



(11) **EP 3 628 221 A1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
**01.04.2020 Patentblatt 2020/14**

(51) Int Cl.:  
**A61B 5/053 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)**  
**A61M 16/00 (2006.01)**

(21) Anmeldenummer: **19401034.4**

(22) Anmeldetag: **17.09.2019**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR**  
Benannte Erstreckungsstaaten:  
**BA ME**  
Benannte Validierungsstaaten:  
**KH MA MD TN**

(71) Anmelder: **Löwenstein Medical Technology S.A.**  
**2557 Luxembourg (LU)**

(72) Erfinder: **Kremeier, Peter**  
**76149 Karlsruhe (DE)**

(74) Vertreter: **Marx, Thomas**  
**Löwenstein Medical Technology GmbH + Co. KG**  
**IP Management**  
**Kronsaalsweg 40**  
**22525 Hamburg (DE)**

(30) Priorität: **26.09.2018 DE 102018007602**

(54) **VORRICHTUNG ZUR ERFASSUNG DER LUNGENVENTILATION**

(57) Beatmungsvorrichtung (10), umfassend wenigstens ein Beatmungsgerät (1) mit wenigstens einer steuerbaren Atemgasquelle (100) und einer programmierbaren Steuereinrichtung (21) und zumindest einer Sensoreinrichtung (2) zur Bestimmung von Druck und/oder Fluss des Atemgases, wobei die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (45) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) ansteuert, wobei die Beatmungsvorrichtung wenigstens zwei weitere Sensoreinrichtungen (3, 30, 40) aufweist wobei eine Sensoreinrichtung (3) eine Vielzahl einzelner Sensoren (3, 3', 3" ...) aufweist die zur Erzeugung und/oder Messung von elektrischen Potenzialen ausgebildet sind und zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) der Lunge eines Patienten ausgebildet sind, wobei die zweite Sensoreinrichtung (30) ausgebildet ist zur nichtinvasiven Bestimmung der Kohlendioxidversorgung, wobei die dritte Sensoreinrichtung (40) ausgebildet ist zur nichtinvasiven Bestimmung der Sauerstoffversorgung des Patienten dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der EI-Sensoreinrichtung (3) auswertet zur Bestimmung der momentanen Ventilation (44) der Lunge während der Beatmung mit dem ersten Beatmungsmuster (45), wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der zweiten Sensoreinrichtung (30) zur Bestimmung der momentanen Kohlendioxidversorgung (46) auswertet und wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der dritten Sensoreinrichtung (40) zur Bestimmung der momentanen (47) Sauerstoffversorgung auswertet.

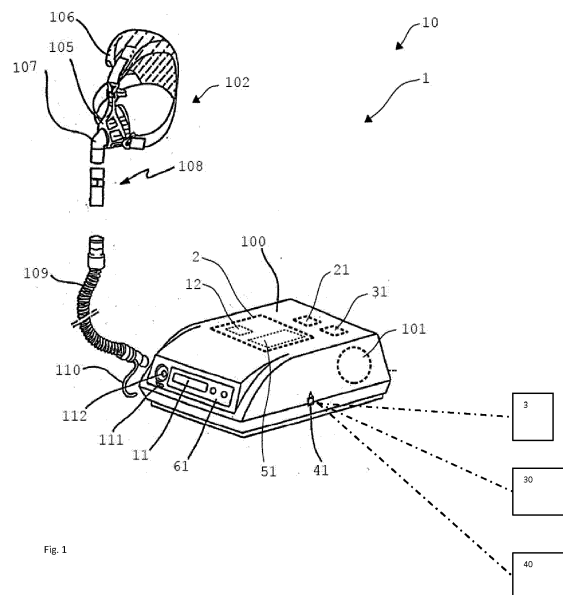


Fig. 1

**EP 3 628 221 A1**

**Beschreibung**

**[0001]** Bei einer Ateminsuffizienz führt die verminderte Ventilation der Lunge zu einer verminderten Sauerstoffaufnahme und in einigen Fällen auch zu einem erhöhten Kohlendioxid-Gehalt im Gewebe. Dies führt zur Veränderung der Blutgaswerte. Grundsätzlich sind Störungen der Oxygenierung von Störungen der Ventilation zu unterscheiden. Bei Störungen der Oxygenierung kann der Sauerstoffpartialdruck im Blut absinken, während der Körper den Kohlendioxidpartialdruck noch kompensieren kann. Bei Störungen der Ventilation können Sauerstoffpartialdruck und Kohlendioxidpartialdruck verändert sein.

Eine Methode zur Bestimmung der Ventilation der Lunge ist die Elektrischen Impedanz Tomographie (EIT). Bei der Elektrischen Impedanz Tomographie (EIT) fließen schwache Wechselströme auf Wegen des geringsten Widerstandes durch den Körper und erzeugen dabei elektrische Spannungen an der Oberfläche. Die gemessenen Oberflächenspannungen hängen von der Impedanz-(Widerstands)verteilung innerhalb des Thorax ab. Der gemessene Widerstand wird zum überwiegenden Teil durch den intrapulmonalen Luftgehalt bestimmt. Aufgrund der hohen zeitlichen Auflösung bietet das Verfahren die Möglichkeit, schnelle physiologische Veränderungen zu erfassen. Beispielsweise nutzt das Beatmungsgerät elisa 800 VIT (SALVIA medical GmbH & Co. KG, Niederhöchstädter Str. 62, 61476 Kronberg, Deutschland) die EIT-Technologie.

Unter Verwendung der EIT-Technologie lassen sich wenig belüftete Lungenareale identifizieren.

Gemäß dem Stand der Technik können EIT-Daten vom Arzt genutzt werden, um die Ventilation der Lunge zu beurteilen. Die Auswirkungen einer Veränderung der künstlichen Ventilation auf die Sauerstoffversorgung und den Kohlendioxidgehalt, insbesondere den Sauerstoffpartialdruck und den Kohlendioxidpartialdruck, werden jedoch bei der Einstellung der Beatmung klinisch nicht ausreichend berücksichtigt.

**[0002]** Aufgabe der Erfindung ist daher eine Beatmungsvorrichtung zu schaffen, bei der Informationen über die Ventilation der Lunge und Informationen über die Sauerstoffversorgung und den Kohlendioxidgehalt zur, beispielsweise automatischen, Steuerung oder Regelung der Beatmung genutzt werden.

**[0003]** Die Aufgabe wird gelöst durch eine:

Beatmungsvorrichtung, umfassend wenigstens ein Beatmungsgerät mit wenigstens einer steuerbaren Atemgasquelle und einer programmierbaren Steuereinrichtung und zumindest einer Sensoreinrichtung zur Bestimmung von Druck und/oder Fluss des Atemgases, wobei die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) ansteuert, wobei die Beatmungsvorrichtung wenigstens zwei weitere Sensoreinrichtungen aufweist wobei eine Sensoreinrichtung eine Vielzahl einzelner Sensoren aufweist die zur Erzeugung und/oder Messung von elektrischen Potenzialen ausgebildet sind und zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) der Lunge eines Patienten ausgebildet sind, wobei die zweite Sensoreinrichtung ausgebildet ist zur nichtinvasiven Bestimmung der Kohlendioxidversorgung, wobei die dritte Sensoreinrichtung ausgebildet ist zur nichtinvasiven Bestimmung der Sauerstoffversorgung des Patienten dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Sensormesswerte der EI-Sensoreinrichtung auswertet zur Bestimmung der momentanen Ventilation der Lunge während der Beatmung mit dem ersten Beatmungsmuster, wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte der zweiten Sensoreinrichtung zur Bestimmung der momentanen Kohlendioxidversorgung auswertet und wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte der dritten Sensoreinrichtung zur Bestimmung der momentanen Sauerstoffversorgung auswertet.

**[0004]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters ansteuert und die resultierenden ersten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung speichert, wobei die Steuereinrichtung die Atemgasquelle dann zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert und die resultierenden zweiten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung speichert und die ersten Sensor(mess)werte mit den zweiten Sensormesswerten vergleicht.

**[0005]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Beatmungsvorrichtung zumindest eine mit der Steuereinrichtung kommunizierende Speichereinheit aufweist, in der zumindest Normwerte und/oder Grenzwerte für die Kohlendioxidversorgung und für die Sauerstoffversorgung hinterlegt sind.

**[0006]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Kohlendioxidversorgung und/oder die Sensormesswerte der momentanen Sauerstoffversorgung von den Normwerten abweichen und/oder Grenzwerte zumindest erreicht sind.

**[0007]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass im Speicher für die Ventilation der Lunge Normwerte und Grenzwerte hinterlegt sind und die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die momentane Ventilation von den Normwerten abweicht und Grenzwerte zumindest erreicht sind.

**[0008]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Sensormesswerte

der EI-Sensoreinrichtung auswertet zur Bestimmung der resultierenden Ventilation der Lunge während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster, wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte der zweiten Sensoreinrichtung auswertet zur Bestimmung der resultierenden Kohlendioxidversorgung während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster, wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte der dritten Sensoreinrichtung auswertet zur Bestimmung der resultierenden Sauerstoffversorgung während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster und wobei die Steuereinrichtung die momentane Ventilation mit der resultierenden Ventilation vergleicht.

**[0009]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters derart ansteuert, dass die resultierende Ventilation der Lunge gegenüber der momentanen Ventilation verbessert ist.

