

# SCHWEIZERISCHE EidGENOSSenschaft

## EidGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(11) CH

711 838 B1

(51) Int. Cl.: **A61B** 5/08 (2006.01)

## **Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein**

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

(12) PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer: 01765/06

(73) Inhaber:  
Hamilton Medical AG, Via Crusch 8  
7402 Bonaduz (CH)

(22) Anmeldedatum: 07.11.2006

(72) Erfinder:  
Josef Brunner, 7000 Chur (CH)  
Marc Wysocki, 78460 Chevreuse (FR)  
Ivo Mettier, 7012 Felsberg (CH)

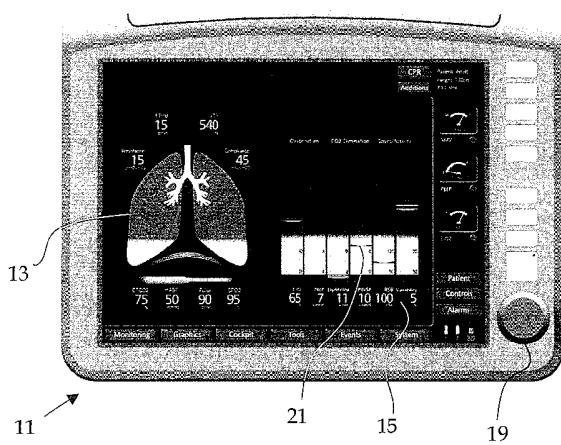
(24) Patent erteilt: 31.05.2017

(74) Vertreter:  
BOHEST AG, Holbeinstrasse 36-38  
4051 Basel (CH)

(45) Patentschrift veröffentlicht: 31.05.2017

(54) Vorrichtung zur Vereinfachung einer diagnostischen Beurteilung eines mechanisch beatmeten Patienten.

(57) Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung mit einem Bildschirm (11), um darauf bei der Beatmung eines Patienten erfasste veränderliche Werte darzustellen. Die Vorrichtung umfasst Mittel zum Erfassen von wenigstens drei veränderlichen Werten unterschiedlicher Herkunft und Mittel zur Darstellung der Werte, die es erlauben, die erfassten Werte auf dem Bildschirm zusammen in einem einzigen grafischen Element (13) qualitativ darzustellen. Dieses grafische Element (13) umfasst eine bildliche Darstellung einer Lungenform. Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, dass die Mittel zur Darstellung der Werte so ausgebildet sind, dass eine bei jedem Atemzug erfasste Volumenveränderung der beatmeten Lunge durch eine dieser entsprechende Größenveränderung der Lungenform animiert dargestellt wird.



## Beschreibung

### Technisches Gebiet der Erfindung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Erfassen von mehreren bei der Beatmung von Patienten zu überwachenden, veränderlichen Werten und Darstellen der Werte auf einem Bildschirm.

[0002] Das mechanische Beatmen von Patienten ist gegebenenfalls notwendig, um den Patienten am Leben zu erhalten. Dies ist beispielsweise bei einer Narkose, oder aber auch bei Krankheiten oder nach Unfällen der Fall. Eine mechanische Beatmung kann jedoch auch die Lunge des Patienten schädigen. Es ist daher Ziel jeder beatmenden Behandlung, sie so kurz und so wenig intensiv wie möglich durchzuführen. Für eine Einschätzung der Notwendigkeit der Beatmung sowie der notwendigen Intensität der Beatmung sind Patientenparameter und Geräteeinstellungen heranzuziehen.

[0003] Um die Beatmung möglichst auf die Bedürfnisse des Patienten anzupassen, ist eine immerwährend neue Beurteilung des Patientenstatus und eine ebenso immerwährend neue Beurteilung der Abhängigkeit des Patienten von einer mechanischen Beatmung notwendig. Die Abhängigkeit des Patienten ist ableitbar aus dem gegenwärtigen Beatmungsstatus einerseits, welcher aus den am Beatmungsgerät eingestellten Geräteparametern erkennbar ist, und dem Patientenstatus andererseits, der aus den Patientenparametern erkennbar ist.

### Stand der Technik

[0004] Herkömmliche Beatmungsgeräte, Anästhesiegeräte oder Überwachungsgeräte besitzen einen Bildschirm als Display, auf welchem mittels Sensoren gemessene Patientenparameter und/oder die Einstellungen einer mechanischen Beatmung in Echtzeit dargestellt werden können.

[0005] Die Darstellung der Patientenparameter kann meist gewählt werden zwischen einer Darstellung in Form von numerischen Werten oder in Form von Graphen. Einige solche Graphen zeigen je einen einzelnen Patientenparameter im Zeitablauf, wobei die x-Achse die Zeit darstellt und auf der y-Achse der zum gegebenen Zeitpunkt gemessene oder errechnete Wert des Parameters aufgetragen ist. Die Kurve gibt daher einen Messwert eines Parameters zu einem jeweils angezeigten Zeitpunkt der Vergangenheit und insbesondere in Echtzeit an. Mehrere solche Graphen können nebeneinander oder übereinander dargestellt sein. Es können in einem einzigen Graphen zwei Kurven gleichzeitig dargestellt sein. Einige Graphen zeigen zwei Patientenparameter, die in sogenannten Loops gegeneinander aufgetragen sind. Auf der x-Achse sind die Werte des einen Parameters, auf der y-Achse die Werte des anderen Parameters aufgetragen. Im Laufe der Zeit durchläuft ein jeweils beide Messwerte darstellender Punkt eine geschlossene Kurve, eben einen Loop. Diese Loops werden dadurch laufend aktualisiert. Der beide Messwerte darstellende Punkt zeigt jeweils die aktuellen Werte der Messungen in Echtzeit an.

[0006] Die bekannten grafischen Darstellungen solcher Messwerte sind daher zweidimensionale Kurven, welche einen oder in der speziellen Form von Loops gleichzeitig zwei Patientenparameter in Echtzeit darstellen. Eine Veränderung eines Messwerts bewirkt eine Formänderung des Loops oder des Graphen.

[0007] Die Darstellung von Messwerten der Patientenparameter und/oder von daraus errechneten Werten benutzt der Arzt zur Abschätzung des Patientenstatus. Durch Vergleichen dieser Messwerte und Graphen mit ihm bekannten Normalwerten und tolerierbaren Abweichungen von diesen Normalwerten schätzt der Arzt ab, wie gut es dem Patienten momentan geht.

[0008] Die Geräteeinstellung bei einer mechanischen Beatmung ist aus einer Reihe numerisch angezeigter Einstellungs-werte ablesbar. Die Beurteilung dieser Werte ist notwendig, um die Abhängigkeit des Patienten von der mechanischen Beatmung einschätzen zu können und eine rasche Entwöhnung zu erreichen.

[0009] Derartige numerische und grafische Darstellungen können nur mit grosser Erfahrung spontan beurteilt werden. Die Ärzte müssen sich eingehend mit den angezeigten Werten auseinandersetzen, um die Situation richtig beurteilen zu können. Ein Übersehen eines einzelnen Parameters, der gegen eine Entwöhnung, gegen eine Reduktion der Intensität oder für eine Erhöhung der Intensität spricht, kann zu schwerwiegenden Problemen führen.

[0010] Im «Journal of the American Medical Informatics Association» Band 10, Nummer 4 vom Juli/August 2003 ist unter dem Titel «The Employment of an Iterative Design Process to Develop a Pulmonary Graphical Display» eine Forschungsarbeit veröffentlicht. Darin ist die Entwicklung einer grafischen Anzeige der Lungenfunktion für die Anästhesie als Beispiel angeführt für ein iteratives Gestaltungsverfahren mit integriertem Brauchbarkeitstest.

[0011] Mit dem als Beispiel angeführten Design ergab der Brauchbarkeitstest einen Anstieg der intuitiven Erfassbarkeit der anatomischen Bedeutung der Darstellung um 25%. Die intuitive Erfassbarkeit der Bedeutung der variablen Darstellungsmitte wurde um 34% erhöht und die Präzision des diagnostischen Inhalts lediglich um 4% verringert. Das diese besten Testwerte hervorbringende Design zeigte schliesslich ein grafisches Element, das folgende Bildelemente umfasste: Eine grafisch sehr vereinfachte Lunge mit zwei Lungenflügeln, eine grafisch sehr vereinfachte Luftröhre mit zwei Bronchialästen, die in die Lungenflügel hineinreichen, anschliessend an die Bronchien ist ein Blasbalg dargestellt, dessen Höhe das Tidalvolumen darstellt. Links des Balgs ist ein Rechteck dargestellt, dessen Farbe den Sauerstoffgehalt der Atemluft darstellt, und rechts des Balgs ist ein Rechteck dargestellt, dessen Höhe den endtidalen CO<sub>2</sub>-Wert darstellt. Über dem Balg steht die Respirationsrate als Zahl.

**[0012]** In der Luftröhre und in den Bronchien können Dreiecke abgebildet sein, die einen Atemwiderstand symbolisieren. Die Farbe der Lungenflügel symbolisiert die Sauerstoffversorgung der Lungen. Die Compliance der Lunge wird durch zwei unterschiedliche Umrandungen der Lungenflügel dargestellt: Eine Schaumblasen darstellende Umrandung stellt eine erhöhte Compliance, ein gerasterter Käfig stellt eine erniedrigte Compliance dar.

**[0013]** Die grafische Darstellung ist nicht animiert. In der Beschreibung wird als wichtiger Aspekt angeführt, dass die intuitive Erfassbarkeit der Darstellung ändern kann, wenn die Darstellung mit Echtzeitdaten animiert wird. Zukünftige Studien müssten noch zeigen, ob die Darstellung intuitiv erfassbar und brauchbar bleibt, wenn sie mit Patientendaten animiert ist.

