



Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

PATENTSCHRIFT A5

(11)

641 361

(21) Gesuchsnummer: 221/79

(73) Inhaber:
Drägerwerk Aktiengesellschaft, Lübeck (DE)

(22) Anmeldungsdatum: 10.01.1979

(30) Priorität(en): 14.01.1978 DE 2801546

(72) Erfinder:
Detlef Warnow, Gross Grönau (DE)
Hans-Jörg Ziebrecht, Lübeck (DE)

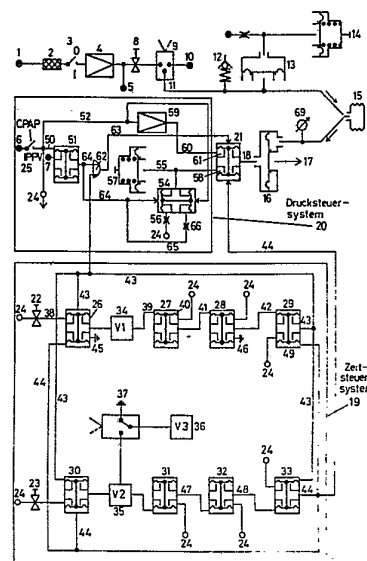
(24) Patent erteilt: 29.02.1984

(45) Patentschrift
veröffentlicht: 29.02.1984

(74) Vertreter:
Patentanwaltsbureau Isler & Schmid, Zürich

(54) Beatmungsgerät, insbesondere für Kleinkinder.

(57) Zur Durchführung von Beatmungsarten wie IPPV-, PEEP-, CPAP- und IMV-Verfahren bei mobiler Anwendung, wird das Ausatemventil (16) für die Schaltung der Einatem- und der Ausatemphase über ein vorgeschaltetes Logikelement (21) durch ein Zeitsteuersystem (19) und ein mit Steuerleitungen verbundenes Drucksteuersystem (20) gesteuert. Die Systeme (19, 20) sind aus logischen Bauelementen, nach dem statischen Steuerungsprinzip funktionierend, aufgebaut. Hierdurch wird der Verbrauch von Atemgas wesentlich reduziert.



PATENTANSPRÜCHE

1. Beatmungsgerät, insbesondere für Kleinkinder, mit Zuführung des Beatmungsgases wahlweise nach dem IPPV-Verfahren, dem PEEP-Verfahren, dem CPAP-Verfahren und dem IMV-Verfahren durch Steuerung des Ausatemventils zur Schaltung der Einatem- und Ausatemphase unter Verwendung von pneumatischen Bauteilen, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerung des Ausatemventils (16) über ein vorgeschaltetes Logikelement (21) durch ein Zeitsteuersystem (19) und ein durch Signalleitungen verbundenes Drucksteuersystem (20), aufgebaut aus logischen Bauelementen nach statischem Steuerungsprinzip funktionierend, erfolgt.

2. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Zeitsteuersystem (19) druckversorgt (24) wird aus einem durch ein erstes Regelelement (22) einstellbaren Zweig zur Steuerung der Einatemzeit mit pneumatischen zweiten Logikelementen (26, 27, 28, 29) und einem ersten Volumen (V1, 34) und ferner druckversorgt wird aus einem durch ein zweites Regelelement (23) einstellbaren Zweig zur Steuerung der Ausatemzeit mit pneumatischen dritten Logikelementen (30, 31, 32, 33) und einem zweiten Volumen (V2, 35).

3. Beatmungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Zeitsteuersystem (19) druckversorgt (24) wird aus einem durch ein erstes Regelelement (22) einstellbaren Zweig zur Steuerung der Einatemzeit mit der Reihenschaltung aus einem pneumatischen zweiten Logikelement (26), einem ersten Volumen (V1, 34) und einem pneumatischen ersten Funktionselement (67) und ferner druckversorgt wird aus einem durch ein zweites Regelelement (23) einstellbaren Zweig zur Steuerung der Ausatemzeit mit der Reihenschaltung aus einem pneumatischen dritten Logikelement (30), einem zweiten Volumen (V2, 35) und einem pneumatischen zweiten Funktionselement (68).