**[0010]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, sodass die Sensormesswerte der resultierenden Kohlendioxid- oder Sauerstoffversorgung sich Zielwerten zumindest annähern.

**[0011]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Ventilation und/oder die Sensormesswerte des momentanen Sauerstoffpartialdruckes von den Normwerten abweichen und Grenzwerte zumindest erreicht sind.

**[0012]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung ein unverändertes EIT-Summensignal und eine hohe oder erhöhte EIT-Änderungsfrequenz identifiziert, wobei das zweite Beatmungsmuster eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, erhöhte mandatorische Frequenz aufweist.

**[0013]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung ein unverändertes EIT-Summensignal, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, und ein erniedrigtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, erhöhte mandatorische Frequenz aufweist.

**[0014]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung ein erniedrigtes EIT-Summensignal, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, und ein erniedrigtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, erhöhte mandatorische Frequenz und/oder ein erhöhtes Tidalvolumen und/oder eine erhöhte Druckunterstützung aufweist.

**[0015]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung ein unverändertes EIT-Summensignal und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster einen, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, veränderten EPAP-Druck oder-Verlauf aufweist.

**[0016]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung ein unverändertes EIT-Summensignal, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, erhöhte mandatorische Frequenz aufweisen kann, wenn die EIT-Änderungsfrequenz erniedrigt ist.

**[0017]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung ein erniedrigtes EIT-Summensignal, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, und eine erniedrigte EIT-Änderungsfrequenz und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, erhöhte mandatorische Frequenz und/oder ein erhöhtes Tidalvolumen und/oder eine erhöhte Druckunterstützung aufweist.

**[0018]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, wenn die Sensoreinrichtung ein erhöhtes EIT-Summensignal und/oder eine erniedrigte EIT-Änderungsfrequenz, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, und ein erniedrigtes Maß für die Sauerstoffversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster, erhöhte Frequenz aufweisen kann und/oder eine zumindest kurzzeitige Erhöhung der Inspirationszeit

und/oder eine Anpassung des PEEP und/oder ein Wechsel des Beatmungsmusters.

**[0019]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten PEEP ansteuert und die resultierenden ersten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung speichert, wobei die Steuereinrichtung dann die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten PEEP ansteuert und die resultierenden zweiten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung speichert, wobei die Steuereinrichtung dann die ersten Sensor(mess)werte mit den zweiten Sensormesswerten vergleicht.

**[0020]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters ansteuert, bei der der EPAP-Druck einen ersten Wert oder einen ersten Verlauf aufweist, wobei die Sensoreinrichtung zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) die resultierende Ventilation der Lunge bestimmt und wobei die zweite Sensoreinrichtung die Kohlendioxidversorgung bestimmt und/ oder wobei die dritte Sensoreinrichtung die Sauerstoffversorgung des Patienten bestimmt, wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte speichert, die sich bei der Beatmung mit dem ersten Muster einstellen, wobei die Steuereinrichtung die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters ansteuert, bei der der EPAP-Druck einen zweiten Wert oder einen zweiten Verlauf aufweist, wobei die Sensoreinrichtung zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) die resultierende Ventilation der Lunge bestimmt und wobei die zweite Sensoreinrichtung die Kohlendioxidversorgung bestimmt und/ oder wobei die dritte Sensoreinrichtung die Sauerstoffversorgung des Patienten bestimmt, wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte speichert, die sich bei der Beatmung mit dem zweiten Muster einstellen, und wobei die Steuereinrichtung die Sensormesswerte die sich nach Applikation des ersten Beatmungsmusters einstellen mit den Sensormesswerten die sich nach Applikation des zweiten Beatmungsmusters einstellen vergleicht und/oder vergleichend auf dem Display darstellt.

**[0021]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung wenigstens ein Sensorsignal auf Fehler überwacht dadurch, dass bei Erreichen von Grenzwerten eines momentanen Sensorsignals dieses mit einem anderen momentanen Sensorsignal verglichen wird um eine Fehlerhaftigkeit zu erkennen.

**[0022]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung ein EIT-Sensorsignal auf Fehler überwacht dadurch, dass die Steuereinrichtung das EIT-Sensorsignal mit dem Sensorsignal einer Sensoreinrichtung zur Bestimmung von Druck und/oder Fluss des Atemgases zumindest zeitweise vergleicht.

**[0023]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung ein EIT-Sensorsignal auf Fehler überwacht dadurch, dass die Steuereinrichtung das EIT-Sensorsignal mit einem modellierten Sensorsignal vergleicht.

**[0024]** Die Beatmungsvorrichtung ist auch dadurch gekennzeichnet, dass das modellierten Sensorsignal im Wesentlichen kontinuierlich gelernt wird.

**[0025]** Sensoreinrichtung zur Verwendung mit einer Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche.

**[0026]** Die erfindungsgemäße Vorrichtung hilft, frühzeitig Beatmungskomplikationen zu erkennen und zu vermeiden. Folgekosten werden dadurch verhindert.

Kostenaufwändige und komplikationsbehaftete innerklinische Transporte von beatmungspflichtigen Intensivpatienten werden reduziert.

Zu jedem Zeitpunkt ist eine differenzierte Aussage zur Ventilation der Lunge und zur Versorgung mit Sauerstoff und/oder Kohlendioxid möglich.

Eine differenzierte Beurteilung der Ventilation war bisher nur als Momentaufnahme mit bildgebenden Verfahren (z.B. Thorax-CT) möglich. Mit der neuen Technologie kann die Ventilation kontinuierlich analysiert und überwacht werden. Durch die Einblendung der Lungenkonturen des Patienten können räumliche Ventilationsverteilungen zugeordnet und therapeutisch bewertet werden. Die Darstellung erfolgt nichtinvasiv, hochauflösend und in Echtzeit.

Mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung kann die Situation der Lunge in Echtzeit beurteilt und die Auswirkungen der Anpassung der Beatmungseinstellungen fortlaufend beurteilt werden. Atemzyklische Kollapsareale und Überdehnungsbezirke sind identifizierbar und können bewertet werden.

**[0027]** Weitere Vorteile und Merkmale der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der Beschreibung der Ausführungsbeispiele, welche mit Bezug auf die beiliegende Figur im Folgenden erläutert werden.

**[0028]** In der Figur 1 ist eine erfindungsgemäße Beatmungsvorrichtung 10 gezeigt, welche hier ein als Heimbeatmungsgerät oder Schlaftherapiegerät oder klinisches Beatmungsgerät ausgeführt ist. Das Beatmungsgerät 1 und die Beatmungsvorrichtung 10 sind zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildet.

Die Beatmungsvorrichtung (10) umfasst wenigstens ein Beatmungsgerät (1) mit wenigstens einer steuerbaren Atemgasquelle (100) und einer programmierbaren Steuereinrichtung (21) und zumindest einer Sensoreinrichtung (2) zur Bestimmung von Druck und/oder Fluss des Atemgases, wobei die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten vorbestimmten Beatmungsmusters (45) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) ansteuert. Die Beatmungsvorrichtung (10) umfasst zudem wenigstens zwei weitere räumlich von dem Beatmungsgerät (1) getrennte Sensoreinrichtungen (3, 30, 40), die mit der Steuereinrichtung (21) der Beatmungsvorrichtung (10) kommunizieren. Ein Sensor (3) weist eine Vielzahl einzelner Sensoreinrichtungen (3, 3', 3" ...) auf und jede Sensoreinrichtung ist zur Erzeu-

gung von elektrischen Potenzialen und/oder zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) eines Körperabschnitts und zur Ermittlung und Übertragung der Sensormesswerte an die Steuereinheit ausgebildet. Die programmierbare Steuereinrichtung (21) wertet die Sensormesswerte der EI-Sensoreinrichtung (3) aus, zur Bestimmung der momentanen Ventilation (44) der Lunge während der Beatmung mit dem ersten Beatmungsmuster (45). Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle beispielsweise auch zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) an, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der EI-Sensoreinrichtung (3) auswertet zur Bestimmung der resultierenden Ventilation (54) der Lunge während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster (55), wobei die Steuereinrichtung (21) die momentanen Ventilation (44) mit der resultierenden Ventilation (54) vergleicht zur Feststellung des besser geeigneten Beatmungsmusters. Wobei ein Anwender Vorgaben machen kann, um Zielwerte vorzugeben, die erreicht werden müssen um ein "besser geeignetes Beatmungsmuster" zu erreichen. Wobei alternativ auch oder ergänzend Änderungen der Kohlendioxid- und/oder Sauerstoff-Meßwerte ein wichtiges Kriterium sind, die bei der Auswahl oder der Fortführung von Beatmungsmustern entscheidungserheblich sind.

Das Beatmungsgerät 1 umfasst eine Atemgasquelle 100 mit beispielsweise einer Gebläseeinrichtung und/oder einer Ventileinrichtung 101 zur Erzeugung eines Luftstromes für die Beatmung. Zur Steuerung der Atemgasquelle 100 und zur Erfassung und Verarbeitung von Sensordaten ist hier eine Steuereinrichtung 21 vorgesehen. Die Bedienung und Einstellung des Beatmungsgerätes 1 erfolgt über eine Benutzerschnittstelle 61 mit Bedienelementen und einer Anzeigeeinrichtung 11 (Display).