#### Aufgabe der Erfindung

**[0014]** Es ist deshalb die Aufgabe der Erfindung, eine diagnostische Beurteilung eines beatmeten Patienten zu vereinfachen, bzw. eine Beurteilung der bei einer Beatmung eines Patienten zu beurteilenden Parameter zu vereinfachen. Es ist ein weiteres Ziel der Erfindung, die zu beurteilenden Parameter aufzuarbeiten und darzustellen. Ein weitergehendes Ziel der Erfindung besteht darin, durch die Darstellung dieser Parameter den Patientenstatus bzw. die Abhängigkeit des Patienten von der mechanischen Beatmung rasch und möglichst intuitiv erfassbar zu machen.

#### Erfindungsgemäße Lösung der Aufgabe

**[0015]** Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss gelöst durch eine Vorrichtung gemäss Anspruch 1. Eine bevorzugte Ausführungsform ergibt sich aus Anspruch 2.

**[0016]** Die erfindungsgemäße Vorrichtung ermöglicht die Durchführung eines Verfahrens zum Erfassen von mehreren veränderlichen Werten unterschiedlicher Herkunft eines mechanisch beatmeten Patienten und Darstellen der Werte auf einem Überwachungs-Bildschirm, welcher mit dem Stand der Technik das Merkmal aufweist, dass wenigstens drei dieser Werte erfasst und zusammen in einem einzigen grafischen Element, das eine bildliche Darstellung einer Lungenform umfasst, qualitativ dargestellt werden. Es unterscheidet sich von diesem Stand der Technik, indem die aktuelle Volumenveränderung der beatmeten Lunge dargestellt wird, indem die Lungenform sich mit jedem Atemzug vergrössert und verkleinert.

**[0017]** Die Animation der Lungenform hat den Vorteil, dass die sich bewegende Lungenform unmittelbar als eine die Patientenlunge darstellende Grafik verstanden wird. Sie zeigt die Rate an und kann durch die Größenveränderung auch das Atemzugvolumen qualitativ anzeigen. Ferner ist unmittelbar erkennbar, ob sich die Lungenform tatsächlich bewegt, d.h., ob der Patient wirklich ventiliert wird, oder ob beispielsweise eine Okklusion oder eine Dekonnektion vorliegt, in welchen Fällen nämlich die Lungenform vorteilhaft eine fixe Grösse aufweist.

**[0018]** Die Animation der Lungenform hat gegenüber einer Animation eines Balges den Vorteil, dass nicht die Arbeit des Beatmungsgeräts, sondern die Wirkung der Beatmung sichtbar gemacht ist.

**[0019]** Wenn die Lungenform auch lediglich in einer Dimension Größenveränderungen erfahren könnte, so wird bevorzugt, wenn die Lungenform jeweils im Wesentlichen normal zu einer Kontur der Lungenform vergrössert und verkleinert wird. Diese ist sehr intuitiv als eine die Atembewegung darstellende Bewegung erfassbar. Eine solche Größenveränderung wird wahrgenommen als Insufflation der Lunge und als Entleeren der Lunge. Sie zeigt damit einen passiven Patienten an. Die eigene Aktivität des Patienten kann sichtbar gemacht werden, indem während der Größenveränderung der Lungenform der Umriss der Lungenform auf der Zwerchfellseite in seiner Gestalt verändert wird. Die Größenveränderung der Lungenform kann daher in zweierlei Weise geschehen, so dass unterschieden werden kann, ob der Patient aktiv atmet oder lediglich beatmet wird. Zum Erfassen, ob der Patient aktiv atmet, kann ein Triggersignal in an sich bekannter Weise erfasst werden.

**[0020]** Die veränderlichen Werte werden zweckmässigerweise mittels Sensoren an einem beatmeten oder möglicherweise zu beatmenden Patienten gemessen. Sie können aber auch aus solchen Messwerten rechnerisch ermittelt werden.

**[0021]** Zweckmässigerweise wird die Atemströmung und/oder werden die Druckverhältnisse patientenseitig in einem Beatmungsschlauch erfasst. Damit kann neben der Eigenaktivität des Patienten auch überwacht werden, ob eine Diskonnektion oder eine Okklusion vorliegt. Vorteilhaft wird der Grösse der Lungenform ein konstanter Wert zugeordnet, falls eine Diskonnektion oder eine Okklusion festgestellt wird. Die Lungenform wird, um intuitiv die Okklusion von der Diskonnektion unterscheiden zu können, gross dargestellt, falls eine Okklusion festgestellt wird, und klein dargestellt, falls eine Diskonnektion festgestellt wird. Es kann vorgesehen sein, dass eine normale Lungenformgrösse als Vergleichswert der sich bewegenden oder nicht bewegenden Lungenform überlagert ist. Dies kann z.B. als Linie oder Hintergrundfläche mit der Lungenform in einer konstanten oder sich mit der Lungenform vergrössernden und verkleinernden Grösse dargestellt werden. Eine solche Linie oder Fläche kann ebenfalls eine Vergleichsform für die Compliance der Lunge darstellen.

**[0022]** In bekannter Weise wird – in die Lungenform integriert – eine Atemwegform dargestellt. Dieser wird wenigstens ein den Atemweg charakterisierender, veränderlicher Wert einer Eigenschaft dieser Atemwegform zugeordnet. Vorzugsweise wird der Atemwiderstand der Weite der Atemwegform zugeordnet. Bei hohem Atemwiderstand werden enge Atemwege dargestellt, bei geringem, d.h. normalem Atemwiderstand werden weitere Atemwege dargestellt. Neben der Weite der Atemwegsform kann auch die Farbe oder die Helligkeitsstufe der Atemwegsform eine qualitative Aussage über den Beatmungswiderstand beinhalten. Beide Eigenschaften können miteinander kombiniert oder einzeln benutzt werden.

**[0023]** Weiter kann das grafische Element eine Herz- oder Blutgefäßform umfassen, wie auch eine Lungenmuskulatur in Form eines Zwerchfells unterhalb der Zwerchfellseite der Lungenform. Wenigstens ein den Blutkreislauf charakterisierender veränderlicher Wert wird dabei einer Eigenschaft der Herzform oder der Blutgefäßform zugeordnet. Solche Werte können sein: Blutdruck, dargestellt durch die Gefäßweite; Sauerstoffsättigung und CO<sub>2</sub>-Partialdruck, dargestellt durch zwei Farben in Teilbereichen der Gefäß- oder Herzform; Puls, dargestellt durch ein blinkendes oder fahrendes Zeichen in der Blutgefäßform oder im Herz. Ein die Beteiligung des Patienten an der Atemarbeit charakterisierender veränderlicher Wert wird einer Eigenschaft dieser Muskulaturform zugeordnet. Ein solcher Wert kann ein Triggersignal sein, dargestellt durch beispielsweise ein Aufblitzen des Muskelbogens. Es kann auch die Stärke der Beteiligung dargestellt werden durch die Grösse der Muskelform. Derart kann eine qualitative Aussage über eine Aktivität der Lungenmuskulatur gemacht werden, die sehr rasch und intuitiv erfassbar ist. Eine Aktivität der Lungenmuskulatur wird beispielsweise in drei, vier, fünf oder sechs Abstufungen dargestellt.

**[0024]** Die Veränderung der Muskulaturform geschieht zweckmässigerweise synchron mit der Aktivität der Lungenmuskulatur (schwach – stark) und mit der Atembewegung (Einatmen, flacher werden des Bogens; Ausatmen, Aufwölben des Muskelbogens).

**[0025]** Weiter ist erwünscht, dass die Lungenform eine qualitative Aussage über die Compliance machen kann. Vorteilhaft wird diese durch eine Konturlinie gemacht, die dicker und/oder ungleich dick ist bei einer steiferen Lunge, und die dünner ist bei einer dehnbareren Lunge. Auch die Umrissgestalt der Lungenform kann eine solche qualitative Aussage über die Steifigkeit oder Dehnbarkeit (Compliance) der Lunge machen. Diese ist bei steifer Lunge z.B. kantiger, bei dehnbarer Lunge überbläht oder runzlig dargestellt. Eine Musterung der Lungenfläche kann ebenfalls die Compliance darstellen. Die Musterung weist vorteilhaft eine Asymmetrie auf, wenn der Wert für die Compliance nicht im Normalbereich liegt. Die Musterung kann beispielsweise ein Gitternetz darstellen, dessen Netzfelder eckiger sind bei einer harten Compliance und rund sind bei einer weichen Compliance. Die Eigenschaften Umrissform, Musterung und Konturlinie können vorteilhaft auch zusammen die Compliance qualitativ darstellen und auf diese aufmerksam machen. Mit zunehmender Abweichung von normalen Werten soll die Lunge zudem asymmetrischer dargestellt werden, um die Abweichung augenfälliger zu machen.

**[0026]** Der Puls kann ferner durch den Rhythmus einer Konturveränderung der Herz- oder Gefäßform oder einer Helligkeitsveränderung oder einer Farbveränderung innerhalb der Herz- oder Gefäßform angezeigt werden.

**[0027]** Lunge mit Atemwegen und Muskulaturform bilden zusammen zweckmässigerweise ein einziges grafisches Element, das als Ganzes zu lesen ist. Die einzelnen Bestandteile stehen in einem festen Bezug zueinander. Muskel und Lungenflügel bewegen sich synchron. Aber auch die Gefäß-/Herzform ist in dieses grafische Element eingebunden. Dies erhöht die intuitive Lesbarkeit der Symbole, da diese als menschliche Organe wahrgenommen werden. Die Lesbarkeit der Lungenform als Lunge erhöht die Lesbarkeit der Muskelform als Zwerchfell. Die Lesbarkeit dieser Bildbestandteile wieder legt dem Betrachter nahe, dass die Gefäßform ein Gefäß, die Herzform ein Herz darstellt.