4. Beatmungsgerät nach Ansprüchen 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass dem zweiten Volumen (V2, 35) mittels eines Umschalters (37) ein drittes Volumen (V3, 36) zugeschaltet werden kann.

5. Beatmungsgerät nach einem der Patentansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das über ein ODER-Element (62) mit dem Zeitsteuersystem (19) verknüpfte Drucksteuersystem (20) aus der Reihenschaltung eines CPAP/IPPV-Wahlschalters (25) und eines vierten Logikelementes (51) druckversorgt ist und dass ein fünftes Logikelement (54), das zum einen vom vierten Logikelement (51) über eine erste Drossel (66) und zum anderen über eine zweite Drossel (56) druckversorgt ist, an seinem Abgang mit einem Druckregelventil (57) und einem Eingang des ersten Logikelementes (21) sowie ein Druckminderer (59) von konstantem Hinterdruck mit einem anderen Eingang des ersten Logikelementes (21) verbunden sind.

Die Erfindung betrifft ein Beatmungsgerät, insbesondere für Kleinkinder, entsprechend dem Oberbegriff des unabhängigen Patentanspruches 1.

Zur Erzielung eines optimalen Therapieerfolges ist es notwendig, die Beatmungsgeräte so auszubilden, dass sie mit unterschiedlichen Betriebsarten den jeweiligen physiologischen Erfordernissen anpassbar sind.

Vital geförderte Früh- oder Neugeborene bedürfen zunächst einer intermittierenden Positivdruck-Beatmung

(IPPV), meistens kombiniert mit einem Endausatemungsüberdruck (PEEP). Nach einer Erholungsphase der Thoraxmuskulatur und beginnender Normalisierung der Blutgaswerte kann bei Spontanatmung Atemgas mit der notwendigen Sauerstoffkonzentration, gegebenenfalls bei kontinuierlich positivem Druck (CPAP) gegeben werden.

Beatmungspatienten unterliegen nach einer durchgeführten Langzeitbeatmung oft einer Gewöhnung, aus der sie ohne apparative Hilfe nur zu einer ungenügenden Eigenatmung zurückkommen können. Zur Entwöhnung erfolgt eine Beatmung, in der die Anzahl der dem Patienten aufgezwungenen Beatmungszyklen langsam verringert wird, bis der Patient wieder in der Lage ist, selbst zu atmen (IMV).

Bei einem bekannten Atemgerät wird Atemgas in einem Leitungsstrom über Aufbereitungs-, Anzeige- und Sicherheitseinrichtungen sowie durch eine Abzweigung mit einer Öffnung für den Patienten geführt und dann über ein Steuerventil in die Umgebung entlassen. Mittels einer an das Steuerventil angeschlossenen pneumatischen Steuerung wird durch verschieden hohe Drücke die Abgabe des die Atmung unterhaltenden Gases aus dem Steuerventil geregelt und damit dementsprechend selektiv Einatemungs- und Ausatemungszustände in der zum Patienten führenden Öffnung geschaffen.

Die pneumatische Steuerung enthält einen variablen pneumatischen Schwinger, der wiederholt entsprechend der Zeitdauer für den Einatem- und Ausatemvorgang zwei sich mit der Zeit ändernde Druckniveaus erzeugt, sowie ein bistabiles pneumatisches logisches Element, das im Ansprechen auf diese zwischen seinen beiden stabilen Zuständen umgeschaltet wird. Dadurch wird die angeschlossene Steuerkammer des Steuerventils alternierend zwei unterschiedlichen Gasdrücken ausgesetzt. Durch Verknüpfungsglieder und logische Bauelemente ist eine Vielzahl von Betriebsarten, wie beispielsweise die IPPV-, die PEEP-, die CPAP- und die IMV-Atmung, möglich.

