



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

Int. Cl.³: A 61 M 16/00

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



PATENTSCHRIFT A5

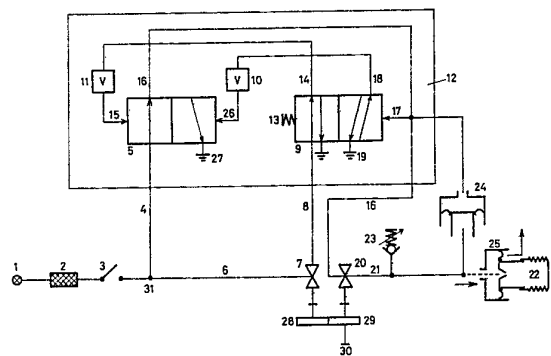
11

633 189

<p>21 Gesuchsnummer: 8312/78</p> <p>22 Anmeldungsdatum: 04.08.1978</p> <p>30 Priorität(en): 06.08.1977 DE 2735555</p> <p>24 Patent erteilt: 30.11.1982</p> <p>45 Patentschrift veröffentlicht: 30.11.1982</p>	<p>73 Inhaber: Drägerwerk Aktiengesellschaft, Lübeck (DE)</p> <p>72 Erfinder: Detlef Warnow, Gross Grönau (DE) Hans-Jörg Ziebrecht, Lübeck (DE)</p> <p>74 Vertreter: Patentanwaltsbureau Isler & Schmid, Zürich</p>
---	---

54 Beatmungsgerät für die Notversorgung.

57 Für die Versorgung mit Atemgas von Patienten in akuten Fällen weist das Beatmungsgerät eine pneumatische Steuerung für die Einhaltung einwandfreier physiologischer Beatmungsparameter, wie Frequenz, Volumen und Zeitverhältnis. Eine Zeitsteuereinheit (12) ist deshalb mit zwei Steuerventilen (9, 5) und zwei je ein Volumen bestimmenden Leitungen (10, 18 und 11, 14) ausgerüstet, die aus einem Atemgasvorrat (1) über ein Regulierventil (7) mit Atemgas beliefert sind. Mit dieser Zeitsteuereinheit wird in der Einatemphase über ein Regel-Ventil (20) und ein Beatmungsventil (25) eine Atemgasverbindung vom Atemgasvorrat (1) zum Patienten (22) erstellt und in der Ausatemphase wird das Beatmungsventil (25) für die Ausatmung zur Atmosphäre geöffnet.



PATENTANSPRÜCHE

1. Pneumatisch gesteuertes Beatmungsgerät für die Notversorgung, mit dem dem Benutzer aus einem Atemgasvorrat eine mit einem Regelventil (20) nach der Menge eingestellte Atemgasmenge zugeführt wird und die Ein- und Ausatemzeit einstellbar ist; dadurch gekennzeichnet, dass es eine Zeitsteuereinheit (12) mit einem mit dem Atemgasvorrat (1) über ein Regulierventil (7) verbundenen ersten Steuerventil (9) und ein mit diesem über eine Steuerleitung (14) mit einem bestimmten ersten Volumen (11) über einen ersten Steuereingang (15) und eine weitere Steuerleitung (18) mit einem bestimmten zweiten Volumen (10) über einen zweiten Steuereingang (26) verbundenes zweites Steuerventil (5) enthält, über das in der Einatemphase über das Regelventil (20) und ein Beatmungsventil (25) eine Atemgasverbindung von dem Atemgasvorrat (1) zum Patienten (22) besteht und in der Ausatemphase das Beatmungsventil (25) für die Ausatmung zur Atmosphäre geöffnet ist.

2. Pneumatisch gesteuertes Beatmungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Atemzeitverhältnis durch

$$\frac{T^2}{T^1} = \frac{\text{zweites Volumen}}{\text{erstes Volumen}} = \frac{1}{1,5}$$

konstant festgelegt ist.

3. Pneumatisch gesteuertes Beatmungsgerät nach den Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Regulierventil (7) und das Regelventil (20) über Kupplungselemente (28, 29) miteinander verbunden sind und eine gemeinsame Verstellrichtung (30) besitzen.