**[0028]** Neben den Patientenparametern, die durch diese Zusammenfassung in den erwähnten Organdarstellungen leicht erfassbar gemacht werden, braucht der Arzt in der Regel auch die Geräteparameter, um die Situation richtig einschätzen zu können. Diese werden besser in einer zweiten Grafik dargestellt. Es wird daher vorgeschlagen, dass auf dem Bildschirm ein zweites grafisches Element dargestellt wird, das wenigstens drei, vorzugsweise mehr als drei, besonders bevorzugt alle der folgenden Parameter grafisch darstellt:

- die applizierte Sauerstoffkonzentration «FiO<sub>2</sub>»,
- der positive endexspiratorische Druck «PEEP»,
- der Inspirationsdruck «P<sub>insp</sub>», oder der inspiratorische Mitteldruck «P<sub>imean</sub>»,
- das Verhältnis zwischen kontrollierter Beatmung und spontaner Atmung «RR<sub>tot</sub>/RR<sub>spont</sub>», oder das schnelle, flache Atmen «RSB» (rapid shallow breathing),
- das Verhältnis des theoretischen Minutenvolumens (z.B. abgeleitet von IBW) zum aktuellen Minutenvolumen «MV»
- der Variabilitätsindex und/oder
- ein Index für die Atemanstrengung des Patienten (z.B. P0.1, der die Atemanstrengung anhand des vom Patienten generierten Unterdrucks ermittelt, oder ein alternativer Index, der die Atemanstrengung beispielsweise anhand der vom Patienten generierten Flussdynamik bestimmt)

**[0029]** Anhand dieser Parameter oder einer Auswahl dieser Parameter kann der Arzt abschätzen, wie stark der Patient abhängig vom Gerät ist. Auch diese Parameter sollen möglichst rasch erfassbar gemacht werden.

**[0030]** Zu diesem Zweck werden diese Werte erfasst und mit einer Lage einer Teilung oder eines lageveränderlichen Bestandteils auf Skalen analog oder quasi-analog angezeigt. Jeder Skala ist einer dieser Parameter zugeordnet. Der aktuelle Wert jedes dargestellten Parameters wird vorteilhaft jeweils auf einer Strecke dargestellt, welche Strecken jeweils einenends schlechte und in Abstand dazu gute Werte des jeweiligen Parameters anzeigen und diese Strecken derart angeordnet werden, dass die guten Werte aller Strecken grafisch in Beziehung zueinander gesetzt sind. Dies erleichtert die Bewertung der angezeigten Werte erheblich.

**[0031]** Die Skala ist vorteilhaft unterteilt in wenigstens zwei Bereiche. Wenigstens einen Bereich für gute Werte und einen für schlechte Werte, und gegebenenfalls einen für mittlere Werte. Diese können durch ihre Farbe, ihre Helligkeit und/oder

durch ihre Musterung unterschieden sein. Durch die Farbe, Helligkeit oder Musterung eines dieser Bereiche wird angezeigt, ob der angezeigte Parameterwert innerhalb oder ausserhalb des Bereichs mit guten Werten liegt. Vorteilhaft wird durch die Farbe, Helligkeit oder Musterung eines Bereichs jeder Strecke oder des Hintergrunds angezeigt, ob alle angezeigten Messwerte innerhalb ihres Bereichs mit guten Werten liegen. Liegen alle Werte in den Bereichen für gute Werte, so kann eine Entwöhnung überprüft werden. Ist wenigstens ein Wert noch nicht innerhalb dieses guten Bereichs, so kann davon abgesehen werden, eine Entwöhnung zu überprüfen.

**[0032]** Dem oben beschriebenen Verfahren entsprechend ist eine erfindungsgemäss Vorrichtung wie folgt ausgebildet.

**[0033]** Die Vorrichtung ist in bekannter Art mit einem Bildschirm ausgerüstet, um darauf bei der Beatmung eines Patienten erfassste veränderliche Werte darzustellen, umfasst Mittel zum Erfassen von wenigstens drei veränderlichen Werten unterschiedlicher Herkunft und Mittel zur Darstellung der Werte. Diese Mittel erlauben es, die erfassten Werte auf dem Bildschirm zusammen in einem einzigen grafischen Element qualitativ darzustellen. Dieses grafische Element umfasst in immer noch bekannter Art eine bildliche Darstellung einer Lungenform.

**[0034]** Vom eingangs erwähnten Stand der Technik unterscheidet sich diese Vorrichtung jedoch dadurch, dass die Mittel zur Darstellung der Werte so ausgebildet sind, dass eine bei jedem Atemzug erfasste Volumenveränderung der beatmeten Lunge durch eine dieser entsprechende Grössenveränderung der Lungenform animiert dargestellt ist. Es ist demnach nicht lediglich ein Atemzugvolumen bildlich dargestellt, sondern der Effekt der Beatmung auf die Lunge ist in Echtzeit bildlich dargestellt. Es sind dazu zweckmässigerweise Sensoren vorgesehen. In einer bevorzugten Ausführungsform ist patientenseitig an einem Beatmungsschlauch ein Sensor zur Überwachung von Druck und/oder Fluss der Beatmungsluft vorhanden. Mit diesem kann festgestellt werden, ob eine Diskonnektion oder eine Okklusion vorhanden ist, oder ob der Patient effektiv beatmet wird. Wird die Patientenlunge mit Beatmungsluft aufgeweitet und wird diese in die Lunge gedrückte Luft wieder abgelassen, so ist auf dem Bildschirm eine animierte Lungenform dargestellt. In den beiden erwähnten Fällen, in denen die Ventilation nicht stattfindet, ist die Lungenform jedoch mit einer konstanten Grösse auf dem Bildschirm dargestellt. Dies macht den Effekt am Patienten sichtbar, nicht die im Beatmungsgerät eingestellte Absicht.

**[0035]** Zweckmässigerweise ist die konstante Grösse der Lungenform gross, falls eine Okklusion festgestellt wird, und klein, falls eine Diskonnektion festgestellt wird. Die das Atmen darstellende Flächenveränderung der Lungenform steht vorteilhaft in Relation zum gemessenen Tidalvolumen.

**[0036]** Die dargestellte Lungenform umfasst vorteilhaft auch eine Atemwegform (Luftröhre mit Bronchien). Mit dieser ist wenigstens ein die Atemwege betreffender veränderlicher Wert, insbesondere der Widerstand, dargestellt. Auch durch die Farbe oder die Helligkeitsstufe der Atemwegsform kann ein aktueller Beatmungswiderstand dargestellt sein oder die Abweichung von einem Normalwert hervorgehoben sein.

**[0037]** Die Lungenform kann aufgeteilt sein. Eine Flächenteilung der Fläche der Lungenform stellt vorteilhaft eine Differenz zwischen einem idealen Lungenvolumen und einem tatsächlich ventilirten Lungenvolumen dar. Eine solche Teilung wird – bildlich gesprochen – als «Wasser» in der Lunge wahrgenommen und enthält vorteilhaft die Information, welcher Anteil der Lunge nicht an der Atmung beteiligt ist.

**[0038]** Eine aktuelle Ausbildung einer Konturlinie der Lungenform und/oder eine aktuelle Gestalt eines Umrisses der Lungenform enthalten vorteilhaft eine qualitative Aussage über die Steifigkeit oder Dehnbarkeit (Compliance) der Lunge. Diese Konturlinie und dieser Umriss sind animiert. Sie werden grösser und kleiner mit jedem Atemzug. Wie bereits beschrieben, hat die Konturlinie eine der Compliance entsprechende Dicke und die Umrissgestalt ist geradliniger und eckiger, je steifer die Lunge ist, und umso runder und ausgebuchteter, je dehnbarer die Lunge ist. Ein Vergleichswert in Form einer gespannten, runden Linie oder einer solchen Hintergrundfläche kann zu Vergleichszwecken eingeblendet sein. Dieser stellt eine ideale Compliance als eine dem Umriss der idealen Lungenform folgende Linie oder eine die ideale Lungenform aufweisende Fläche dar. Zudem kann ein ideales Atemzugvolumen damit dargestellt werden.

**[0039]** Teil des grafischen Elements ist zudem vorteilhaft eine Muskulaturform. Mit dieser zweckmässigerweise als Zwerchfell unterhalb der Lunge dargestellten Muskelform ist die Beteiligung des Patienten an der Atemarbeit betreffender veränderlicher Wert darstellbar. Eine solche Darstellung ist intuitiv lesbar. Ein dicker Muskel beispielsweise wird als starke Beteiligung, ein dünner als schwache Beteiligung erkennbar. Das Erscheinen der Muskelform und das Wegbleiben der Muskelform sind unmittelbar erkennbar als Triggersignal des Patienten beziehungsweise als Ausbleiben desselben.

**[0040]** Ein weiterer Bestandteil des grafischen Elements ist vorteilhaft eine Gefässform oder Herzform. Diese ist dazu geeignet, einen den Blutkreislauf betreffenden veränderlichen Wert darzustellen. Durch die aktuelle Weite einer Gefässform kann ein aktueller Blutdruck, insbesondere der aktuelle mittlere Blutdruck, dargestellt sein. Durch die aktuelle Farbe zumindest eines Bereichs der Gefässform und/oder der Herzform kann eine aktuelle Sauerstoffsättigung und der aktuelle CO<sub>2</sub>-Partialdruck des Blutes dargestellt sein.