Das Beatmungsgerät 1 weist eine Atemschnittstelle 102 auf, um den Luftstrom einem Patienten zur Beatmung zuzuführen. Die hier gezeigte Atemschnittstelle 102 ist eine beispielhaft als Nasalmaske ausgebildete Atemmaske 105. Zur Fixierung der Atemmaske 105 ist beispielsweise eine Kopfhaube 106 vorgesehen. Die Atemschnittstelle 102 kann beispielsweise auch als eine Vollgesichtsmaske, als eine Nasenbrille, als ein Tubus oder als eine Larynxmaske ausgestaltet sein.

Zur Verbindung der Atemschnittstelle 102 mit der Atemgasquelle 100 ist zumindest ein Verbindungsschlauch 109 vorgesehen, der über eine Koppereinrichtung 112 luftführend mit der Atemgasquelle 100 verbunden wird. Über ein Koppelungselement 107 wird der Verbindungsschlauch 109 mit der Atemschnittstelle 102 verbunden. Zwischen dem Verbindungsschlauch 109 und dem Koppelungselement 107 ist ein Ausatmungselement 108 angeordnet, welches ein Ventil umfasst oder als ein solches ausgebildet ist. Das Ausatmungselement 108 ist beispielsweise dazu vorgesehen, während der Ausatmung des Benutzers ein Rückatmen in das Beatmungsgerät 1 zu verhindern.

Die Steuereinrichtung 21 ist mit einer nicht näher dargestellten Sensoreinrichtung (2,3,30,40) verbunden, welche einen oder mehrere Sensoren zur Erfassung von Geräteparametern und/oder Patientenparametern und/oder anderer für die Beatmung charakteristischer Größen aufweist. Die Steuereinrichtung 21 kann als eine zentrale Steuereinrichtung, beispielsweise im dem Beatmungsgerät, ausgeführt sein, die alle Sensorwerte verarbeitet. Die Steuereinrichtung 21 kann in Form mehrerer dezentraler Steuereinrichtungen, beispielsweise eine im dem Beatmungsgerät und (je) eine, die einem (oder den) Sensor(en) zugeordnet ist, ausgeführt sein. für die Beatmung charakteristischer Größen aufweist.

**[0029]** Zum Beispiel umfasst die Steuereinrichtung 21 einen hier nicht näher gezeigten Drucksensor (2) welcher die Druckverhältnisse des Atemgases ermittelt. Dazu ist der Drucksensor, beispielsweise über einen Druckmessschlauch 110 zu der Atemschnittstelle 102, mit dem Atemgas wirkverbunden. Über einen Eingangsstutzen 111 ist der Druckmessschlauch 110 an die Steuereinrichtung 21 angebunden. Zum Beispiel umfasst die Steuereinrichtung 21 auch einen hier nicht näher gezeigten Flusssensor (2), welcher die Flussverhältnisse des Atemgases ermittelt.

Des Weiteren dient die Steuereinrichtung 21 hier zur Ansteuerung der Gebläseeinrichtung und/oder der Ventileinrichtung 101. Die Steuereinrichtung 21 stellt einen notwendigen Minimaldruck bereit und kompensiert Druckschwankungen, die durch die Atemtätigkeit des Benutzers bedingt sind. Beispielsweise erfasst die Steuereinrichtung 21 auch den gegenwärtigen Druck in der Atemmaske 105 (oder dem Patienteninterface) und regelt die Leistung der Atemgasquelle entsprechend nach, bis ein gewünschter Beatmungsdruck anliegt. Die zur Einstellung der Atemgasquelle 100 benötigten Geräteparameter sowie die Gerätekonfiguration und/oder Gerätesoftware sind in einer Speichereinrichtung 31 hinterlegt. Die Steuereinrichtung 21 kann auch den Sauerstoffgehalt im Atemgas regeln, durch entsprechende Ansteuerung der Gebläseeinrichtung und/oder der Ventileinrichtung 101, wobei die Ventileinrichtung zumindest eine Sauerstoffquelle (Druckgasflasche oder Krankenhausleitung) aufweist oder konnektiert. Die Sauerstoffzumischung zu dem Atemgasstrom erfolgt beispielsweise stromabwärts oder stromaufwärts von der Gebläseeinrichtung. In diesem Fall ist die Ventileinrichtung ein Sauerstoffmischventil. Die Sauerstoffzumischung zu dem Atemgasstrom erfolgt beispielsweise durch eine Ventileinheit, die den Atemgasstrom und den Sauerstoffstrom führt und regelt.

Die Steuereinrichtung 21 kann auch zur Erfassung von sensorisch erfassten Patientenparametern ausgebildet sein. Die Steuereinrichtung 21 kann dazu mit Sensoren zur Messung der Atemexkursion, zur Messung einer Sauerstoffversorgung und/oder einer Kohlendioxidversorgung und /oder zur Messung einer EEG-, einer EMG-, einer EOG- oder einer EKG-Aktivität ausgestattet sein.

Die Beatmungsvorrichtung weist insbesondere wenigstens zwei räumlich von dem Beatmungsgerät (1) getrennte, Sensoreinrichtungen (3,30,40) auf, die mit der Steuereinheit (21) kommunizieren, wobei ein Sensor (3) eine Vielzahl einzelner

Sensoreinrichtungen (3, 3', 3" ...) aufweist und jede Sensoreinrichtung zur Erzeugung von elektrischen Potenzialen ausgebildet ist (13) zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) eines Körperabschnitts. Die Sensoreinrichtungen (3) sind beispielsweise als Klebepflaster ausgeführt, mit einer der Haut abgewandten Außenschicht und einer der Haut zugewandten adhäsiven Schicht, oder als Gurt zusammengefasst, der die Sensoreinrichtungen haltert.

5 **[0030]** Die Beatmungsvorrichtung (10) umfasst zumindest eine weitere Sensoreinrichtung (30), die zur nichtinvasiven Bestimmung des CO<sub>2</sub> (30) ausgebildet ist. Die Sensoreinrichtung (30) ist beispielsweise als Klemmsensor oder als Klebepflaster ausgeführt mit einer der Haut abgewandten Außenschicht und einer der Haut zugewandten adhäsiven Schicht. Die Beatmungsvorrichtung (10) umfasst zumindest eine weitere Sensoreinrichtung (40), die zur nichtinvasiven Bestimmung des O<sub>2</sub> (40) ausgebildet ist. Die Sensoreinrichtung (30) ist beispielsweise als Klemmsensor oder als Klebepflaster ausgeführt mit einer der Haut abgewandten Außenschicht und einer der Haut zugewandten adhäsiven Schicht.

10 **[0031]** Die Sensoren (3, 30,40) umfassen beispielsweise Energie- und Sendemittel zur Ermittlung und kabellosen Übertragung der Sensormesswerte. Die Sensoren (3, 30,40) umfassen alternativ beispielsweise Kommunikationsmittel (35, 45) zur Übertragung der Sensormesswerte an die Steuerung (21).

**[0032]** Fig. 2 zeigt eine schematische Darstellung der EIT-Messung.

15 Die Sensoreinrichtung (3) weist eine Vielzahl einzelner Sensoren (3, 3', 3" ...) auf, die zur Erzeugung und/oder Messung von elektrischen Potenzialen ausgebildet sind und zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) der Lunge (L) eines Patienten (P) dienen.

Die Sensoreinrichtung weist beispielsweise 32 hochauflösende Sensoren (3,3'...) in einem textilen Gürtel, nicht dargestellt, auf. Ein, nicht dargestellter, integrierter Lagesensor bestimmt die Position des Patienten. Die Sensoren sind durch Kommunikations- oder Leitungsmittel (4) miteinander verbunden (4) und so angeordnet, dass sie Signale nacheinander aus allen Richtungen empfangen können. Die Steuereinheit (21) kann die Sensormesswerte der EIT-Messung (3) daher räumlich zuordnen. Damit können die lokalen Gewebswiderstände aus unterschiedlichen Richtungen ermittelt und dann in bewegte Bilder umgerechnet werden. Die Steuereinheit (21) verarbeitet die Sensormesswerte der EIT-Messung (3) derart, dass für einzelne Lungenabschnitte (LA1, LA2) eine spezifische elektrische Impedanz (EI) ermittelt wird. Die Sensoreinrichtung (3) ist über kabelgebundene oder drahtlose Kommunikationsmittel (35) mit der Steuereinheit (21) verbunden. Die Steuereinheit (21) speichert (11) und verarbeitet die Sensormesswerte zur Verwendung in der Beatmungsvorrichtung. Der Speichereinrichtung (31) kann Bestandteil der Steuereinheit (21) sein oder ein separater Baustein.