Die Erfindung betrifft ein pneumatisch gesteuertes Beatmungsgerät für die Notversorgung, entsprechend dem Gattungsbegriff des Patentanspruchs 1.

Zweck der Erfindung ist ein einfaches Beatmungsgerät, mit dem, wenn notwendig auch durch Laienhelfer, eine sichere Beatmung von Verunglückten durchgeführt werden kann. Es soll von einer zusätzlichen Energieversorgung unabhängig sein; dazu muss das Beatmungsgas als Vorrat in dem transportablen, also leichten und kleinen Beatmungsgerät vorhanden sein.

Ein bekanntes Beatmungsgerät, das sich insbesondere für die Ausbildung als tragbares Gerät eignet, ist aus pneumatischen Bauelementen aufgebaut. Die Zuführung des die Atmung des Patienten unterhaltenden Atemgases erfolgt über ein Rohrleitungssystem zu einer zum Patienten führenden Öffnung und zu einem Steuerventil, das eine Auslassöffnung für das Atemgas in die Umgebung besitzt. Das Steuerventil besitzt eine Steuerkammer, mit der die Abgabe des Atemgases aus der Auslassöffnung geregelt wird und dementsprechend selektiv Einatemungs- und Ausatemzustände an der zum Patienten führenden Leitung geschaffen werden. Die Verhältnisse von Einatem- zu Ausatemdauer können variiert werden, um eine Anpassung an unterschiedliche Erfordernisse zu ermöglichen. Es ist sowohl eine volumenbegrenzte Betriebsart, bei der dem Patienten ein konstantes Gasvolumen zugeführt wird, als auch eine druckbegrenzte Betriebsart möglich. Auf jeden Fall erfolgt eine konstante Leitung des Atemgases an dem Patienten vorbei. Nachteilig ist der verhältnismässig komplizierte Aufbau des Gerätes, aus dem sich entsprechend viele Bauelemente mit ihren Abmessungen und Gewichten ergeben. Die komplizierte pneumati-

sche Steuerung ist nur schwer zu übersehen. Die grösste Schwierigkeit dürfte aber in dem hohen Atemgasverbrauch liegen. Er sollte für ein Transportgerät so gering wie möglich sein. Ein Verbrauch darf nur zur direkten Beatmung erfolgen. Das kontinuierliche Vorbeiströmen des Atemgases bestimmt den hohen Verbrauch. (DE-OS 2 525 359).

Es ist eine Steuerung in einem Beatmungsgerät bekannt, das unter Verwendung von pneumatischen Bauelementen eine automatische assistierende und kontrollierte Beatmung von Patienten ermöglicht. Die Steuerung erfolgt aus einer Druckkammer heraus, an die über einen Injektor die Atemgasversorgung und die Patientenleitung angeschlossen sind. Durch einen Inspirationstrigger und einen Expirationstrigger, die druckgesteuert sind, wird der Druckkammer zur Weiterleitung an den Patienten Atemgas zugeführt. Dazu wird durch Unterdruck beim Einatmen der Zuführhahn geöffnet, der sich nach Einstellung des Normaldruckes wieder schliesst. Druckgesteuerte Geräte sind für viele Fälle der Ersten-Hilfe-Beatmung nicht verwendbar, da sie den Verunglückten kein konstantes Beatmungsgasvolumen zuführen. Die Patienten erzeugen durch in der Menge unterschiedlich anfallendes Atemwegsekret einen sich häufig ändernden Gegendruck gegenüber dem zuzuführenden Atemgas. Bei einem druckgesteuerten Atemgerät führt das dann zu unterschiedlichen Beatmungsvolumen im alveolaren Lungenbereich. (DE-OS 1 951 637).

Aufgabe der Erfindung ist, ein Beatmungsgerät für die Versorgung in akuten Fällen mit einer pneumatischen Steuerung unter Einhaltung einwandfreier physiologischer Beatmungsparameter in bezug auf die Beatmungsfrequenz, das Beatmungsvolumen und das Atemzeitverhältnis zu schaffen.