**[0041]** Der Puls kann vorteilhaft durch ein entlang einer Gefässform laufendes oder durch ein blinkendes Symbol angezeigt sein.

**[0042]** Generell kann gesagt werden, dass wenigstens drei Werten unterschiedlicher Herkunft wenigstens drei der Herkunft entsprechende, unterschiedliche erste Grafikparameter zugeordnet werden, welche ersten Grafikparameter unterschiedliche grafische Grundeigenschaften des Elements und des Hintergrunds definieren. Als grafische Grundeigenschaften des dargestellten Elements und dessen Hintergrund wird beispielsweise verstanden:

- Eine Position des Elements auf dem Bildschirm oder in Relation zu einem anderen Element,
- eine Grundform,
- eine Konturlinie,
- eine Farbigkeit,
- eine Helligkeit,
- eine Musterung,
- eine Teilung, oder
- ein lageveränderlicher Bestandteil, usw.

Diese Grundeigenschaften können jeweils die Eigenschaft des Elements und/oder des Hintergrunds betreffen.

**[0043]** Vorteil dieser Zuordnung von Herkunft zu Grundeigenschaft des Elements oder dessen Hintergrund ist, dass 3, 4, 5, 6 oder mehr Daten von jeweils unterschiedlicher Herkunft in einem einzigen Element dargestellt und zudem qualitativ bewertet werden können. Denn ein Element besitzt obige unterschiedliche Grundeigenschaften, denen jeweils eine besondere Herkunft der Daten zugeordnet werden kann.

**[0044]** Die qualitative Darstellung des Messwerts oder der Geräteeinstellung erfolgt dann aufgrund des Wertes des dargestellten Parameters. Unterschiedlichen Werten gleicher Herkunft werden nämlich zweite Grafikparameter zugeordnet, die unterschiedliche Zustände der entsprechenden Grundeigenschaft definieren. Als Zustände der Grundeigenschaften können genannt werden:

- Grösse und Ausbildung der Form,
- Dicke der Konturlinie,
- definierte Farbe aus einer Farbskala,
- spezifische Helligkeit aus einer Graduierung der Helligkeit, jeweils der Elementfläche, des Hintergrunds, einer Konturlinie, eines beweglichen Bestandteils, einer Teilfläche, usw.,
- Ausbildung einer Musterung auf einer vorhandenen Fläche,
- Kontrast der Musterung,
- Lage einer vorliegenden Teilung, Deutlichkeit der Teilung, Weite des Grenzbereichs,
- Lage eines vorhandenen lageveränderlichen Bestandteils, usw.

**[0045]** Wird eine Wertung eines oder mehrerer der dargestellten Werte bezüglich eines Vergleichswerts oder eines Vergleichswertebereichs angezeigt, so hat dies den Vorteil, dass die Beurteilung des Wertes wesentlich rascher erfolgen kann und daher wesentlich rascher auch Massnahmen eingeleitet werden können, die zum Wohl des Patienten gereichen.

### Kurzbeschreibung der Figuren

**[0046]** In den Figuren werden Beispiele für eine mit dem Verfahren erreichte Darstellung gezeigt. Die Formen und Zuordnungen gemäss dieser Beschreibung und den Figuren sind beispielhaft und können verändert werden, ohne von der in den Ansprüchen definierten Erfindung abzuweichen. Es zeigt:

- Fig. 1 einen Bildschirm eines Beatmungsgeräts mit einer mit dem erfindungsgemässen Verfahren generierten Darstellung von 14 Werten und zusätzlichen Wertungen dieser Werte in Form einer schematischen Organ-  
darstellung für die Patientenparameter und einer vergleichenden Skalenleiste für die eine Abhängigkeit des Patienten von der Beatmung anzeigen den Geräteparametern.
- Fig. 2 denselben Bildschirm nach einer Öffnung eines Alarmfensters.
- Fig. 3 einen Bildschirm eines Beatmungsgeräts mit der mit dem erfindungsgemässen Verfahren generierten Darstellung und einer zusätzlichen, herkömmlichen Darstellung von zwei Patientenparametern.
- Fig. 4 einen Bildschirmausschnitt, der die vergleichende Skalenleiste mit darin angezeigten Messwerten darstellt, wobei mehrere Messwerte in einem Bereich liegen, der ein Fortsetzen der maschinellen Unterstützung des Atmens erfordert.
- Fig. 5 den Bildschirmausschnitt gemäss Fig. 4, wobei alle Messwerte in einem Bereich liegen, der ein Abbrechen der maschinellen Unterstützung des Atmens erlauben könnte.
- Fig. 6 einen Bildschirmausschnitt, der die Organdarstellung mit den darin angezeigten Messwerten darstellt, wobei normales Lungenvolumen, eine normale funktionelle Residualkapazität, eine schlechte Compliance, ein relativ hoher Atemwiderstand, eine grosse Muskelkraft und ein hoher Blutdruck dargestellt sind.
- Fig. 7 den Bildschirmausschnitt gemäss Fig. 6, wobei allerdings eine krankhafte funktionelle Residualkapazität, eine normale Compliance, ein geringer Atemwiderstand, eine geringe Muskelkraft und ein niedriger Blutdruck dargestellt sind.

- Fig. 8 die Darstellung eines normalen Volumens anhand der Elementgrösse, bei normaler Compliance, dargestellt durch die Elementform und die feine Konturlinie.
- Fig. 9 die Darstellung eines geringen Lungenvolumens anhand der Elementgrösse im Vergleich zu einer Vergleichslinie oder -fläche, bei normaler Compliance.
- Fig. 10 das aktive Atmen des Patienten anhand der Lungenform-Veränderung im Vergleich zu einer Vergleichslinie oder -fläche.
- Fig. 11 das dargestellte Bild bei abwesenden Messwerten (lediglich Vergleichslinie oder Vergleichsfläche).
- Fig. 12 eine normale funktionelle Residualkapazität durch Teilung der Elementfläche.
- Fig. 13 eine krankhafte funktionelle Residualkapazität durch Teilung der Elementfläche.
- Fig. 14 das dargestellte Bild bei abwesenden Messwerten.
- Fig. 15 eine schlechte Compliance (harte Lunge) durch eine asymmetrische, eckige Form und eine Konturlinie des Elements, deren Dicke variabel ist.
- Fig. 16 eine normale Compliance durch symmetrische Umrissform mit gespannter runder Linienführung.
- Fig. 17 einen überhöhten Wert für die Compliance, dargestellt durch die asymmetrische, teilweise über die Vergleichsfläche hinausreichende, schrumpelig geblähte Form und die sehr dünne, beinahe fehlende Konturlinie des Elements.
- Fig. 18 einen normalen Atemwiderstand durch eine völlige Ausfüllung des Elements mit einer Farbe und die Helligkeit der Farbe.
- Fig. 19 einen erhöhten Atemwiderstand durch Abstand zwischen der farbigen Ausfüllung und der Konturlinie des Elements und eine hellere Farbe.
- Fig. 20 einen extrem hohen Atemwiderstand durch eine dünne Farbfläche und ihre noch hellere Farbe.
- Fig. 21 das Element bei Abwesenheit des Messwert für den Atemwiderstand.
- Fig. 22 eine geringe Muskelaktivität des Patienten durch die geringe Dicke des Elements.
- Fig. 23 eine hohe Muskelaktivität des Patienten durch eine grosse Dicke des Elements,
- Fig. 24 ein Triggersignal ohne messbare Muskelaktivität.
- Fig. 25 einen geringen Blutdruck durch Verringerung des Durchmessers des dargestellten Blutgefäßes von links nach rechts.
- Fig. 26 einen hohen Blutdruck durch Vergrösserung des Durchmessers des dargestellten Blutgefäßes von links nach rechts.
- Fig. 27 einen normalen Blutdruck.
- Fig. 28 die Abwesenheit eines Messwerts für den Blutdruck.
- Fig. 29 den Puls durch ein bewegtes Element auf dem stehenden Bild für das Blutgefäß.
- Fig. 30 die Sättigung des Blutes mit Sauerstoff anhand der Farbe des Blutes auf der rechten Seite des Blutgefäßes.

#### **Detaillierte Beschreibung der Erfindung anhand der in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispiele**

[0047] Die in den Fig. 1 bis 3 dargestellten Bildschirme 11 zeigen mit dem erfindungsgemässen Verfahren generierte Darstellungen. Diese Darstellungen umfassen einen ersten Bereich 13 mit Patientenparametern, welcher ein an Organe erinnerndes Element enthält, und einen Bereich 15 mit Geräteparametern, welcher eine Skalenleiste umfasst. Die Skalen dieser Skalenleiste sind verschieden. Auf diesen Skalen sind mit einem lageveränderlichen Bestandteil 21 Messwerte und Geräteeinstellungen angezeigt. In Fig. 1 nehmen diese beiden Bereiche 13 und 15 praktisch den ganzen Bildschirm ein. In Fig. 3 sind sie in der oberen Hälfte des Bildschirms zusammengedrängt, weil im unteren Bereich ein Fenster geöffnet ist. Mit dem Wählknopf 19 kann ein solches Fenster angewählt und geöffnet werden, worauf sich die Darstellung gemäss Fig. 1 in eine Darstellung gemäss Fig. 2 verändert. In Fig. 3 nimmt die Darstellung beider oben erwähnten Bereiche lediglich

einen Teilbereich des Bildschirms ein, während ein oberer Teilbereich in herkömmlicher Art zwei Graphen präsentiert und ein linker Bildschirmbereich mit numerischen Werten angefüllt ist.

**[0048]** Diese unterschiedlichen Bildschirmgestaltungen können gerätespezifisch vorgesehen oder bei einem Gerät wählbar sein.