Nachteilig an diesem Atmungsgerät, das nach einem dynamischen Steuerungsprinzip arbeitet, ist der grosse Gasverbrauch. Er entsteht durch einen dauernden Gasverlust in Drosseln, durch die die dem Gasvorrat entnommene, als Steuergas verwendete Gasmenge nach Durchführung von Schaltfunktionen ins Freie abströmt. Ein bekanntes Gerät nach diesem Prinzip hat einen Gasverbrauch für die Steuerung von etwa 4 l/min, während für die Beatmung der mit diesem Gerät behandelten Patienten in der Regel zwischen 0,5 bis 3 l/min Atemgas benötigt werden. (DE-OS 2 525 359)

Ziel der Erfindung ist es, ein Beatmungsgerät, insbesondere für Kleinkinder, mit einfachem Aufbau unter Verwendung von pneumatischen Bauteilen zur Anwendung der bekannten Beatmungsarten mit einem geringen Gasverbrauch, der eine mobile Anwendung möglich macht, zu schaffen.

Die Lösung der Aufgabe erfolgt gemäss dem Kennzeichen des Anspruches 1.

Die mit dieser Lösung erzielten Vorteile bestehen vor allem darin, dass für die gesamte Steuerung erprobte statische pneumatische Bauelemente verwendet werden. Diese nach statischem Steuerungsprinzip funktionierenden Bauelemente verbrauchen praktisch kein Atemgas, die Steuervorgänge laufen in geschlossenen Systemen ab. Die für die Entlüftung der kleinen Kammern und Volumen anfallenden Gasmengen können unberücksichtigt bleiben.

Weitere Ausbildungsformen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen. Diese Lösungen erlauben auf einfache und sichere Art und Weise die Anwendung der benötigten bekannten Beatmungsarten.

Ein Beispiel der Erfindung ist in der Zeichnung dargestellt, dabei zeigen:

Fig. 1 das Funktionsschema des Beatmungsgerätes,

Fig. 2 das Zeitsteuersystem 19 unter Verwendung von Funktionselementen.

Atemgas wird als Druckgas bei Anschluss 1 dem Beatmungsgerät zugeführt und gelangt über das Filter 2 zum Hauptschalter 3. Der folgende Druckminderer 4 stellt den Betriebsdruck ein, der über Anschluss 5 den Versorgungsstellen 6 und 7 zugeführt wird. Das von Hand betätigte Flow-Ventil 8 regelt den Atemgasstrom, der im Mischer-Ventil 9 auf die Leitung 11 geschaltet wird. Bei Umschaltung kann ein Mischer 10 angeschlossen werden. In der Leitung 11 befinden sich weiterhin in Durchströmungsrichtung ein Zusatzluftventil 12 und ein Druckbegrenzungsventil 13, das vom Ventil 14 geregelt wird.

Der Patient ist symbolisch durch das elastische Volumen 15 dargestellt. Die Umsteuerung der Inspirations- und Expirationsphasen erfolgt mit dem Ausatemventil 16. Über die Leitung 17 atmet der Patient ins Freie aus.

Die Ansteuerung des Ausatemventils 16 erfolgt über die Leitung 18 durch die beiden Steuersysteme 19, 20. Dabei übernimmt das Zeitsteuersystem 19 die Zeitsteuerung und das Drucksteuersystem 20 die Drucksteuerung. Beide Steuersysteme 19, 20 geben ihre Steuersignale auf das erste Logikelement 21.