Fig. 2 zeigt auch eine schematische Darstellung der Ergebnisse der EIT-Messung auf dem Display der Beatmungsvorrichtung. Die Steuereinheit (21) verarbeitet die Sensormesswerte zur Verwendung in der Beatmungsvorrichtung derart, dass auf dem Display der Beatmungsvorrichtung (10) eine Visualisierung des Patiententhorax (P) mit den beiden Lungenflügeln (L) dargestellt wird. Die Steuereinheit (21) verarbeitet die Sensormesswerte der EIT-Messung (3) derart, dass für einzelne Lungenabschnitte (LA1, LA2) eine spezifische elektrische Impedanz (EI) der Lunge (L) ermittelt wird. Die spezifische elektrische Impedanz (EI) der Lungenabschnitte (LA) wird für die Darstellung am Display derart aufbereitet, dass Lungenabschnitte mit einer hohen elektrischen Impedanz (L2) graphisch anders dargestellt werden, als solche Lungenabschnitte mit einer niedrigen elektrischen Impedanz (L1). Die Steuereinheit (21) verarbeitet die Sensormesswerte der EIT-Messung (3) zeitlich derart, dass für einzelne Lungenabschnitte (LA1, LA2) eine spezifische elektrische Impedanz (EI) der Lunge (L) atemzugweise ermittelt wird und für die Darstellung am Display aufbereitet wird. Die Sensoreinrichtung (3) ist (zusammen mit der Steuerung und dem Speicher) auch eingerichtet und ausgebildet, ein EIT-Summensignal (44') zu bilden, welches ein Maß für die Ventilation der Lunge bzw. von Lungenabschnitten ist. Die Sensoreinrichtung (3) ist auch (zusammen mit der Steuerung und dem Speicher) eingerichtet und ausgebildet, eine Häufigkeit der EIT-Änderungsfrequenz (44") zu ermitteln. Die Sensoreinrichtung (3) kann somit zusammenfassend die momentane Ventilation (44) ermitteln.

Im Sinne der Erfindung wird unter dem EIT-Summensignal (44') verstanden, dass die Impedanz- oder Impedanzänderungsverteilung in der durch die Sensoren bestimmten Schnittebene oder dem durch die Sensoren umspannten Volumen nicht zwingend für die Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens bildlich beispielsweise auf einem Display dargestellt werden muss, zumindest aber die berechneten Ergebniswerte der Impedanzverteilung oder Impedanzänderungsverteilung (für die Durchführung des Verfahrens) in der erfindungsgemäßen Vorrichtung vorliegen.

Bei einer Summation sämtlicher Impedanzwerte der Sensoren ergibt sich demnach bei der Inspiration ein geändertes Summensignal im Vergleich zu dem Summensignal bei der Expiration. Der Summenwert stellt demnach ein adäquates Maß dar, um die Ventilation der Lunge zu bestimmen.

Die EIT-Änderungsfrequenz (44") lässt sich aus der atemphasenabhängigen Änderung der Impedanzwerte der Sensoren bestimmen. Die Impedanzwerte der Sensoren schwanken atemphasenabhängig mit der Inspiration und der Expiration. Die EIT-Änderungsfrequenz (44") stellt demnach ein alternatives oder ergänzendes Maß dar, um die (Frequenz der) Ventilation der Lunge zu bestimmen.

55 **[0033]** Beispielsweise sind die Sensoren in einen textilen und atmungsaktiven und dehnbaren Elektrodengürtel, zusammen mit einem Lagesensor, integriert. Der Sensor (3) und die Steuereinheit sind eingerichtet eine Bildrate von beispielsweise bis zu 50 pro Sekunde zu erzeugen. Dabei werden Lungenbereiche (LA) visualisiert. Erfindungsgemäß

sind patientenbezogene Eingaben möglich, wie Körpergröße, Körpergewicht, Geschlecht, Brustkorbumfang. Die so ermittelten und aufbereiteten EIT-Daten ermöglichen eine zeitlich und räumlich aufgelöste differenzierte Analyse und Darstellung der elektrischen Impedanz (EI) der Lunge.

**[0034]** Erfindungsgemäß wird die Mess- und Regelungstechnik der Beatmungsvorrichtung mit der Elektrischen Impedanz Tomographie (EIT) vernetzt. Dadurch kann die Funktion der Lunge kontinuierlich bildgebend dargestellt werden. Die Messwerte der Beatmungsvorrichtung werden mit den Ergebnissen der elektrischen Impedanztomographie kombiniert. So ermöglicht es diese Technologie, die vielfältigsten klinischen Fragestellungen zu bewerten und die Therapie entsprechend auszurichten.

**[0035]** Die Gase Kohlendioxid (CO<sub>2</sub>) und Sauerstoff (O<sub>2</sub>) können leicht durch Körpergewebe und auch durch die Haut diffundieren. Nicht-invasive Sensoren, die auf der Haut anliegen, können O<sub>2</sub> und CO<sub>2</sub> messen, wenn die Haut neben dem Sensor auf eine Temperatur, die über der Körpertemperatur liegt, erwärmt wird. Durch die Wärme, typisch 42° bis 45°C, erhöht sich der lokale Kapillarblutfluss und die Gasdiffusion wird gesteigert. Dies erlaubt eine recht präzise Bestimmung der CO<sub>2</sub>/O<sub>2</sub>-Messwerte an der Hautoberfläche.

**[0036]** Fig. 3 zeigt eine schematische Darstellung der transkutanen Blutgasanalyse von tpCO<sub>2</sub>. Mithilfe der transkutanen Kohlendioxidmessung kann nicht invasiv die Kohlendioxidspannung der Haut (tpCO<sub>2</sub>) bestimmt werden. Die Messgenauigkeit hängt weniger stark von der Durchblutung ab, als die tpO<sub>2</sub>. Der pCO<sub>2</sub> an der Hautoberfläche liegt bei 44°C etwa 1,37-fach über dem arteriellen pCO<sub>2</sub>. Der erfindungsgemäß verwendete Sensor berücksichtigt diesen Zusammenhang durch einen Korrekturfaktor. Der pCO<sub>2</sub>-Sensor erwärmt die Haut typisch auf 42° bis 45°C und verwendet eine pH-Glaselektrode in einer dünnen Elektrolytschicht unter einer hydrophoben, CO<sub>2</sub>- und O<sub>2</sub>-durchlässigen Membran. Eine Auswerteeinheit wandelt die Signale der Interaktion an der Elektrode in ein elektrisches Signal um und sendet dieses an die Steuereinheit.

**[0037]** Die transkutane Blutgasmessung ermöglicht die Messung von tpCO<sub>2</sub> durch die Haut eines Patienten. Die grundlegende Funktionsweise des Sensors wird in Abbildung 3 dargestellt. Das Kohlendioxid diffundiert aus der Haut des Patienten (P) in den Sensor (32, 34). Der Sensor weist zumindest ein Sensorelement auf (32, 34) welches sensitiv für Kohlendioxid ist; es können auch zwei oder mehr Sensorelemente (32, 34) verwendet werden. Eine Wärmequelle (33) sorgt für eine Erwärmung (42-45 °C) der Haut des Patienten (P), die dem Sensor benachbart ist. Die erhöhte Temperatur führt zu einer gesteigerten Durchblutung der Haut und des Kapillarbettes. Dadurch wird vermehrt Kohlendioxid freigesetzt. Der Sensor verfügt über eine Ansprechzeit im Sekundenbereich bis Minutenbereich. Der Sensor ermöglicht einen stabilen Betrieb von mindestens 5 h ohne Signaldrift. Der Sensor (30) ist über kabelgebundene oder drahtlose Kommunikationsmittel (35) mit der Steuereinheit (21) verbunden. Die Steuereinheit (21) speichert (11) und verarbeitet die Sensormesswerte zur Verwendung in der Beatmungsvorrichtung. Der Speicher (31) kann Bestandteil der Steuereinheit (21) sein oder ein separater Baustein.

Die Sensoreinrichtung (30) ist (zusammen mit der Steuereinheit (21) und dem Speicher) eingerichtet und ausgebildet, ein momentanes Maß (46) für die Kohlendioxidversorgung, beispielsweise den Kohlendioxidpartialdruck, zu bilden.

**[0038]** Fig. 4 zeigt eine schematische Darstellung der transkutanen Blutgasanalyse von pO<sub>2</sub>. Mithilfe der transkutanen Sauerstoffmessung kann nicht invasiv die Sauerstoffspannung der Haut (tpO<sub>2</sub>) bestimmt werden. Die Messgenauigkeit hängt von der Durchblutung ab. Wird im gleichen arteriellen Versorgungsgebiet gemessen, besteht eine enge Korrelation zwischen tpO<sub>2</sub> und der arteriellen Sauerstoff pO<sub>2</sub>. Ein beispielhafter Sensor beinhaltet fluoreszierende Farbstoffe in der Sensor-Oberfläche. Die Sauerstoffmoleküle interagieren mit den fluoreszierenden Farbstoffen. Eine Auswerteeinheit wandelt die Signale der Interaktion in ein elektrisches Signal um und sendet dieses an die Steuereinheit.