**[0049]** In Fig. 4 und 5 ist der Bereich 15 dargestellt, in welchem die zur leichteren Interpretation aufbereiteten Geräteparameter dargestellt sind. Als Geräteparameter sind im Beispiel angeführt (von links nach rechts):

$\text{FiO}_2$ , der Sauerstoffgehalt der Atemluft, in Prozent;

PEEP, der positive endexspiratorische Druck in  $\text{cmH}_2\text{O}$ ;

ExpMinVol, das exspiratorische Minutenvolumen in Litern pro Minute;

$P_{\text{INSP}}$ , der inspiratorische Überdruck in  $\text{cmH}_2\text{O}$ ;

RSB (rapid shallow breathing), ein Index für die Oberflächlichkeit oder Effizienz der Atmung in f/Vt (Atemfrequenz durch Tidalvolumen);

Variability, ein Index, der die Abweichung von einer absolut regelmässigen Atmung anzeigt; ein Index, der die Atemanstrengung anzeigt. Ein bekannter solcher Index wird P0.1 genannt. Dieser wird gemessen anhand eines durch die Aktivität des Patienten innerhalb einer kurzen Zeitspanne erreichten Unterdrucks im Beatmungssystem. Ein dem P0.1 vergleichbarer Index kann erhalten werden, indem eine durch den Patienten geschaffene Dynamik des Flusses des Beatmungsgases gemessen wird.

**[0050]** Die ersten zwei Skalen geben Information zur Sauerstoffversorgung des Patienten, weshalb sie mit «Oxygenation» überschrieben sind, die mittleren zwei zur Ventilation, weshalb sie mit « $\text{CO}_2$  Elimination» überschrieben sind, und die letzten beiden zur Eigeninitiative des Patienten, weshalb sie mit «Spont/Activity» überschrieben sind.

**[0051]** Jede Skala ist vertikal gerichtet und besitzt einen Normalbereich 27, in dem die Werte als für den Patienten oder den Krankheitsverlauf günstig eingeschätzt werden können. Dieser Bereich ist farblich und helligkeitsmässig hervorgehoben. Im Beispiel ist er hellgrün, während der Rest der Skala dunkelgrau ist und sich nur sehr schwach vom schwarzen Hintergrund des Bildschirms abhebt. Unterhalb jeder Skala ist der exakte Messwert numerisch angegeben. Innerhalb der Skala wird derselbe Wert analog angezeigt mit Hilfe eines lageveränderlichen Zeigers 29.

**[0052]** In Fig. 4 liegen die Messwerte, die auf den Skalen für PEEP,  $P_{\text{INSP}}$  und RSB angezeigt werden, jeweils innerhalb des Normalbereichs 27. Daher leuchten diese Normalbereiche in einem helleren Grün auf als die benachbarten Normalbereiche der Skalen, die einen nicht als gesund oder normal einzuschätzenden Messwert anzeigen. In der Fig. 5 sind alle Messwerte innerhalb der Normalbereiche. Daher leuchten alle Normalbereiche in diesem helleren Grün auf. Zudem leuchtet der Hintergrund der Digitalanzeigen ebenfalls in diesem Grün auf, um anzuzeigen, dass alle Skalen Werte anzeigen, die innerhalb des Normalbereichs 27 liegen.

**[0053]** Abweichend von der dargestellten Variante wird vorzugsweise ein einzelner Parameter mit einem Messwert innerhalb des Normalbereichs nicht farblich hervorgehoben. Hingegen wird die Zeitspanne seit Eintreten des Messwerts in den Normalbereich angezeigt. Falls alle Parameter Messwerte im Normalbereich aufweisen, so werden alle Normalbereiche gemeinsam farblich hervorgehoben. Ein erstes Blau zeigt an, dass noch nicht alle Werte innerhalb des Normalbereichs liegen. Ein gegenüber diesem helleres Blau zeigt an, dass alle Messwerte innerhalb des Normalbereichs liegen und daher eine Entwöhnung in Frage kommen kann.

**[0054]** Dieser Geräteparameter-Bereich 15 umfasst also sechs nebeneinander angeordnete Skalen, von denen jeweils zwei nebeneinanderliegende Skalen zusammengefasst sind, wenigstens durch eine Überschrift oder einen gemeinsamen Rahmen. Die sechs Skalen sind, wie in Fig. 5 dargestellt, mit einem gemeinsamen Rahmen zusammengefasst. Eine Skala kann zusammen mit der numerischen Wertangabe als Element betrachtet werden. In diesem Element werden folgende Werte dargestellt: Die Herkunft der Messdaten definiert demnach die Lage der Skalen im Bezug zu den anderen Skalen. Jede Skala ist ein Element mit einem Hintergrund einer numerischen Anzeige (wechselt von Schwarz auf Grün) mit einer Zahl darauf (wechselt von Weiss auf Schwarz), einem farblich hervorgehobenen Normalbereich (wechselt seine Helligkeit), einem lageveränderlichen Zeiger 29 (wechselt seine Lage auf der Skala), einem Schwellenwert 31 zur Anzeige einer Tendenz (ist je nach Tendenz der Lageveränderung über oder unter dem Zeiger 31 und kann je nach Geschwindigkeit der Werteveränderung (oder Lageveränderung) kürzer oder länger sein).

**[0055]** Der Messwert oder Einstellungswert für die an einer bestimmten Stelle vorgesehene Skala wird daher analog und numerisch (in den Figuren ist die Übereinstimmung dieser beiden Anzeigarten leider nicht immer gegeben) dargestellt. Die analoge Darstellung erfolgt über die Lage des lageveränderlichen Zeigers 29.

**[0056]** Ein Wert mit einer zweiten Herkunft ist die Tatsache, ob dieser Messwert innerhalb oder ausserhalb des Normalbereichs liegt. Diese Tatsache kann durch die Helligkeit des farblich hervorgehobenen Normalbereichs 27 dargestellt werden.

**[0057]** Ein Wert mit einer dritten Herkunft ist die Tatsache, ob alle übrigen Werte ebenfalls innerhalb des jeweiligen Normalbereichs 27 liegen. Diese Tatsache kann durch die Helligkeit und Farbe des Hintergrunds der Zahlen der numerischen Anzeige und der Zahl vor diesem Hintergrund dargestellt werden und/oder durch die Helligkeit oder Farbe aller Normalbereiche.

**[0058]** Ein Wert mit einer vierten Herkunft ist eine Tendenz der Entwicklung des angezeigten Wertes. Diese Tendenz kann durch einen Schwellenwert 31 des lageveränderlichen Bestandteils 29 angezeigt werden.

**[0059]** Ein Wert mit einer fünften Herkunft ist die Geschwindigkeit der Veränderung in diese Richtung, welche Geschwindigkeit durch die Länge des Schweißs angezeigt werden kann.

**[0060]** Es ist daher mit einem Blick auf ein einzelnes Element erkennbar, welcher Wert z.B. für  $\text{FiO}_2$  eingestellt ist, ob dieser Wert im Normalbereich liegt, in welche Richtung die letzte Einstellungs-Korrektur verlief, und, falls  $\text{FiO}_2$  innerhalb des Normalbereichs liegt, ob die anderen Mess- und Einstellungswerte bereits ebenfalls im Normalbereich liegen.

**[0061]** Im Fall von ExpMinVol gibt es beidseits des Normalbereichs 27 Skalenbereiche, die ungünstige Werte anzeigen. Bei den übrigen Skalen sind diese Normalbereiche 27 endständig. Entgegen der in den Figuren dargestellten Ausbildung kann bei einzelnen oder allen Skalen auch noch ein Übergangsbereich, unterschieden durch eine andere Farbe, Mustierung oder andere Helligkeit, zwischen den Normalbereich und die ungünstigeren Bereiche der Skalen eingefügt sein. Bei der dargestellten Ausführung ist der Normalbereich 27 lediglich verschwommen gegenüber dem ungünstigeren Bereich abgegrenzt.

**[0062]** Die Skalen sind derart gestaucht und gestreckt, dass die Normalbereiche eine einheitliche Länge aufweisen. Die Skalen hingegen nehmen unterschiedlich lange Bereiche der Elementlänge ein. Dadurch ergibt sich eine übersichtliche Darstellung, bei der die Annäherung eines einzelnen Werts an den Normalbereich ausgezeichnet erkennbar ist. Mit unterschiedlich langen Normalbereichen 27 könnte eine solche leichte Lesbarkeit der Anzeige nicht erreicht werden.

**[0063]** Die Normalbereiche der Skalen sind auf einer allen gemeinsamen, zentralen Achse angeordnet. Dies würde auch dann die Übersichtlichkeit der Anzeige erhöhen, wenn die Normalbereiche unterschiedliche Längen aufwiesen.

**[0064]** Die in den Skalen der Elemente dargestellten und darunter numerisch angezeigten Messwerte sind teilweise Messwerte und teilweise Einstellungswerte des Beatmungsgeräts. Der Sauerstoffgehalt des Beatmungsgases  $\text{FiO}_2$  kann von der Einstellung des Geräts abgenommen werden oder von einer Messung mittels eines Sensors.

**[0065]** PEEP ist gewöhnlich ebenfalls ein Einstellungswert. ExpMinVol, das ausgeatmete Volumen pro Minute, ist aus der Flussmessung während der Exspirationsphase errechnet und über mehrere Atemzüge ausgemittelt.

**[0066]**  $P_{\text{insp}}$  ist meist ein Einstellungswert. Dieser Druck kann aber auch mit einem Sensor überwacht werden. RSB, «rapid shallow breathing», wird aus Messungen errechnet. Es basiert auf einer Messung der Rate und des geatmeten Volumens.