Das Zeitsteuersystem 19 führt die Zeitsteuerung durch und bestimmt dabei mit dem ersten Regelelement 22 die Inspirationszeit und mit dem zweiten Regelelement 23 die Expirationszeit. Pneumatisch versorgt werden beide Regelelemente 22, 23 vom Anschluss 24, der hinter dem CPAP/IPPV-Wahlschalter 25 angeordnet ist. Das Zeitsteuersystem 19 baut sich aus den pneumatischen zweiten Logikelementen 26–29 mit dem Volumen V1 34, den pneumatischen dritten Logikelementen 30–33 mit dem Volumen V2 35 und dem an das Volumen V2 35 angeschlossenen Umschalter 37 mit dem Volumen V3 36 auf. Über Anschluss 24 wird das feindosierende erste Regelelement 22 mit Druckgas versorgt. Das Druckgas fließt über Leitung 38 durch das zweite Logikelement 26 zum Volumen V1 34, weiter über die Leitung 39 zur Kammer 40 des zweiten Logikelementes 27. Die Konstantdruckansteuerung von Anschluss 24 auf das zweite Logikelement 27 ergibt ein 1-Signal in Leitung 41 und entsprechend ein 0-Signal in Leitung 42. (1-Signal = Betriebsdruck p, 0-Signal = Druck 0.) Der exponentielle Druckanstieg im Volumen V1 34, der Leitung 39 und der Kammer 40 führt bei $0,8 p$ (p = Betriebsdruck am Anschluss 5 und am Anschluss 24) zum Umschalten des zweiten Logikelementes 27, so dass die Leitung 41 ein 0-Signal hat und damit die Leitung 42 ein 1-Signal, das wiederum das zweite Logikelement 29 so umsteuert, dass der Anschluss 24 mit der Leitung 43 verbunden wird und diese 1-Signal hat. Das 1-Signal in der Leitung 43 schaltet nun die Leitung 44 hinter dem dritten Logikelement 33 auf ein 0-Signal. Gleichzeitig sperrt es das zweite Logikelement 26, so dass das Volumen V1 34 über die Entlüftung 45 entlüftet wird. Damit wird auch die Kammer 40 drucklos; der Anschluss 24 ist wieder mit der Leitung 41 verbunden, das 1-Signal in der Leitung 41 sperrt das zweite Logikelement 28, und die Leitung 42 kann sich über die Entlüftung 46 entlüften. Das 0-Signal in der Leitung 42 beeinflusst die Schaltung des zweiten Logikelementes 29 nicht, das zusammen mit dem dritten Logikelement 33 einen bistabilen Speicher bildet. Ebenso steuert das 1-Signal in der Leitung 43 das dritte Logikelement 30 durch, so dass Druckgas vom Anschluss 24 über das feindosierende zweite Regelelement 23, das dritte Logikelement 30 zum Volumen V2 35 und zum dritten Logikelement 31 fließen kann. Der exponentielle Druckanstieg im Volumen V2 35 führt ebenfalls bei $0,8 p$ zum Umsteuern des dritten Logikelementes 31, die Leitung 47 erhält ein 0-Signal, damit erhält die Leitung 48 und auch die Leitung 44 ein 1-Signal. Die Leitung 44 steuert über

Druck p in der Kammer 49 das zweite Logikelement 29 um, so dass die Leitung 43 ein 0-Signal erhält. Damit ist das dritte Logikelement 33 als Teil des Speichers, bestehend aus dem zweiten Logikelement 29 und dem dritten Logikelement 33, wieder bistabil auf der Leitung 44. Die Leitung 44 sperrt das dritte Logikelement 30 und öffnet das zweite Logikelement 26. Der Vorgang läuft von neuem ab.

Die Aufladezeiten der Volumen V1 34 und V2 35, die von Hand über das erste Regelelement 22 und das zweite Regelelement 23 einstellbar sind, bestimmen also die Taktzeiten des 1-Signals in der Leitung 43 bzw. in der Leitung 44.

Die Funktionsgruppe für die Durchführung des IMV-Verfahrens ist in dem Zeitsteuersystem 19 enthalten. Die technische Forderung für die Durchführung des IMV-Verfahrens liegt in der zeitlich genau fixierbaren Verlängerung der Expirationszeit bei gleichzeitiger Beibehaltung der Inspirationszeit. Diese Forderung wird mit dem Umschalter 37 durch Zuschalten des Volumens V3 36 zum Volumen V2 35 erfüllt. Es wird eine Aufladezeit erreicht, die entsprechend der n -fachen Grösse des Volumens V3 36 eine $(n + 1)$ -fache Expirationszeit ergibt.

Das Drucksteuersystem 20 zur Durchführung der Drucksteuerung wird über den Anschluss 6 mit Druckgas versorgt, wenn der CPAP/IPPV-Wahlschalter 25 in die Stellung IPPV gebracht, also geschlossen wird. Dann liegt an dem Anschluss 24 der Betriebsdruck für das Zeitsteuersystem 19 an. Über die Leitung 50 wird das vierte Logikelement 51 angesteuert und gesperrt, über die Leitung 52 das fünfte Logikelement 54 angesteuert, durch das damit der Durchgang vom Anschluss 24 in die Leitung 55 frei wird. Der Anschluss 24 wird hier durch eine abzustimmende zweite Drossel 56 geführt, um den Gasfluss zu begrenzen. Der Druck in der Leitung 55 kann von Hand über das Druckregelventil 57 geregelt werden. Die Leitung 55 führt in die Kammer 58 des ersten Logikelementes 21.