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

Die mit der Erfindung erzielbaren Vorteile können insbesondere darin bestehen, dass es mit wenigen bewährten Bauelementen möglich ist, ein kleines und sicher arbeitendes Beatmungsgerät für Notversorgungen zu erhalten. Mit dem vorgewählten konstanten Atemzeitverhältnis 1 : 1,5, das sowohl für Kinder wie auch für Erwachsene für die Notversorgung ausserhalb der Klinik ein günstiger Wert ist, kann durch freie Wahl der Beatmungsfrequenz und des dazu passenden Beatmungsvolumens bereits eine Anpassung der Beatmung mit einwandfreien physiologischen Beatmungsparametern an den jeweiligen Patienten ermöglicht werden.

Durch den im Beatmungsgerät vorhandenen und unter Druck stehenden Atemgasvorrat können in einfacher Weise alle Steuer- und Schaltfunktionen selbsttätig ausgeführt werden. Die Beatmungsfrequenz und das Beatmungsvolumen können nach Wunsch eingestellt werden.

Eine weitere Einzelheit der Erfindung ergibt sich aus dem Patentanspruch 3.

Mit dieser Lösung kann unter Benutzung der bekannten Beatmungsfrequenzwerte und des dazu passenden Beatmungsvolumens sowohl für Kleinkinder, Kinder und Erwachsene durch die entsprechende Auslegung der Kupplungselemente für das Beatmungsgerät eine Einknopfbedienung erreicht werden. Damit kann es für akute Notfälle auch durch medizinische Laienhelfer angewendet werden. Es ist dann lediglich durch eine Verstellrichtung an den Patienten anpassbar. Beatmungsfehler durch eine falsche Einstellung sind praktisch ausgeschlossen.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in der Zeichnung dargestellt und wird im folgenden beschrieben.

Das Beatmungsgerät wird über den funktionellen Zusammenhang dargestellt. Aus dem Atemgasvorrat 1, der unter Druck steht, fliesst das Atemgas über das Filter 2, den Hauptschalter 3, über die Leitung 4 zum zweiten Steuerventil 5, das für eine 3/2-Funktion ausgelegt ist. Bei 31 ist an die

Leitung 4 die Leitung 6 angeschlossen, die über das Regulierventil 7 als Leitung 8 zum ersten Steuerventil 9, das eine 5/2-Funktion besitzt, weitergeführt ist. Die beiden Steuerventile 5 und 9 bilden zusammen mit dem zweiten Volumen 10 und dem ersten Volumen 11 die Zeitsteuereinheit 12. Die beiden Steuerventile 5 und 9 sind mit einer mechanischen Hängung ausgerüstet, so dass sie erst bei Erreichen eines bestimmten Schalldruckes schalten. Das erste Steuerventil 9 ist durch die Feder 13 ein monostabiles Schaltelement mit einer Vorzugsdurchsteuerung der Leitung 8 nach der Steuerleitung 14, mit der über das erste Volumen 11 das zweite Steuerventil 5 angesteuert ist.

Während der Zeitkonstanten T_1 , die sich aus dem pneumatischen Widerstand R des Regulierventils 7 und der Kapazität C_{11} des ersten Volumens 11 ergibt, erfolgt beim ersten Steuereingang 15 eine Ansteuerung des zweiten Steuerventils 5 mit kontinuierlichem Druckanstieg. Mit dem Erreichen des Schalldruckes steuert die Leitung 4 auf Leitung 16 durch, das zweite Steuerventil 5 bleibt dann stabil in dieser Durchsteuerung stehen. Der Druck aus der Leitung 4 erreicht dann über die Leitung 16 den Steuereingang 17 des ersten Steuerventils 9 und schaltet dort die Leitung 8 auf die Steuerleitung 18. Dabei wird gleichzeitig die Steuerleitung 14 über die Entlüftung 19 frei. Über die Leitung 16 fließt das Atemgas durch das Regelventil 20 und die Leitung 21 zum Benutzer, dem Patienten 22. Mit dem Ende der Zeitkonstanten T_1 beginnt also die Einatmung. An die Leitung 21 sind ein Druckbegrenzungsventil 23 und das in der Ausatemphase entlüftende Ventil 24 angeschlossen. Das Beatmungsventil 25, dem Patienten 22 vorgeschaltet, erlaubt den Durchfluss des Atemgases und steuert die Ausatmung des Patienten in die Atmosphäre.