**[0039]** Die transkutane Blutgasmessung ermöglicht die Messung von pO<sub>2</sub> durch die Haut eines Patienten. Die grundlegende Funktionsweise des Sensors wird in Fig. 4 dargestellt. Sauerstoff diffundiert aus der Haut des Patienten (P) in den Sensor (42, 44). Der Sensor weist zumindest ein Sensorelement auf (42, 44) welches sensitiv für Sauerstoff ist; es können auch zwei oder mehr Sensorelemente verwendet werden. Eine Wärmequelle (43) sorgt für eine Erwärmung (42-45°C) der Haut des Patienten (P), die dem Sensor benachbart ist. Die erhöhte Temperatur führt zu einer gesteigerten Durchblutung der Haut und des Kapillarbettes. Dadurch wird vermehrt O<sub>2</sub> freigesetzt. Der Sensor verfügt über eine Ansprechzeit im Sekundenbereich bis Minutenbereich. Der Sensor ermöglicht einen stabilen Betrieb von mindestens 5 h ohne Signaldrift. Der Sensor (40) ist über kabelgebundene oder drahtlose Kommunikationsmittel (45) mit der Steuereinheit (21) verbunden. Die Steuereinheit (21) speichert (11) und verarbeitet die Sensormesswerte zur Verwendung in der Beatmungsvorrichtung. Der Speicher (31) kann Bestandteil der Steuereinheit (21) sein oder ein separater Baustein. Die Pulsoximetrie ist eine weitere nicht invasive Methode zur Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung des Blutes. Etablierte Systeme verwenden zwei Wellenlängen zur Differenzierung zwischen oxygeniertem und desoxygeniertem Blut. Die Signale werden erfasst, indem rotes und infrarotes Licht durch ein Kapillarbett (Finger oder Ohrläppchen) geleitet wird und während des Pulszyklus die Änderungen der Lichtabsorption gemessen werden. Der Sensor verwendet rote und infrarote Leuchtdioden (LEDs), die Licht durch das Kapillarbett zu einer Photodiode senden. Die Photodiode empfängt das Licht, wandelt es in ein elektrisches Signal um und sendet dieses zur Berechnung an die Auswerteeinheit oder die Steuereinheit. Die Sensoreinrichtung (40) ist (zusammen mit der Steuereinheit (21) und dem Speicher) eingerichtet und ausgebildet, ein momentanes Maß (47) für die Sauerstoffversorgung, beispielsweise den Sauerstoffpartial-

druck, zu bilden.

**[0040]** Die Tabellen 1 und 2 zeigen wie die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines Beatmungsmusters (45, 55) ansteuert, und wie die Steuereinrichtung (21) zudem Sensormesswerte der momentanen Kohlendioxidversorgung (46) und/oder die Sensormesswerte des momentanen (47) Sauerstoffversorgung für die Vorgabe eines Beatmungsmusters (45, 55) berücksichtigt. Die Vorgabe eines Beatmungsmusters (45, 55) kann dabei unmittelbar erfolgen, beispielsweise in Form von Steuerbefehlen für die Atemgasquelle. Die Vorgabe eines Beatmungsmusters (45, 55) kann dabei mittelbar erfolgen, beispielsweise in Form eines Beatmungsmusters (45, 55) welches dem Betreuer oder Bediener der Beatmungsvorrichtung (beispielsweise am Display) vorgeschlagen wird.

**[0041]** Die Tabellen 1 und 2 zeigen wie die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Kohlendioxidversorgung (46) und/oder die Sensormesswerte des momentanen (47) Sauerstoffversorgung von den Normwerten (62) abweichen.

Tabelle 1

EIT-Summensignal (44') relative Signale Impedanz 32 Elektroden überwachen sich selbst, bis zu 7 Elektroden können fehlen	Häufigkeit der EIT- Änderungsfrequenz (=Atemfrequenz) (44")	momentanes Maß (46) Kohlendioxidpartialdruck Normwert Partialdruck 35-45mmHg Grenzwert unter 35 oder über 50	Vorgabe (55) Steuereinheit (21) an Beatmungsgerät (1)
unverändert	Hoch	Niedrig	Erhöhung der mandatorischen Frequenz
niedrig	Normal	Niedrig	Erhöhung Tidalvolumen, Delta-P oder Druckunterstützung Erhöhung der mandatorischen Frequenz
Unverändert	Niedrig	Hoch	Erhöhung der mandatorischen Frequenz
Niedrig	Niedrig	hoch	Erhöhung Tidalvolumen, Delta-P oder Druckunterstützung Erhöhung der mandatorischen Frequenz
Hoch	Unverändert	Hoch	Reduzierung des Tidalvolumen oder Delta-P Automatische Manöver zur Beurteilung der endinspiratorischen Überdehnung
Unverändert	Unverändert	Hoch	Beatmung fortführen Ursachensuche (extrapulmonaler Grund)

**[0042]** Die Tabellen 1 und 2 zeigen ebenfalls wie die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Ventilation (44) und/oder die Sensormesswerte des momentanen Kohlendioxidpartialdruckes (46) von den Normwerten abweichen und Grenzwerte zumindest erreicht sind.

EP 3 628 221 A1

Tabelle 2

5	EIT-Summensignal (44')	Häufigkeit der EIT-Änderungsfrequenz (=Atemfrequenz) (44'')	momentanes Maß (47) Sauerstoffpartialdruck Normwert Partialdruck 75 - 100 mmHg Grenzwert unter 70 oder über 105	Vorgabe Steuereinheit (21) an Beatmungsgerät (1)
10	niedrig	Niedrig	niedrig	Kurzzeitige Erhöhung o2 Ggfs. im Verlauf wieder o2 reduzieren Erhöhung Tidalvolumen, Delta-P oder Druckunterstützung Erhöhung der mandatorischen Frequenz Wechsel des Beatmungsmusters
15	Unverändert	Unverändert	niedrig	Kurzzeitige Erhöhung o2 PEEP-Anpassungen
20	Hoch	Niedrig	niedrig	Erhöhung Frequenz Erhöhung Inspirationszeit Wechsel des Beatmungsmusters

5  
10  
15  
20

**[0043]** Die Tabellen 1 und 2 zeigen auch wie die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Ventilation (44) und/oder die Sensormesswerte des momentanen (47) Sauerstoffpartialdruckes von den Normwerten (62) abweichen und Grenzwerte (63) zumindest erreicht sind.

25

**[0044]** Die Tabellen 3 zeigt, wie die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, damit die Sensormesswerte des resultierenden Kohlendioxidpartialdruckes oder Sauerstoffpartialdruckes Zielwerte erreichen.

30

**[0045]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44') und eine hohe oder erhöhte EIT-Änderungsfrequenz (44''), wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweisen kann.

35

**[0046]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweisen kann.

40

**[0047]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erniedrigtes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz und/oder ein erhöhtes Tidalvolumen und/oder eine erhöhte Druckunterstützung aufweisen kann.

45

**[0048]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44') und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) einen, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), veränderten EPAP-Druck oder-Verlauf aufweist. Der EPAP-Druck kann in diesem Sinne auch oder einen ersten Verlauf aufweisen, der in nachfolgenden Zyklen der Beatmung automatisch oder auf Anwenderauswahl in geändert wird.

50

Beispielsweise kann der EPAP zu Beginn der Ausatmung ansteigen und dann abfallen oder zur Mitte der Ausatmung einen Maximalwert oder Minimalwert einnehmen. Alternativ kann der EPAP auch zum Ende der Ausatmung einen Maximalwert einnehmen. Der EPAP kann auch während der Ausatmung unterschiedliche Druckniveaus annehmen. Auch kann der EPAP über einen längeren Zeitraum appliziert werden.

55

**[0049]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandato-

rische Frequenz aufweisen kann, wenn die EIT-Änderungsfrequenz (44") erniedrigt ist.

**[0050]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erniedrigtes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und eine erniedrigte EIT-Änderungsfrequenz (44") und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz und/oder ein erhöhtes Tidalvolumen und/oder eine erhöhte Druckunterstützung aufweisen kann.

**[0051]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erhöhtes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und eine unveränderte EIT-Änderungsfrequenz (44") und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), ein reduziertes Tidalvolumen und/oder ein Automatisches Manöver zur Beurteilung der endinspiratorischen Überdehnung aufweisen kann.

**[0052]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erniedrigtes EIT-Summensignal (44') und/oder eine erniedrigte EIT-Änderungsfrequenz, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Sauerstoffversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweisen kann und/oder eine zumindest kurzzeitige Erhöhung der Sauerstoffbeimischung zum Atemgas und/oder eine Erhöhung von Tidalvolumen, Delta-P oder Druckunterstützung und/oder ein Wechsel des Beatmungsmusters.

**[0053]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44') und/oder eine unveränderte EIT-Änderungsfrequenz, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Sauerstoffversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweisen kann und/oder eine zumindest kurzzeitige Erhöhung der Sauerstoffbeimischung zum Atemgas und/oder eine Anpassung des PEEP.

**[0054]** Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) an, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erhöhtes EIT-Summensignal (44') und/oder eine erniedrigte EIT-Änderungsfrequenz, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Sauerstoffversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte Frequenz aufweisen kann und/oder eine zumindest kurzzeitige Erhöhung der Inspirationszeit und/oder eine Anpassung des PEEP und/oder ein Wechsel des Beatmungsmusters.

Tabelle 3

Beatmungsgerät angesteuert	Sensorisches Monitoring resultierender Kohlendioxid und/oder Sauerstoff und/oder EIT
(schrittweise) Verstellen des PEEPS (zur Austestung des individuell notwendigen PEEPS)	Solange bis Sauerstoff erhöht oder stabil bleibt, ohne dass das Kohlendioxid sich erhöht
(schrittweise) Senken der inspiratorische Sauerstoffkonzentration	Solange bis Sauerstoff den gewünschten Zielkorridor erreicht
(schrittweise) Verstellen des IPAP und/oder EPAP	Solange bis Sauerstoff erhöht oder stabil bleibt, ohne dass das Kohlendioxid sich erhöht und/oder EIT-Summensignal unverändert
(schrittweise) Verstellen der Frequenz	Solange bis Sauerstoff erhöht oder stabil bleibt, ohne dass das Kohlendioxid sich erhöht und/oder EIT-Summensignal unverändert

**[0055]** Tabelle 3 ist erfindungsgemäß so zu verstehen: Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten PEEP (45) an und speichert die resultierenden ersten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40). Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten PEEP (55) an und speichert die resultierenden zweiten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40). Die Steuereinrichtung (21) vergleicht dann die ersten Sensor(mess)werte mit den zweiten Sensormesswerten zur Ermittlung des besser geeigneten PEEP-Druckes.