Über die Leitung 52 wird ebenfalls der Druckminderer 59 versorgt, der mit einem konstanten Hinterdruck von ca. 0,15 bar arbeitet. Das Druckgas wird mit diesem Druck über die Leitung 60 in die Kammer 61 des ersten Logikelementes 21 geführt.

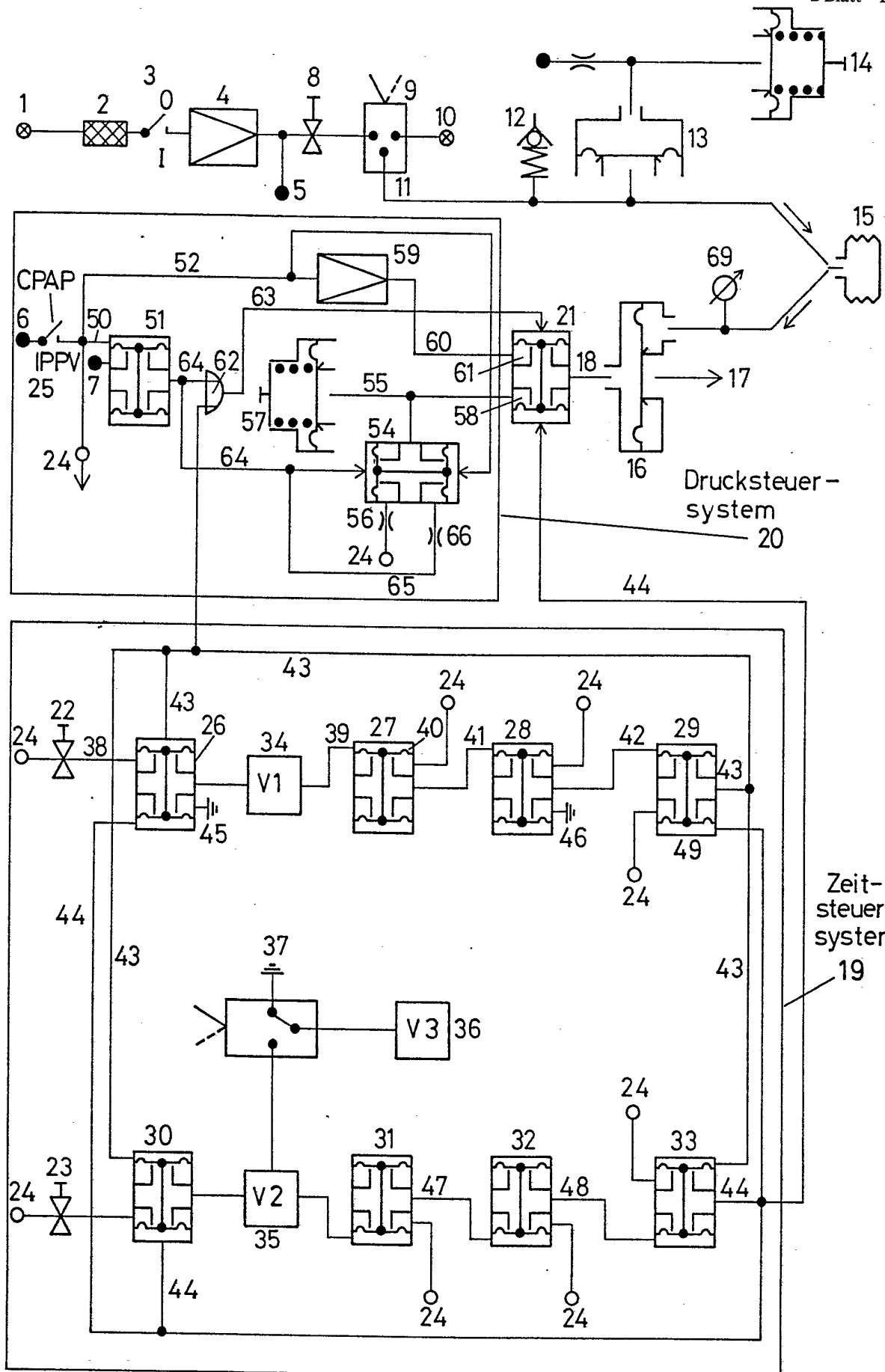
Liegt auf der Leitung 44 des Zeitsteuersystems 19 ein 1-Signal an, dann steuert dieses das erste Logikelement 21 so durch, dass die Leitung 60 mit der Leitung 18 verbunden ist. Damit liegt der Hinterdruck des Druckminderers 59 dem Ausatemventil 16 an, das verschlossen wird und damit den Ausatemweg des Patienten über die Leitung 17 in die Atmosphäre versperrt. Der Patient wird mit dem über die Leitung 11 zufließenden Atemgas beatmet. Mit der Einstellung des 1-Signals in der Leitung 44 zum 0-Signal wird das 0-Signal in der Leitung 43 zum 1-Signal. Dieses 1-Signal gelangt über das ODER-Element 62 in die Leitung 63 und steuert das erste Logikelement 21 so an, dass der Durchgang von der Kammer 61 zur Leitung 18 gesperrt wird. Der Durchgang von der Leitung 55 über die Kammer 58 in die Leitung 18 wird frei. Mittels des Druckregelventils 57 ist in der Leitung 55 ein Druck zwischen 0 bis ca. 20 mbar einstellbar, der dann über die Leitung 18 auf das Ausatemventil 16 wirkt. Mit einem Druck von 0 bar kann der Patient frei in die Atmosphäre ausatmen. Mit einer anderen Einstellung atmet der Patient mit diesem gewünschten endexpiratorischen Druck (PEEP) aus. Der Druck ist am Druckmesser 69 kontrollierbar.