**[0067]** Die Variabilität wird errechnet aufgrund der Unterschiede der zeitlichen Abstände der Atemzüge, der Unterschiede in der Länge der Atemzüge und/oder der Volumenunterschiede bei den Atemzügen. Eine gute Variabilität zeigt eine grössere Unabhängigkeit des Patienten von der Beatmung an, wenig Variabilität jedoch eine grössere Abhängigkeit.

**[0068]** Der Bereich 13 mit der Darstellung der Patientenparameter besitzt eine bildliche und qualitative Anzeige, die begleitet ist von einer numerischen und quantitativen Angabe einiger Messwerte. Die numerische Angabe der Messwerte kann auch an anderer Stelle gemacht werden. Sie ist offensichtlich nicht Bestandteil der grafischen Elemente, die eine leichte Lesbarkeit und Interpretierbarkeit der Messwerte ermöglichen.

**[0069]** Die Darstellung der Patientenparameter im Bereich 13 umfasst eine schematische Lungenform mit zwei Lungenflügeln. Die Lungenflügel sind bei einer gesunden Compliance symmetrisch ausgebildet. Sie enthalten beide dieselbe Information. Weiter umfasst die Darstellung einen schematischen Atemwegsbaum 33, eine schematische Muskulatur 35 und ein schematisches Blutgefäß 37. Diese Teilbereiche enthalten unterschiedlich viel Information. Sie werden weiter unten einzeln im Detail beschrieben.

**[0070]** In Fig. 6 und 7 sind sich zwei beispielhafte Ausbildungen des im Bereich 13 dargestellten grafischen Elements gegenübergestellt. Sofort springen Unterschiede der formalen Ausbildung der Elemente ins Auge, wogegen die Zahlenwerte rund um die grafischen Elemente zuerst gelesen und dann interpretiert zu werden brauchen.

**[0071]** Im Vergleich zu der herkömmlichen Aufbereitung von Messwerten und Einstellungswerten mittels Graphen und numerischen Werten kommt der Vorteil der erfindungsgemässen Aufbereitung anhand dieser Darstellung der entsprechenden Daten deutlich zum Vorschein. Während die Zuordnung der Zahlenwerte und der Messwerte, wie auch der Graphenformen, lediglich über erlernte Positionszuordnung, Formabschätzungen oder Lesen der Beschriftung möglich ist, ist eine solche Zuordnung bei der Darstellung mittels an Organe erinnernder Bilder intuitiv erkennbar. Eine Abweichung 23 von einer idealen Totalkapazität der Lunge oder die Muskelaktivität des Muskels 35 beispielsweise sind in der bildlichen Darstellung sofort erkennbar, wogegen ein Zahlenwert bedeutend schwieriger zu interpretieren wäre. Die Compliance beispielsweise ist als Zahlenwert und als grafische Gestaltung des Elements dargestellt. Die kantige und dicke Konturlinie 41 in Fig. 6 zeigt die Härte der Lunge augenscheinlich auf, wogegen die runden, Spannung aufweisenden Formen und die Feinheit der Konturlinie in der Fig. 7 jedermann die gesunde Compliance der Lunge sofort erkennen lassen. Die Zuordnung der Werte 20  $\text{ml}/\text{cmH}_2\text{O}$  oder 60  $\text{ml}/\text{cmH}_2\text{O}$  zu einem entsprechenden Sachverhalt ist hingegen auch für erfahrene Ärzten, viel abstrakter und daher weniger rasch und sicher erkennbar. Sie erfordert Gedankenarbeit, die, dank der neuartigen Aufbereitung der Daten, nun mit grösserem Nutzen in die Abwägung und Auswahl therapeutischer Massnahmen investiert werden kann.

### Die Lunge 31

[0072] Die Lungenform 31 besteht aus zwei spiegelbildlichen Lungenlappen. Die Lappen sind beim dargestellten Beispiel spiegelbildlich identisch ausgebildet. Sie können aber auch ungleich ausgebildet sein, um beispielsweise zwischen ihnen einem Herzen Platz einzuräumen.

[0073] Die Grösse der Lungenlappen zeigt grob das Lungenvolumen an. In Fig. 8 und 10 ist die Lunge mit Luft gefüllt, in Fig. 9 ist sie in ausgeatmetem Zustand.

[0074] Die Lungenlappen haben eine Umrissgestalt. Diese Umrissgestalt ist unterschiedlich ausgebildet, je nach Compliance der Lunge. Die Form der Lunge ist daher der Messwertherkunft «Compliance» zugeordnet. In Fig. 15 ist eine schlechte Compliance, in Fig. 16 ein normale und in Fig. 17 eine zu hohe Compliance dargestellt. Die Compliance ist zusätzlich zur Darstellung über die Umriss-Form auch über die Konturlinie 41 dargestellt. Eine niedrige Compliance ist an einer dicken, geradlinig und eckig ausgebildeten Konturlinie erkennbar. Eine hohe Compliance, d.h. eine flexible Lunge, ist an der dünnen Konturlinie entlang einer gegenüber der normalen Form aufgeblähten Form erkennbar. Es sind fünf oder sechs Abstufungen vorgesehen: Eine für eine flexible Lunge, eine für eine normale Lunge und drei oder vier für unterschiedlich steife Lungen. Die Compliance der Lunge kennt eine grosse Bandbreite und kann mit jedem Atemzug neu bestimmt werden.

[0075] Die Lungenform ist bei aktiver Atmung unterschiedlich, je nach Atemzustand der Lunge. In Fig. 10 ist die Lunge aktiv eingeaatmet. Die inneren Ecken 43 der Lungenlappen sind nach unten gezogen, so dass die Lungenlappen unten auf einer gemeinsamen Geraden enden. Beim Ausatmen verkleinert sich die Lungenfläche und kehren die inneren Ecken der Lungenlappen in den ausgeatmeten Zustand gemäss Fig. 9 zurück. In diesem Zustand sind die inneren Ecken 43 der Lungenlappen nach oben zurückgewichen, so dass die unteren Ränder der Lungenlappen gegen die Mitte hin ansteigen.

[0076] Bei einem inaktiven Patienten bleibt die Lungenform ähnlich. Sie verändert dann lediglich ihre Fläche, indem die Lungenform von einem Zentrum (z.B. bei der oberen Lungenflügelspitze) aus gespreizt wird.

[0077] Es sind für die Darstellung z.B. 10 Stufen von Fig. 9 zu Fig. 10, bzw. von Fig. 9 zu Fig. 8 vorgesehen. Die Fläche der Lungenform nimmt entsprechend einer aktuellen Flussmessung synchron mit der Volumenkurve beim Einatmen zu und beim Ausatmen ab.

[0078] In Fig. 11 ist die Lungenform dargestellt, wie sie bei Abwesenheit von Messwerten angezeigt wird.

[0079] Der atemzugweisen Formveränderung der Lungenform ist daher der Herkunft der Werte von der Aktivität/Passivität des Patienten zugeordnet. Die Grösse der Lungenform bzw. die atemzugweise Größenveränderung zeigt den Atemzustand der Lunge an.

[0080] In den Fig. 8 bis 11 und 15 bis 17 ist jeweils die Kontur 45 einer gesunden, eingeaatmeten Lunge als Vergleichswert eingezzeichnet. In der Darstellung der Messwerte dient diese Vergleichslinie der Beurteilung der angezeigten Lungengrösse und der angezeigten Compliance. Die Formen und die Grösse der Lunge sind dadurch besser und eindeutiger ablesbar.

[0081] Die Lungenlappen nehmen eine Fläche ein und haben eine farbliche Teilung der Fläche (Fig. 12 und 13). Die Darstellung gemäss Fig. 14 zeigt an, dass keine Messung der funktionellen Residualkapazität vorhanden ist. Wenn keine Messung zur Verfügung steht, ist die Lungenform grau und die Fläche ungeteilt. Wenn eine Messung zur Verfügung steht, ist die Lungenform in einen oberen blauen, leicht gemusterten Bereich und einen unteren weissen Bereich 23 unterteilt. Der Übergang ist unscharf ausgebildet. Die Teilung ist unterschiedlich ausgebildet, je nach Grösse der funktionalen Residualkapazität (FRC) der Lunge. Die Darstellung gemäss Fig. 12 zeigt eine noch normale FRC an, die Darstellung gemäss Fig. 13 eine schlechte FRC. Die Anzeige wird nach jeweils ca. 60 Minuten auf neue FRC-Messwerte abgestützt.

[0082] Die Farbigkeit und der obere Anteil der Lungenform sind daher einer Atemvolumenmessung und einer Messung der funktionalen Residualkapazität zugeordnet, die mit einem aufgrund der Körpergrösse des Patienten berechneten idealen Lungenvolumen (oberer plus unterer Anteil) verglichen sind. Die Messwerte spiegeln sich in der durch entsprechende Grafikparameter definierten Lage der Teilung wieder.

[0083] Die Parameter Tidalvolumen, funktionelle Residualkapazität, Compliance, Lungengrösse, aktives/passives Atmen und Atemzustand der Lunge, und damit auch die Beatmungsfrequenz in Form einer zeitlichen Abfolge von unterschiedlich grossen Formen, können daher praktisch auf einen Blick erfasst werden. Die verschiedenen Parameter überlagern sich in der Darstellung. Die Lungenform mit geringer Compliance kann ihre Grösse und Form ebenso verändern, falls die entsprechenden Daten zur Verfügung stehen, wie eine Lungenform normaler oder hoher Compliance. Die Teilung der Lungenform in eine Abweichung 23 von einer idealen Totalkapazität und die gegebene Totalkapazität macht die Bewegungen der Lungenlappen mit und ist unabhängig von der Compliance. Der Anteil der funktionalen Residualkapazität füllt die Lungenflügel über der Teilung, wenn diese in expirierter Darstellung (Fig. 9) erscheinen. In einer inspirierten Darstellung (Fig. 12 oder 13) umfasst der obere Anteil das vorhandene Totalvolumen der Lunge. In einer bevorzugten Ausführungsform werden demnach wenigstens 4 oder 5 verschiedene Parameter jeweils qualitativ dargestellt.