Diese Vorgehensweisen kann für n unterschiedliche PEEP-Drücke erfolgen zur Bestimmung des idealen PEEP-Druckes.

**[0056]** Tabelle 3 ist erfindungsgemäß generell so zu verstehen: Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (45) an und speichert die resultierenden ersten Sensor(mess)werte zu-

mindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40). Die Steuereinrichtung (21) steuert die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) an und speichert die resultierenden zweiten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40).

Die Steuereinrichtung (21) vergleicht dann die ersten Sensor(mess)werte mit den zweiten Sensormesswerten zur Ermittlung des besser geeigneten Beatmungsmusters.

Diese Vorgehensweisen kann für n unterschiedliche Beatmungsmuster erfolgen zur Bestimmung des idealen Beatmungsmusters (45,55 ...).

Die Entscheidung welches Beatmungsmuster besser geeignet oder optimal ist, wird dabei anhand hinterlegter oder hinterlegbarer Normwerte und Grenzwert für zumindest einen, bevorzugt zumindest zwei der Sensormesswerte beispielsweise als Vorschlag für den Arzt oder Anwender auf dem Display der Vorrichtung oder per Fernübertragung zu einem Display übermittelt. Der Anwender kann daraufhin das besser geeignete Beatmungsmuster auswählen und ausführen lassen oder das Beatmungsmuster noch weiter modifizieren und dann ausführen lassen. Alternativ kann die Vorrichtung selbst, anhand hinterlegter oder hinterlegbarer Normwerte und Grenzwert für zumindest einen, bevorzugt zumindest zwei der Sensormesswerte bestimmen, welches Beatmungsmuster besser geeignet ist und dieses ausführen.

**[0057]** Beispielsweise erfolgt durch die Steuereinrichtung 21 eine Regelung auf Soll-Geräteparameter des Beatmungsgerätes, welche zuvor anhand der charakteristischen Atmung eines Patienten, die sensorisch (2,3,30,40) ermittelt wurde, individuell berechnet und festgelegt worden sind. Es ist auch möglich, dass die Atemgasquelle 100 dynamisch und insbesondere je nach Atemphase des Patienten angepasst wird. Beispielsweise kann anhand der Steuereinrichtung 21 ein Atemphasenwechsel erkannt werden, sodass je nach Atemphase ein höherer bzw. niedrigerer Druck bereitgestellt werden kann. Beispielsweise reagiert das Beatmungsgerät auf bestimmte Atemereignisse, wie z. B. Schnarchen, Atemabflachungen und/oder obstruktive Druckspitzen mit entsprechenden Einstellungen der Geräteparameter.

Die von der Steuereinrichtung 21 erfassten Druckverhältnisse werden zusammen mit weiteren Geräteparametern in einer Speichereinrichtung 31 hinterlegt. Zudem werden die von der Steuereinrichtung 21 eingestellten Druckverhältnisse bzw. die vorgenommenen Druckanpassungen ebenfalls als Geräteparameter in der Speichereinrichtung 31 hinterlegt.

Auch die erfassten Patientenparameter können in der der Speichereinrichtung 31 hinterlegt werden. Auch die Sensorwerte der Sensoren (2,3,30,40) werden in der Speichereinrichtung 31 zumindest teilweise abgelegt.

Als Geräteparameter können beispielsweise ein Start-Therapie-Druck, ein maximaler Therapie-Druck, ein minimaler Therapie-Druck und/oder ein Zielvolumen und/oder andere zur Einstellung der Atemgasquelle 100 geeignete Geräteparameter hinterlegt sein. Diese Geräteparameter werden von der Steuereinrichtung 21 zur Einstellung der Atemgasquelle 100 aus der Speichereinrichtung 31 abgerufen.

Des Weiteren werden die über den Therapiezeitraum erfassten Druckverhältnisse und/oder sonstigen Geräteparameter und/oder Patientenparameter im Rahmen von Therapieverläufen in der Speichereinrichtung 31 hinterlegt. Als Therapieverläufe können z. B. ein Fluss-Verlauf, ein Druck-Verlauf und/oder ein Event-Verlauf registriert werden. Die Therapieverläufe werden der Speichereinrichtung 31 von der Steuereinrichtung 21 bereitgestellt, die diese Daten während der Therapie erfasst.

Die Therapiedaten können auch über ein im Gerät 1 befindliches und/oder an das Gerät 1 angeschlossenes Display 11 bzw. eine Benutzerschnittstelle 61 ausgelesen werden.

In einigen Fällen (Ventilationsinsuffizienz, früher respiratorische Globalinsuffizienz) mit erhöhten pCO<sub>2</sub>-Werten ist die Zufuhr von Sauerstoff und die Abatmung des Kohlendioxids nur mit gleichzeitiger Beatmung möglich.

**[0058]** Beispielsweise steuert die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (45) an bei der EPAP-Druck einen ersten Wert oder einen ersten Verlauf aufweist, wobei die Sensoreinrichtung (3) zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) die resultierende Ventilation der Lunge bestimmt und wobei die zweite Sensoreinrichtung (30) die Kohlendioxidversorgung bestimmt und/ oder wobei die dritte Sensoreinrichtung (40) die Sauerstoffversorgung des Patienten bestimmt. Die Steuereinrichtung (21) speichert die Sensormesswerte, die sich bei der Beatmung mit dem ersten Muster einstellen.

**[0059]** Der EPAP-Druck kann einen ersten Wert aufweisen, der in nachfolgenden Zyklen der Beatmung automatisch oder auf Anwenderauswahl in geändert wird. Die Änderung kann eine Erhöhung oder Erniedrigung sein. Das Ziel der Änderung ist jeweils den EPAP-Druck zu finden, bei dem die Sensormesswerte (3,30,40) als eine Verbesserung der Ventilation und/oder der Sauerstoffversorgung interpretiert werden können.

**[0060]** Der EPAP-Druck kann in diesem Sinne auch oder einen ersten Verlauf aufweisen, der in nachfolgenden Zyklen der Beatmung automatisch oder auf Anwenderauswahl in geändert wird.

Beispielsweise kann der EPAP zu Beginn der Ausatmung ansteigen und dann abfallen oder zur Mitte der Ausatmung einen Maximalwert oder Minimalwert einnehmen. Alternativ kann der EPAP auch zum Ende der Ausatmung einen Maximalwert einnehmen. Der EPAP kann auch während der Ausatmung unterschiedliche Druckniveaus annehmen.

Eine solche Titration kann auch für den IPAP (getrennt von dem EPAP oder in synchronisierter Änderung mit dem EPAP) vorgenommen werden. Der IPAP-Druck kann in diesem Sinne auch oder einen ersten Verlauf aufweisen, der in nachfolgenden Zyklen der Beatmung automatisch oder auf Anwenderauswahl in geändert wird.

Beispielsweise kann der IPAP zu Beginn der Einatmung ansteigen und dann abfallen oder zur Mitte der Einatmung

einen Maximalwert oder Minimalwert einnehmen. Alternativ kann der IPAP auch zum Ende der Einatmung einen Maximalwert einnehmen.

## 5 Patentansprüche

1. Beatmungsvorrichtung (10), umfassend wenigstens ein Beatmungsgerät (1) mit wenigstens einer steuerbaren Atemgasquelle (100) und einer programmierbaren Steuereinrichtung (21) und zumindest einer Sensoreinrichtung (2) zur Bestimmung von Druck und/oder Fluss des Atemgases, wobei die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (45) (hinsichtlich Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) ansteuert, wobei die Beatmungsvorrichtung wenigstens zwei weitere Sensoreinrichtungen (3, 30, 40) aufweist wobei eine Sensoreinrichtung (3) eine Vielzahl einzelner Sensoren (3, 3', 3" ...) aufweist die zur Erzeugung und/oder Messung von elektrischen Potenzialen ausgebildet sind und zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) der Lunge eines Patienten ausgebildet sind, wobei die zweite Sensoreinrichtung (30) ausgebildet ist zur nichtinvasiven Bestimmung der Kohlendioxidversorgung, wobei die dritte Sensoreinrichtung (40) ausgebildet ist zur nichtinvasiven Bestimmung der Sauerstoffversorgung des Patienten **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der EI-Sensoreinrichtung (3) auswertet zur Bestimmung der momentanen Ventilation (44) der Lunge während der Beatmung mit dem ersten Beatmungsmuster (45), wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der zweiten Sensoreinrichtung (30) zur Bestimmung der momentanen Kohlendioxidversorgung (46) auswertet und wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der dritten Sensoreinrichtung 40 zur Bestimmung der momentanen (47) Sauerstoffversorgung auswertet.
2. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 1 **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (45) ansteuert und die resultierenden ersten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40) speichert, wobei die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle dann zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert und die resultierenden zweiten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40) speichert und die ersten Sensor(mess)werte mit den zweiten Sensormesswerten vergleicht.
3. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2 **dadurch gekennzeichnet, dass** die Beatmungsvorrichtung (10) zumindest eine mit der Steuereinrichtung kommunizierende Speichereinheit (31) aufweist, in der zumindest Normwerte (62) und/oder Grenzwerte (63) für die Kohlendioxidversorgung und für die Sauerstoffversorgung hinterlegt sind.
4. Beatmungsvorrichtung nach Anspruch 1,2 oder 3 **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Kohlendioxidversorgung (46) und/oder die Sensormesswerte der momentanen (47) Sauerstoffversorgung von den Normwerten (62) abweichen und/oder Grenzwerte (63) zumindest erreicht sind.
5. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** im Speicher (31) für die Ventilation (44) der Lunge Normwerte (72) und Grenzwerte (73) hinterlegt sind und die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die momentane Ventilation (44) von den Normwerten (72) abweicht und Grenzwerte (73) zumindest erreicht sind.
6. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der EI-Sensoreinrichtung (3) auswertet zur Bestimmung der resultierenden Ventilation (54) der Lunge während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster (55), wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der zweiten Sensoreinrichtung (30) auswertet zur Bestimmung der resultierenden Kohlendioxidversorgung (56) während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster (55), wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte der dritten Sensoreinrichtung (40) auswertet zur Bestimmung der resultierenden Sauerstoffversorgung (57) während der Beatmung mit dem zweiten Beatmungsmuster (55) und wobei die Steuereinrichtung (21) die momentane Ventilation (44) mit der resultierenden Ventilation (54) vergleicht.
7. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45)

