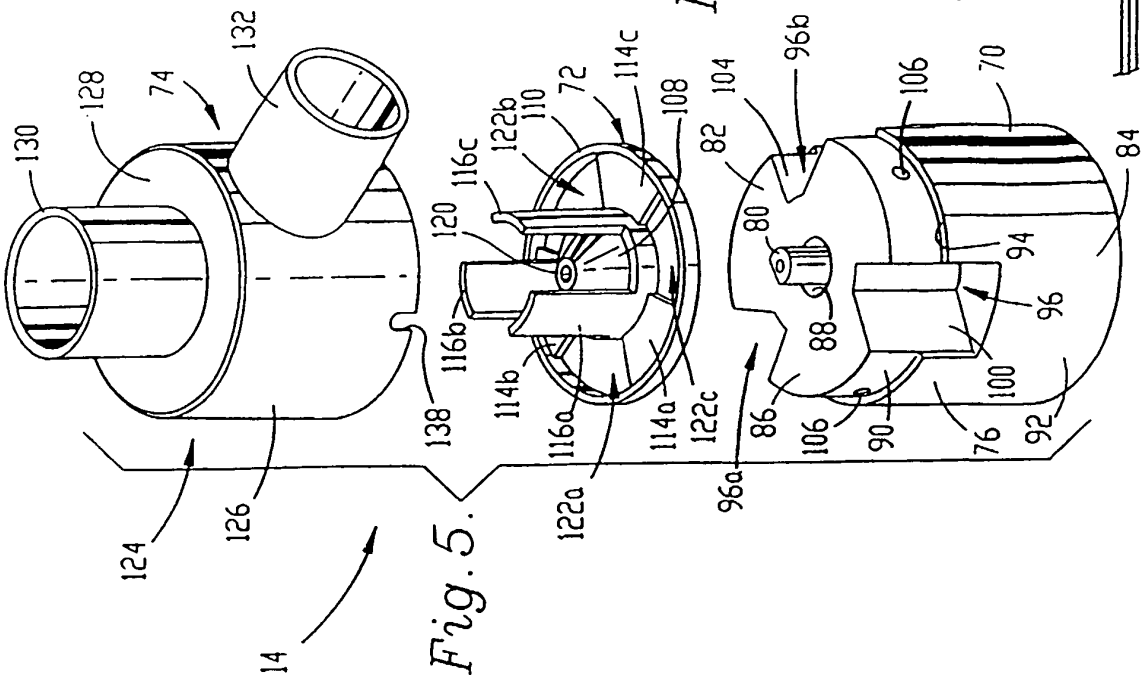


Fig. 5.

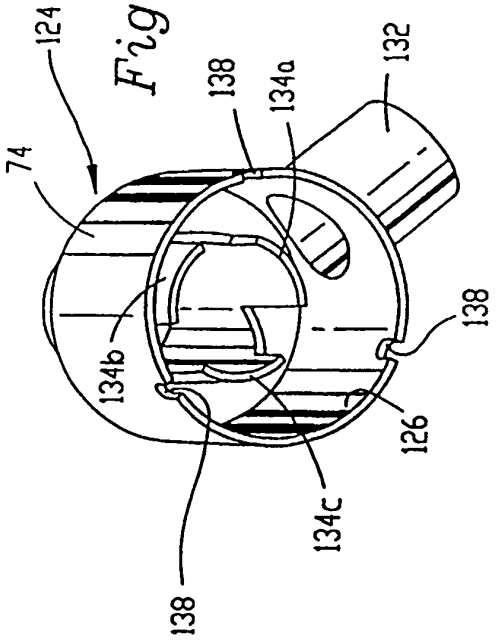


Fig. 6.

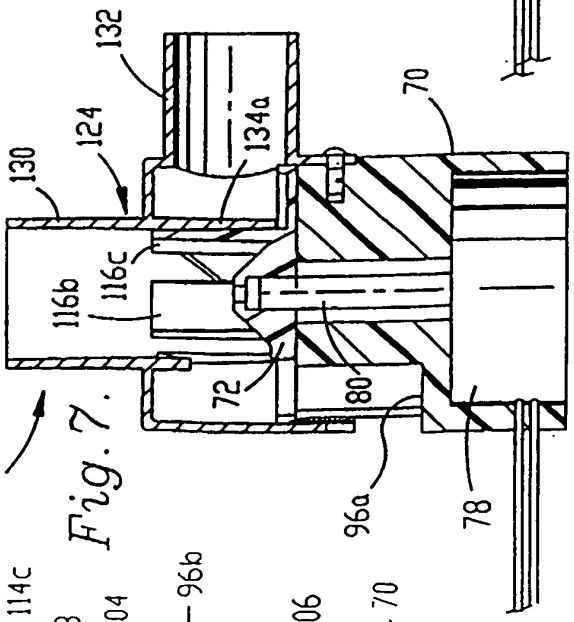


Fig. 7.

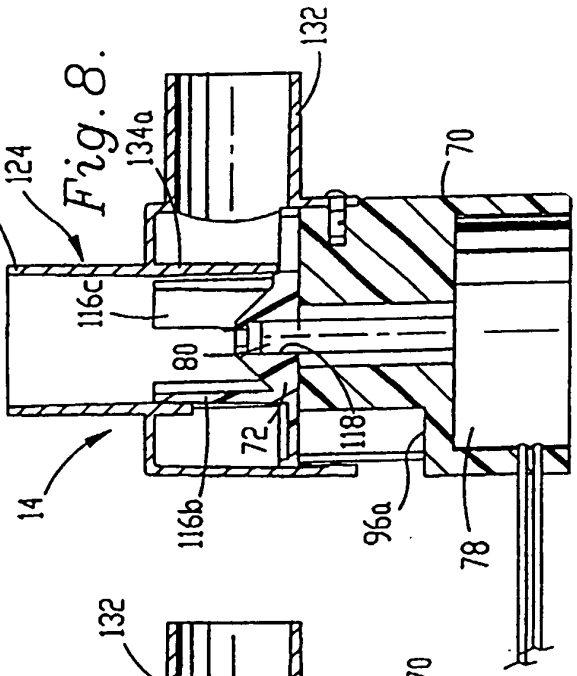


Fig. 8.