### Der Atemwegbaum 33

[0084] Ein zur Lunge gehörendes Grafikelement ist der Atemwegbaum 33. Der Atemwegbaum 33 besitzt eine vereinfacht dargestellte Luftröhre mit zwei Bronchien und weiteren Verästelungen. Die Grundform dieses Atemwegbaumes bleibt im-

mer unverändert und ist mit einer Konturlinie 47 als Vergleichswert dargestellt. Dieser Atemwegbaum stellt den Atemwiderstand, die Resistance, grafisch dar. Die Messwerte werden in Form eines farbigen Atemwegbaumes 49 im Innern dieser Grundform dargestellt. Bei Messergebnissen für einen hohen Atemwiderstand wird der farbige Atemwegbaum 49 dünnastig ausgebildet, während bei geringem Atemwiderstand die Messwerte als dickastiger Atemwegbaum 49 dargestellt werden. Entsprechend ist die weisse Linie, die den Zwischenraum zwischen dem inneren, farbigen Atemwegbaum 49 und der Konturlinie 47 füllt, bei einem hohen Atemwiderstand dick, und bei einem niedrigen Widerstand dünn oder abwesend. Die Helligkeit oder Farbigkeit des inneren Atemwegbaums 49 ist dem Atemwiderstand angepasst. Bei hohem Widerstand ist die Farbe heller und/oder weniger intensiv als bei niedrigem Widerstand. Als Farbe wird ein gesundes bis bleiches Rosa bevorzugt. Solche Anpassungen können aber auch anders als beschrieben geschehen. So kann bei hohem Widerstand der Atemwegbaum in einer Alarmfarbe dargestellt sein.

**[0085]** Die Messung des Atemwiderstands kann bei jedem Atemzug gemacht werden. Sie generiert Daten mit einer Bandbreite von 0 bis 50 cmH<sub>2</sub>O/ml/s. Es sind für die Darstellung des Widerstands drei Stufen vorgesehen. Bei Abwesenheit von Messwerten ist kein farbiger Atemwegbaum 49 dargestellt, sondern lediglich die Kontur der Grundform.

#### Das Zwerchfell 35:

**[0086]** Ebenfalls zur Lunge kann der als stilisiertes Zwerchfell dargestellte Muskel 35 gezählt werden. Die Dimension des Muskels 35 zeigt an, wie stark der Patient selber atmet. Ein kräftiger Muskel gemäss Fig. 23 zeigt eine starke Beteiligung des Patienten an der Atemarbeit an. Ein schwacher Muskel gemäss Fig. 22 zeigt eine schwache Beteiligung des Patienten an der Atemarbeit an. Die Abwesenheit des Muskels zeigt an, dass der Patient sich an der Atemarbeit nicht beteiligt, oder dass keine Messwerte vorliegen. Eine Muskellinie gemäss Fig. 24 zeigt an, dass ein Triggersignal vorliegt. Diese Muskellinie leuchtet bei einem Triggersignal auf und verblasst danach wieder.

**[0087]** Der Muskel 35 ändert bei der Patientenaktivität seine Form, bleibt aber gleich stark. Er streckt sich beim Einatmen und wölbt sich auf beim Ausatmen. Parallel dazu bewegt sich die Form der Lungenlappen wie beschrieben. Für die Darstellung der Bewegung sind für beide Muskelstärken je 10 Stufen zwischen eingearmter und ausgeatmter Lunge vorgesehen.

#### Das Blutgefäß 37

**[0088]** Grafisch unabhängig von Lunge, Atemwegen und Muskulatur ist die Darstellung von Werten im Zusammenhang mit dem Blut, nämlich der mittlere Blutdruck, der Puls und die Sättigung des Blutes mit Sauerstoff, beziehungsweise der arterielle CO<sub>2</sub>-Partialdruck. Diese Werte sind mit einem stilisierten Blutgefäß 37 dargestellt. Anstelle einer Blutader 37 könnte auch ein Herz dargestellt sein.

**[0089]** Das Blutgefäß 37 besitzt eine linke und eine rechte Seite, die in den Darstellungen gemäss Fig. 25 bis 30 lediglich durch die Helligkeit der Flächen und/oder durch die Form getrennt sind. In Wirklichkeit ist auch ein farblicher Unterschied vorhanden, der jedoch in dieser Schrift nicht bildlich dargestellt werden kann. Falls keine Messwerte und kein Puls vorliegen, wird nur die Konturlinie 51 des Blutgefäßes gemäss Fig. 28 angezeigt. Ist kein Messwert für die Sauerstoffsättigung des Blutes, jedoch ein solcher für den Blutdruck vorhanden, ist die Fläche grau dargestellt (Fig. 25–27), um den Blutdruck anzeigen zu können. Falls lediglich ein Puls angezeigt wird, ist das Blutgefäß grau gefüllt, wie es in Fig. 27 dargestellt ist.

**[0090]** In der Mitte des Blutgefäßes geschieht schematisch der Gasaustausch. Diese Mitte kann mit einer Form, z.B. einem Kreis, einem Punkt oder einer Lungenform markiert werden. Von links nach rechts läuft im Takt des Pulses einlageveränderlicher Bestandteil 39 (Fig. 29) in Form eines Druckwellensymbols. In derselben Richtung «läuft» das Blut. Das bedeutet: Links der Mitte ist das Blut vor dem Gasaustausch dargestellt. Dort kann seine Farbe gegebenenfalls den arteriellen CO<sub>2</sub>-Partialdruck anzeigen. Rechts von der Mitte ist das Blut nach dem Gasaustausch dargestellt. Dort zeigt die Farbe die Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes an. Der Messwert, der den CO<sub>2</sub>-Partialdruck angibt, wird in zwei Abstufungen der Farbe Blau qualitativ angezeigt. Der Messwert, der die Sauerstoffsättigung anzeigt, wird in zwei Abstufungen der Farbe Rot, nämlich Rosa und Magenta, qualitativ angezeigt. In Fig. 29 und 30 ist eine hohe Sauerstoffsättigung durch ein sattes Magenta der rechten Blutgefäßseite dargestellt.

**[0091]** Der mittlere Blutdruck wird durch die Breite der farbigen oder grauen Füllfläche 53 dargestellt. Es wird vorgeschlagen, die Breite der Füllfläche 53 im linken Teil des Blutgefäßes konstant zu lassen. Auf der rechten Seite des Blutgefäßes wird die Breite der Füllfläche 53 variiert, um den mittleren arteriellen Blutdruck qualitativ anzuzeigen. Eine breite Ausbildung der rechtsseitigen Füllfläche 53 über die Breite der Füllfläche 53 auf der linken Seite und über eine Vergleichskontur 51 des Blutgefäßes hinaus zeigt einen hohen Blutdruck-Messwert an (Fig. 26). Eine schmale rechte Füllfläche 53 zeigt indes einen tiefen Messwert für den Blutdruck an (Fig. 25). Ein normaler Blutdruck ist mit konstant breiter Füllfläche 53 angezeigt (Fig. 27).

**[0092]** Der Blutdruck kann auch von der oben angeführten Art abweichend angezeigt werden. Es ist z.B. möglich, dem Blutdruck entsprechend die Form des Blutgefäßes insgesamt von links nach rechts zu verengen oder aufzuweiten, einen Bereich zu blähen oder zusammenzuziehen. Der Blutdruck könnte über die ganze Länge des Blutgefäßes dargestellt werden durch die Breite der Füllfläche 53, eine Dicke der Gefäßkonturlinie oder andere veränderliche Eigenschaften der Darstellung.

**[0093]** Es werden lediglich vier Darstellungen unterschieden: Hoher Blutdruck, normaler Blutdruck, tiefer Blutdruck, keine Messung. Die Darstellung wird jeweils nach 5 bis 60 Minuten auf die Basis neuer Messwerte abgestellt. Sie stellt den mittleren arteriellen Blutdruck dar und weist eine Bandbreite von 0 bis 100 mmHg auf.

**[0094]** Ist keine Messung des Blutdrucks vorhanden, so kann die Sättigung des Blutes, bzw. der jeweilige arterielle Partialdruck, zum Beispiel anhand eines farbigen Punktes auf der linken und rechten Seite dargestellt werden (nicht dargestellt in den Figuren).

**[0095]** Mit Hilfe des Blutgefäßes 37 werden daher die folgenden drei Parameter z.B. durch Form, Farbe und einen beweglichen Bestandteil qualitativ dargestellt: Blutdruck, Sauerstoffsättigung, Puls. Zudem kann möglicherweise der CO<sub>2</sub>-Partialdruck dargestellt werden.

**[0096]** Die Werte für die Compliance und die Resistance werden über eine Messung von Fluss und Druck beim Einatmen und beim Ausatmen bestimmt und sowohl numerisch als auch grafisch angezeigt. Diese Messungen werden beispielsweise mit einem patientennahen Zweiweg-Flusssensor und dem Beatmungsgeräte-eigenen Druck-Sensor gemacht und in bekannter Art umgerechnet, um Werte für die Compliance und die Resistance zu erhalten. Die ermittelten Werte werden ihrer Werthöhe entsprechend dann einem von sechs (Compliance) bzw. einem von drei (Resistance) verschiedenen Grafikparameterwerten zugeordnet.