verschieden ist, sodass die Sensormesswerte der resultierenden Kohlendioxid- oder Sauerstoffversorgung sich Zielwerten zumindest annähern.

- 5
8. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensormesswerte der momentanen Ventilation (44) und/oder die Sensormesswerte des momentanen (47) Sauerstoffpartialdruckes von den Normwerten (62) abweichen und Grenzwerte (63) zumindest erreicht sind.
- 10
9. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44') und eine hohe oder erhöhte EIT-Änderungsfrequenz (44'') identifiziert, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweist.
- 15
10. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweist.
- 20
11. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erniedrigtes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz und/oder ein erhöhtes Tidalvolumen und/oder eine erhöhte Druckunterstützung aufweist.
- 25
12. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44') und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) einen, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), veränderten EPAP-Druck oder-Verlauf aufweist.
- 30
13. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, welches hinsichtlich Druck und/oder Fluss und/oder Volumen und/oder Frequenz von dem ersten Beatmungsmuster (45) verschieden ist, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein unverändertes EIT-Summensignal (44'), im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erhöhtes Maß für die Kohlendioxidversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte mandatorische Frequenz aufweisen kann, wenn die EIT-Änderungsfrequenz (44'') erniedrigt ist.
- 35
14. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, wenn die Sensoreinrichtung (3) ein erhöhtes EIT-Summensignal (44') und/oder eine erniedrigte EIT-Änderungsfrequenz, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), und ein erniedrigtes Maß für die Sauerstoffversorgung aufweist, wobei das zweite Beatmungsmuster (55) eine, im Vergleich zum ersten Beatmungsmuster (45), erhöhte Frequenz aufweisen kann und/oder eine zumindest kurzzeitige Erhöhung der Inspirationszeit und/oder eine Anpassung des PEEP und/oder ein Wechsel des Beatmungsmusters.
- 40
15. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten PEEP (45) ansteuert und die resultierenden
- 45
- 50
- 55

ersten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40) speichert, wobei die Steuereinrichtung (21) dann die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten PEEP (55) ansteuert und die resultierenden zweiten Sensor(mess)werte zumindest einer Sensoreinrichtung (2,3,30,40) speichert, wobei die Steuereinrichtung (21) dann die ersten Sensor(mess)werte mit den zweiten Sensormesswerten vergleicht.

5

16. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines ersten Beatmungsmusters (45) ansteuert, bei der der EPAP-Druck einen ersten Wert oder einen ersten Verlauf aufweist, wobei die Sensoreinrichtung (3) zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) die resultierende Ventilation der Lunge bestimmt und wobei die zweite Sensoreinrichtung (30) die Kohlendioxidversorgung bestimmt und/ oder wobei die dritte Sensoreinrichtung (40) die Sauerstoffversorgung des Patienten bestimmt, wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte speichert, die sich bei der Beatmung mit dem ersten Muster einstellen, wobei die Steuereinrichtung (21) die Atemgasquelle zur Vorgabe eines zweiten Beatmungsmusters (55) ansteuert, bei der der EPAP-Druck einen zweiten Wert oder einen zweiten Verlauf aufweist, wobei die Sensoreinrichtung (3) zur nichtinvasiven Bestimmung der elektrischen Impedanz (EI) die resultierende Ventilation der Lunge bestimmt und wobei die zweite Sensoreinrichtung (30) die Kohlendioxidversorgung bestimmt und/ oder wobei die dritte Sensoreinrichtung (40) die Sauerstoffversorgung des Patienten bestimmt, wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte speichert, die sich bei der Beatmung mit dem zweiten Muster einstellen, und wobei die Steuereinrichtung (21) die Sensormesswerte die sich nach Applikation des ersten Beatmungsmusters einstellen mit den Sensormesswerten die sich nach Applikation des zweiten Beatmungsmusters einstellen vergleicht und/oder vergleichend auf dem Display darstellt.

10

15

20

17. Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuereinrichtung (21) wenigstens ein Sensorsignal (2,3,30,40) auf Fehler überwacht dadurch, dass bei Erreichen von Grenzwerten eines momentanen Sensorsignals (2,3,30,40) dieses mit einem anderen momentanen Sensorsignal (2,3,30,40) verglichen wird um eine Fehlerhaftigkeit zu erkennen.

25

18. Sensoreinrichtung (3, 30, 40) zur Verwendung mit einer Beatmungsvorrichtung nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche.