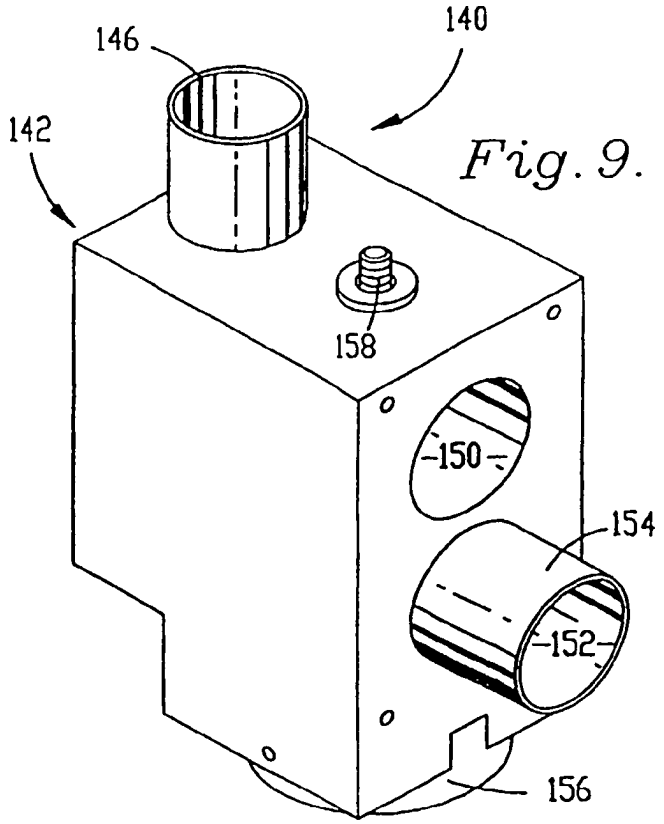


Fig. 9.

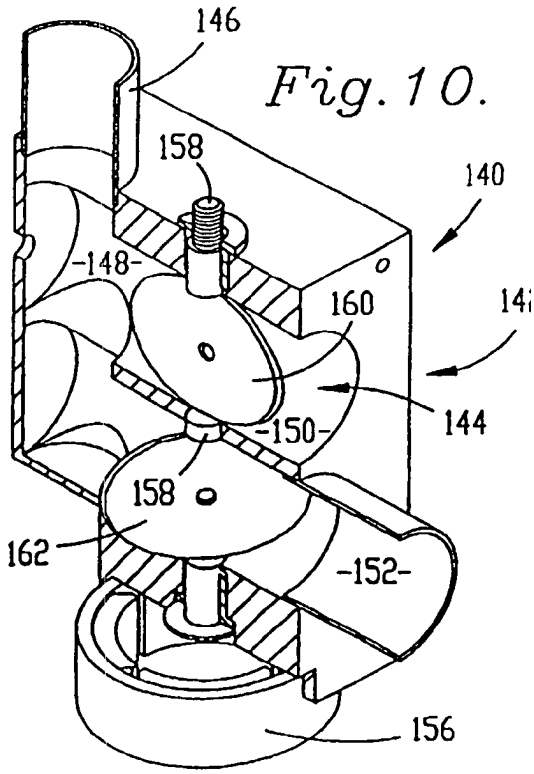


Fig. 10.

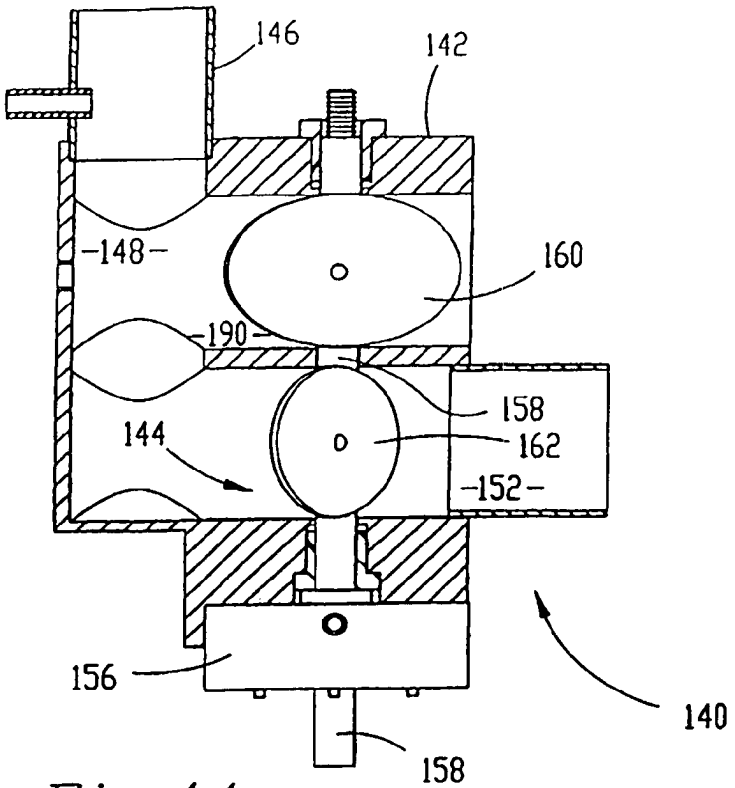


Fig. 11.