Mit der Umsteuerung der Leitung 8 auf die Steuerleitung 18 beginnt die Zeitkonstante T_1 , die die Einatemzeit bestimmt. Dabei wird über die Steuerleitung 18 und das zweite Volumen 10 bei 26 das zweite Steuerventil 5 angesteuert. Nach Erreichen des Schalldruckes wird durch Schaltung der Durchgang von Leitung 4 nach Leitung 16 gesperrt und damit mit dem Ende der Zeitkonstanten T_2 auch die Einatemzeit beendet. Die Leitung 16 wird über die Entlüftung 27 entlüftet. Die Zeitkonstante T_2 ergibt sich aus dem pneumatischen Widerstand R des Regulierventils 7 und der Kapazität C_{10} des zweiten Volumens 10. Mit dem Ende der Zeitkonstanten T_2 und dem erneuten Beginn der Zeitkonstanten T_1 fließt kein Atemgas mehr zum Patienten 22, das Ventil 24 wird druckfrei und entlüftet die Leitung 21. Der Patient 22 kann über das Beatmungsventil 25 ausatmen. Mit der Entlüftung der Leitung 16 wird gleichzeitig die Ansteuerung 17

des ersten Steuerventils 9 drucklos, durch die Feder 13 wird dann die Leitung 8 wieder auf die Steuerleitung 14 gesteuert. Es läuft damit wieder die Zeitkonstante T_1 mit dem Beginn des Druckanstieges im zweiten Steuerventil 5.

Die Zeitkonstante $T_1 = R \cdot C_{11}$ bestimmt die Länge der Ausatemzeit und

die Zeitkonstante $T_2 = R \cdot C_{10}$ die Länge der Einatemzeit.

Das Atemzeitverhältnis ist $\frac{T_2}{T_1} = 1 \cdot \frac{C_{10}}{C_{11}}$.

Durch eine bestimmte Wahl der beiden pneumatischen Volumen 10 und 11 ist das Atemzeitverhältnis $\frac{T_2}{T_1}$ als Konstante festgelegt.

Die Beatmungsfrequenz ergibt sich mit $C_{11} + C_{10} = K$ zu

$$f = \frac{1}{T_1 + T_2} = \frac{1}{R(C_{11} + C_{10})} = \frac{1}{R \cdot K}$$

als Funktion des mit dem Regulierventil 7 sich ändernden pneumatischen Widerstandes R .

Das Atemzeitverhältnis mit $\frac{T_2}{T_1} = \frac{1}{1,5}$ durch die entspre-

chend gewählten beiden Volumen 10 und 11 festgelegt, gestattet für die Notversorgung von akut gefährdeten Patienten ausserhalb der Klinik zur Erhaltung der Vitalfunktionen sowohl für Kleinkinder, Kinder und Erwachsene die Festlegung zueinandergehörender Werte von Beatmungsfrequenz und Beatmungsvolumen. Dabei ergaben sich z. B. folgende Zuordnungen:

für Erwachsene: Beatmungsfrequenz 15/Min., Beatmungsvolumen 700 cm³,

für Kinder: Beatmungsfrequenz 30/Min., Beatmungsvolumen 200 cm³.

Das Regulierventil 7 regelt die Beatmungsfrequenz, mit dem Flowventil 20 wird das Beatmungsvolumen geregelt. Das Regulierventil 7 und das Flowventil 20 sind über die Kupplungselemente 28 und 29 miteinander verbunden. Mit einer Drehung der Verstellrichtung 30 verstellen sich sowohl das Regulierventil 7 als auch das Flowventil 20. Mit entsprechender Auslegung der Kupplungselemente 28 und 29 werden damit bei Betätigung der Verstellrichtung 30 jeweils die gewünschten Zuordnungen Beatmungsfrequenz – Beatmungsvolumen automatisch eingestellt.