30

35

40

45

50

55

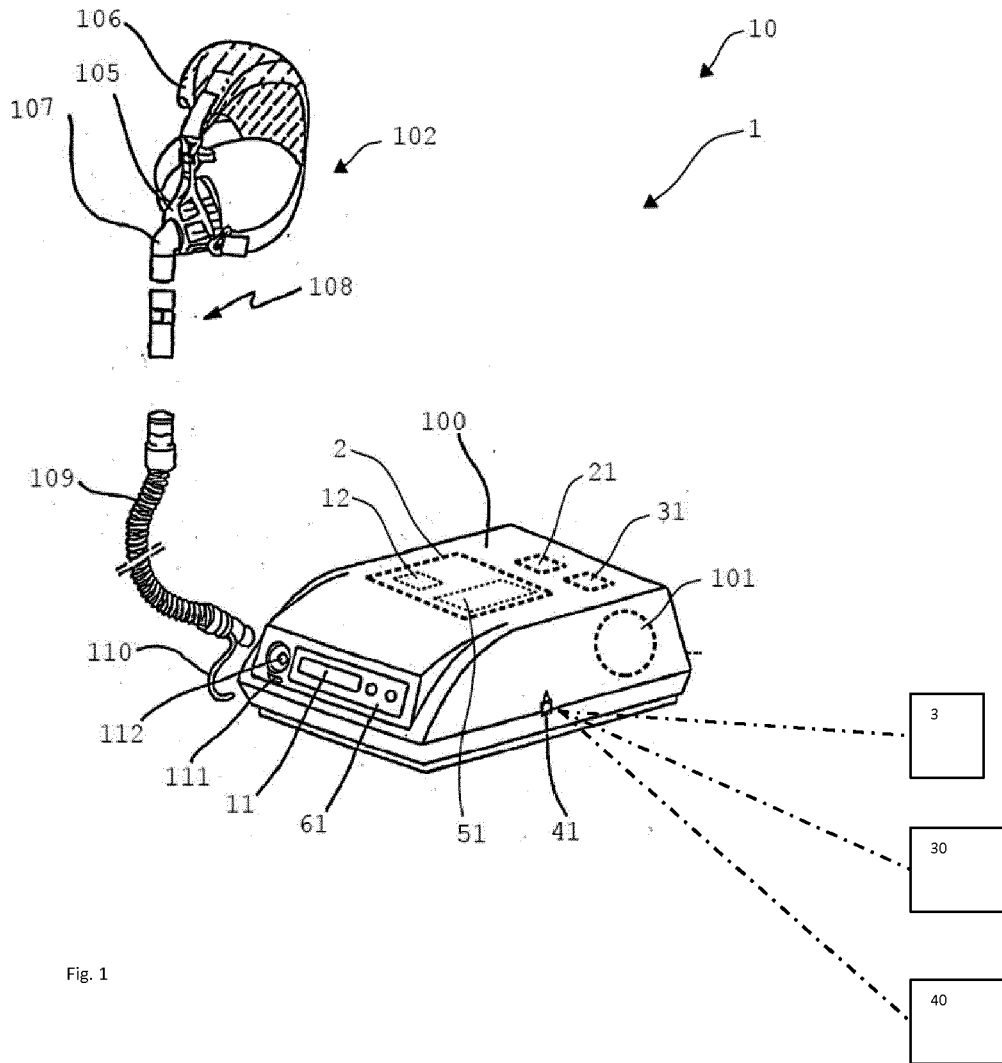


Fig. 1

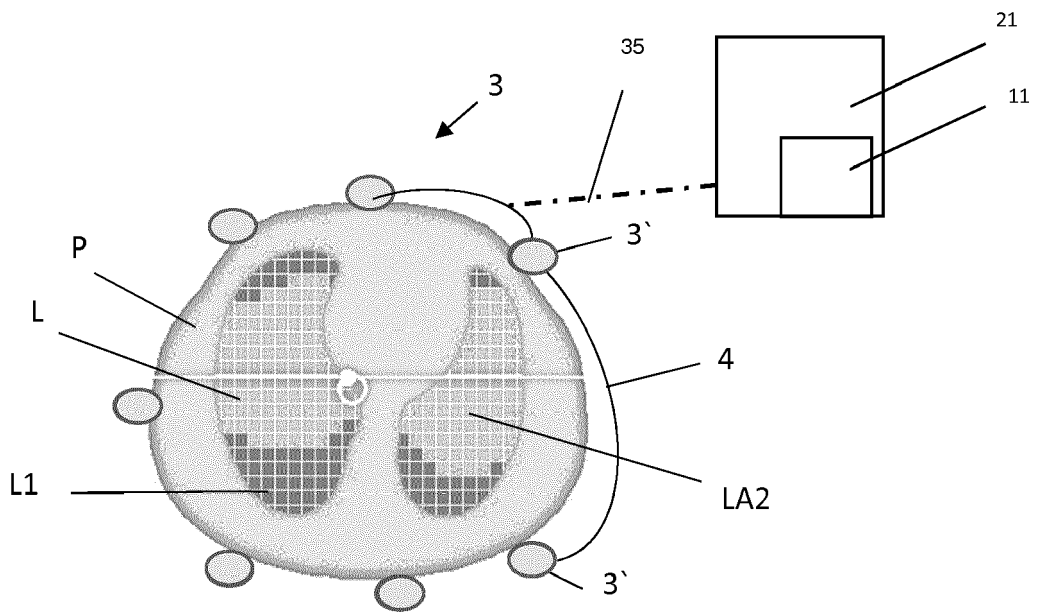


Fig. 2

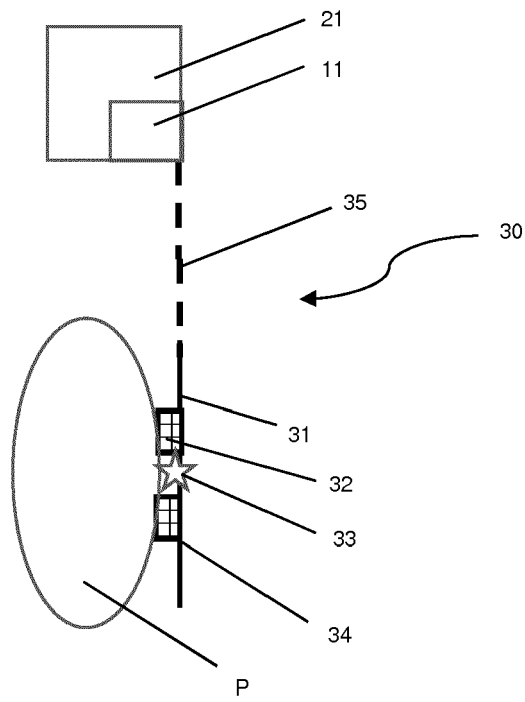


Fig.  
3

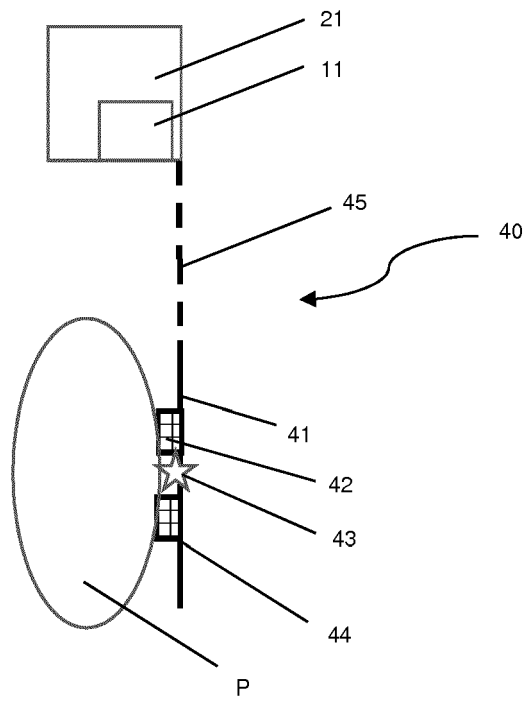


Fig.  
4



## EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung  
 EP 19 40 1034

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	US 2008/295839 A1 (HABASHI NADER M [US]) 4. Dezember 2008 (2008-12-04) * Absätze [0036], [0037], [0040] - [0044], [0053], [0064], [0065], [0098], [0100], [0101]; Abbildung 1 *	1-18	INV. A61B5/053 A61B5/00 A61M16/00
X	DE 197 16 166 A1 (MEIER BERND HORST DR [DE]; HEINEMANN HELMUT OTTO DIPL ING [DE]) 22. Oktober 1998 (1998-10-22) * das ganze Dokument *	1-18	
X	DE 10 2016 107603 A1 (KLINIKUM BREMERHAVEN REINKENHEIDE GGMBH [DE]) 26. Oktober 2017 (2017-10-26) * Absätze [0002], [0004], [0007] - [0009], [0014], [0015], [0020], [0025], [0026]; Abbildung 1 *	1-18	
X	DE 103 01 202 B3 (DRAEGER MEDICAL AG [DE]) 22. Januar 2004 (2004-01-22) * Abbildung 1 *	18	
A		1-17	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
X	DE 10 2013 203177 A1 (HAMILTON MEDICAL AG [CH]) 28. August 2014 (2014-08-28) * Abbildung 1 *	18	A61B A61M
A		1-17	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort Den Haag		Abschlussdatum der Recherche 7. Februar 2020	Prüfer Lommel, André
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT  
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 19 40 1034

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.  
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am  
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

07-02-2020

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2008295839 A1	04-12-2008	AU 2008257519 A1	04-12-2008
		CA 2726597 A1	04-12-2008
		EP 2611485 A2	10-07-2013
		JP 2011529709 A	15-12-2011
		US 2008295839 A1	04-12-2008
		US 2015068526 A1	12-03-2015
		US 2019381264 A1	19-12-2019
		WO 2008146264 A2	04-12-2008
DE 19716166 A1	22-10-1998	DE 19716166 A1	22-10-1998
		US 6079412 A	27-06-2000
DE 102016107603 A1	26-10-2017	DE 102016107603 A1	26-10-2017
		EP 3448252 A1	06-03-2019
		JP 2019515772 A	13-06-2019
		US 2019125277 A1	02-05-2019
		WO 2017186544 A1	02-11-2017
DE 10301202 B3	22-01-2004	KEINE	
DE 102013203177 A1	28-08-2014	DE 102013203177 A1	28-08-2014
		EP 2961315 A1	06-01-2016
		JP 6263555 B2	17-01-2018
		JP 2016507312 A	10-03-2016
		US 2016008561 A1	14-01-2016
		WO 2014131605 A1	04-09-2014

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	肺通气设备		
公开(公告)号	<a href="#">EP3628221A1</a>	公开(公告)日	2020-04-01
申请号	EP2019401034	申请日	2019-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	洛温斯坦医疗科技公司		
申请(专利权)人(译)	洛温斯坦医疗技术S.A.		
当前申请(专利权)人(译)	洛温斯坦医疗技术S.A.		
发明人	KREMEIER, PETER		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00 A61M16/00		
CPC分类号	A61B5/0536 A61B5/4836 A61M16/0066 A61M16/0069 A61M16/024 A61M16/06 A61M16/0683 A61M16/0858 A61M16/0875 A61M16/1005 A61M16/12 A61M2016/0027 A61M2016/0039 A61M2202/0208 A61M2205/3331 A61M2205/3569 A61M2205/3592 A61M2205/52 A61M2209/088 A61M2230/04 A61M2230/10 A61M2230/14 A61M2230/202 A61M2230/205 A61M2230/60 A61M2230/65 A61M2230/005 A61B5/0809 A61B5/0833 A61B5/0836 A61M2016/0033 A61M2205/3334 A61M2205/3344 A61M2230/432 A61M2230/435		
代理机构(译)	马克思THOMAS		
优先权	102018007602 2018-09-26 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种呼吸装置，包括具有可控制的呼吸气体源的呼吸器，可编程控制单元和至少一个用于确定呼吸气体的压力和/或流量的传感器单元。控制单元控制呼吸气源以指定第一呼吸模式。呼吸装置包括至少两个另外的传感器单元，第一传感器单元包括用于产生和/或测量电势并且无创地确定患者的肺的电阻抗的多个单独的传感器，第二传感器单元用于无创地确定患者的肺部二氧化碳供应和第三传感器单元，用于无创地确定患者的氧气供应。控制单元使用第一呼吸模式，瞬时二氧化碳供应和瞬时氧气供应来评估第一，第二和第三传感器单元的测量值，以确定呼吸过程中肺的瞬时通气。