Soll anstatt des IPPV-Verfahrens das CPAP-Verfahren benutzt werden, dann ist der CPAP/IPPV-Wahlschalter 25 in die Stellung CPAP zu bringen, also zu öffnen. Damit ist die Druckgasversorgung vom Anschluss 6 in die Leitung 50 unterbrochen, ebenso das ganze Steuersystem 19 drucklos. Daraus resultiert für die beiden Leitungen 43, 44 ein 0-Si-

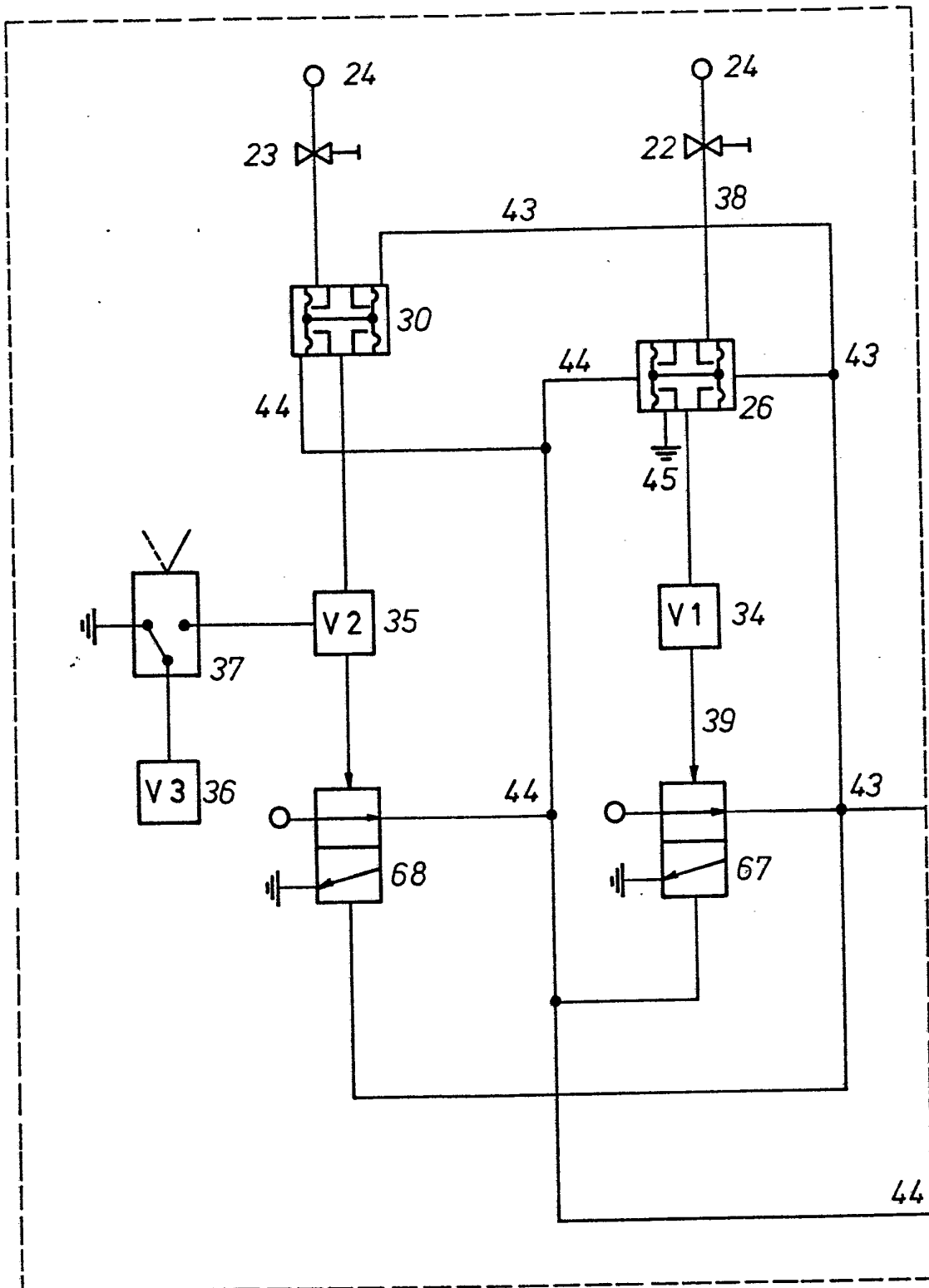
gnal. Im vierten Logikelement 51 wird der Anschluss 7 über die Leitung 64 mit dem ODER-Element 62 verbunden. Der Gasdruck liegt damit auch auf der Leitung 63 und steuert das erste Logikelement 21 so durch, dass die Leitung 55 über die Kammer 58 mit der Leitung 18 verbunden ist. Gleichzeitig wird dabei über die Leitung 64 die Leitung 65 versorgt und das fünfte Logikelement 54 so durchgesteuert, dass die Leitung 65 über die erste Drossel 66 mit der Leitung 55 verbunden ist. Der mit dem Druckregelventil 57 eingeregelter Gasdruck in der Leitung 55 liegt über die Leitung 18 dem Ausatemventil 16 an. Der Patient atmet gegen diesen eingestellten geringen Überdruck aus.

In Erweiterung des Beatmungsgerätes kann mittels des Mischerventils 9 ein in seinem Ausgang mit Niederdruck arbeitender Mischer 10 an die Versorgung zum Patienten angeschlossen werden.

In einer anderen Ausführung kann das Zeitsteuersystem 19, wie in Fig. 2 dargestellt, mit pneumatischen Funktionselementen, beispielsweise Kolbenelementen, ausgeführt sein. Dabei entfällt der bei den zweiten Logikelementen 27, 28, 29 und den dritten Logikelementen 31, 32, 33 aus Schaltungsgründen notwendige Weg, den Druckschaltwert in den pneumatischen Kapazitäten erst über eine doppelte Negation in ein 1-Signal für das zweite Logikelement 29 und das dritte Logikelement 33 zu verwandeln. Die Schaltcharakteristik des ersten Funktionselementes 67 und des zweiten Funktionselementes 68 verlangt, dass erst ein bestimmter Schaltdruck erreicht sein muss, um ein schlagartiges Umschalten zu erreichen. Dann läuft der gleiche Funktionsablauf ab, wie er oben für das Zeitsteuersystem 19 in Fig. 1 beschrieben ist.



Figur 1



Figur 2