**[0097]** Werte für die Anzahl der Atemhübe pro Minute werden vom Beatmungsgerät genommen und gegebenenfalls mit vom Patienten ausgelösten Triggersignalen kombiniert. Es wird beispielsweise eine Zeitmessung über acht Atemhübe genommen und auf eine Anzahl Atemhübe pro Minute umgerechnet. Dieser errechnete Wert wird gerundet und in ganzen Zahlen numerisch angezeigt. Die Darstellung der Lungenbewegung indes zeigt die Atembewegung synchron zu einem mit der oben erwähnten Flussmessung ermittelten Volumen. Einzelne kurze Atemhübe wie auch Pausen in der Atembewegung werden als solche dargestellt.

**[0098]** Das exspiratorische Tidalvolumen VTE wird mittels Integration einer Flussmessung über die Exspirationsphase ermittelt. Dieser Mess- oder Rechenwert bildet die Grundlage für eine numerische Anzeige eines Volumens, aber auch für die grafische, bildhafte Darstellung der Lungengröße. Zur Errechnung der bildlich dargestellten Lungengröße wird auf die Körpergröße abgestellt. Die Lungengröße setzt sich zusammen aus dem Tidalvolumen und der funktionalen Residualkapazität (oberer Anteil), sowie einer Differenz zu einer idealen Lungengröße. Das Tidalvolumen wird bei jedem Atemhub gemessen. Die funktionelle Residualkapazität wird mit einem Manöver ermittelt, indem nämlich die Sauerstoffkonzentration in der Beatmungsluft in definiertem Umfang geändert wird und die Auswirkung auf den CO<sub>2</sub>-Gehalt und den O<sub>2</sub>-Gehalt der ausgeatmeten Luft gemessen wird. Auf der Basis dieser Messwerte und Einstellungswerte wird dann rechnerisch auf die funktionelle Residualkapazität zurückgeschlossen.

**[0099]** Aus Tidalvolumen und der funktionalen Residualkapazität wird nun der obere Anteil der Gesamtfläche der Lungen darstellung, und aus der Differenz zu einem idealen Lungenvolumen werden die jeweiligen Flächenanteile errechnet. Beim Ausatmen und Einatmen wird das Volumen des Atemgases gemessen und entsprechend die Größe der Lungen darstellung verändert. Bei dieser Anpassung der Lungengröße bei Ein- und Ausatmen wird jeweils auf die jüngste Ermittlung des Tidalvolumens und der Residualkapazität abgestellt und das aktuell gemessene Atemvolumen addiert oder subtrahiert. Die maximale Lungengröße ist unabhängig von der wirklichen idealen Lungengröße im Verhältnis zum IBW. Die Veränderung der Lungengröße gibt daher eine prozentuale Veränderung wieder.

**[0100]** Der CO<sub>2</sub>-Gehalt der ausgeatmeten Atemluft wird mit einem entsprechendem Sensor gemessen. Es kann auch transcutan, gegebenenfalls auch invasiv, der CO<sub>2</sub>-Partialdruck des Blutes gemessen werden. Dieser Messwert wird numerisch angezeigt, aber auch für die Ermittlung der funktionalen Residualkapazität mit Hilfe des beschriebenen Manövers benutzt.

**[0101]** Der Blutdruck wird sporadisch mit einer Manschette, oder invasiv mit einem Katheter, gemessen. Es wird aus den Messwerten der mittlere arterielle Blutdruck mABP ermittelt. Dieser Messwert wird numerisch exakt angezeigt, aber lediglich drei Grafikparameterwerten zugeordnet, nämlich tief, normal und hoch.

**[0102]** Die Sauerstoffsättigung und der Puls werden mit einem Pulsoximeter gemessen. Es sind jedoch auch invasive oder transcutane Messungen möglich. Anstelle der Sättigung könnte auch ein Partialdruck gemessen werden. Der Messwert für den Sauerstoffgehalt des Blutes wird numerisch angezeigt, jedoch lediglich zwei Grafikparameterwerten zugeordnet, nämlich schlecht und gut. Der Messwert für den Puls wird auf eine Pulsrate pro Minute umgerechnet und numerisch angezeigt. Jeder Pulsschlag induziert indes, dass das Druckwellensymbol 39 von links nach rechts über die Länge des Blutgefäßes 37 zu laufen beginnt. Die Geschwindigkeit des Symbols 39 kann veränderlich sein und entsprechend der Pulsrate zu und abnehmen.

#### Patentansprüche

1. Vorrichtung mit einem Bildschirm, um darauf bei der Beatmung eines Patienten erfassbare veränderliche Werte darzustellen,  
mit Mitteln zum Erfassen von wenigstens drei veränderlichen Werten unterschiedlicher Herkunft und

## CH 711 838 B1

Mitteln zur Darstellung der Werte, die es erlauben, die erfassten Werte auf dem Bildschirm zusammen in einem einzigen grafischen Element qualitativ darzustellen, welches grafische Element eine bildliche Darstellung einer Lungenform umfasst, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zur Darstellung der Werte so ausgebildet sind, dass eine bei jedem Atemzug erfasste Volumenveränderung der beatmeten Lunge durch eine dieser entsprechende Größenveränderung der Lungenform animiert dargestellt ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein Sensor zur Überwachung von Druck und/oder Fluss der Beatmungsluft vorhanden ist, um eine Diskonnektion oder eine Okklusion feststellen zu können, und dass in beiden Fällen die Lungenform mit einer konstanten Größe auf dem Bildschirm dargestellt ist.

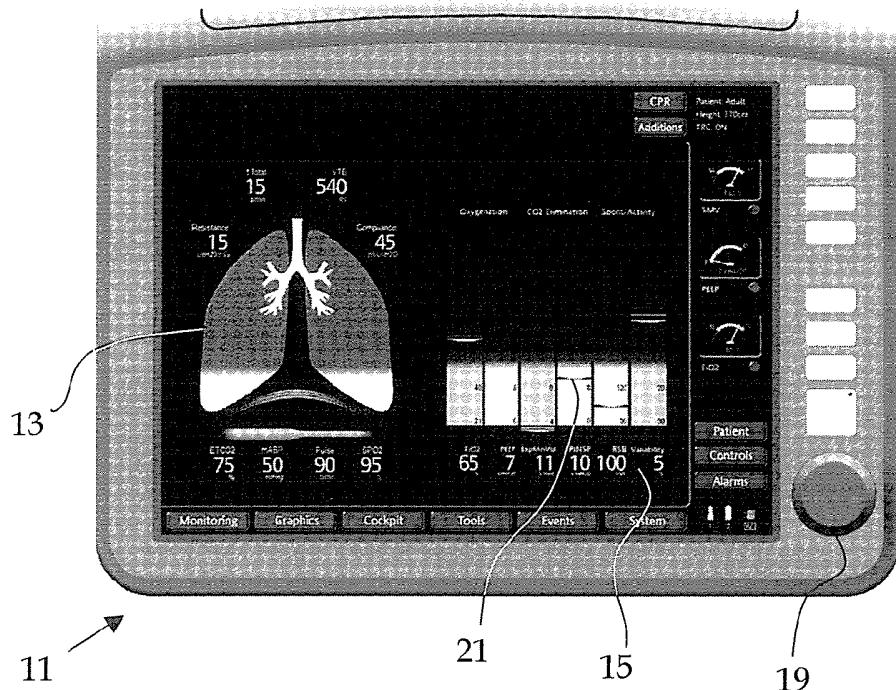


Fig. 1

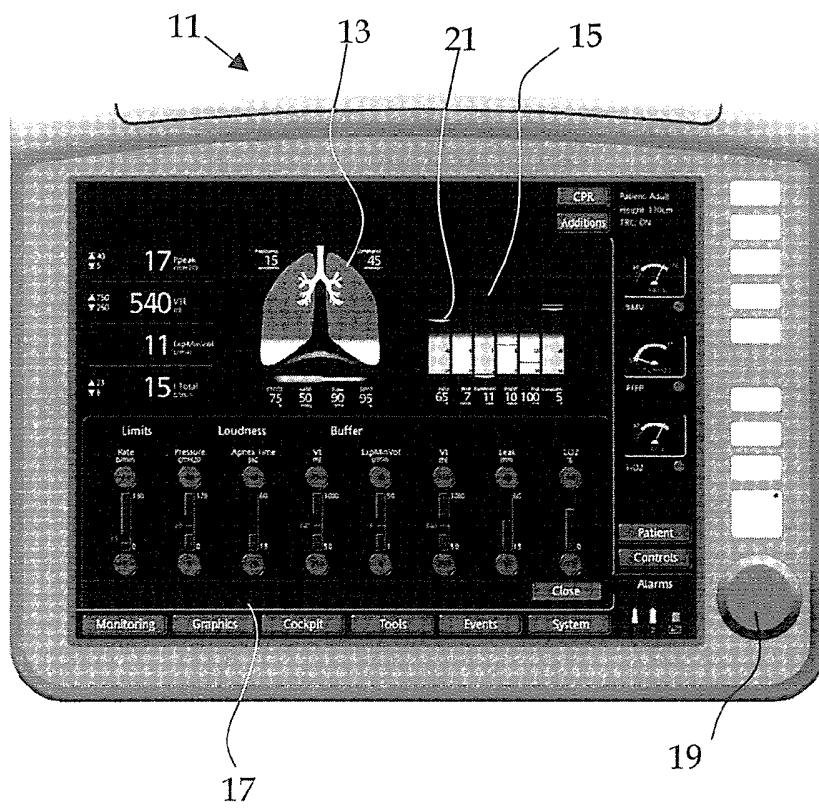


Fig. 2

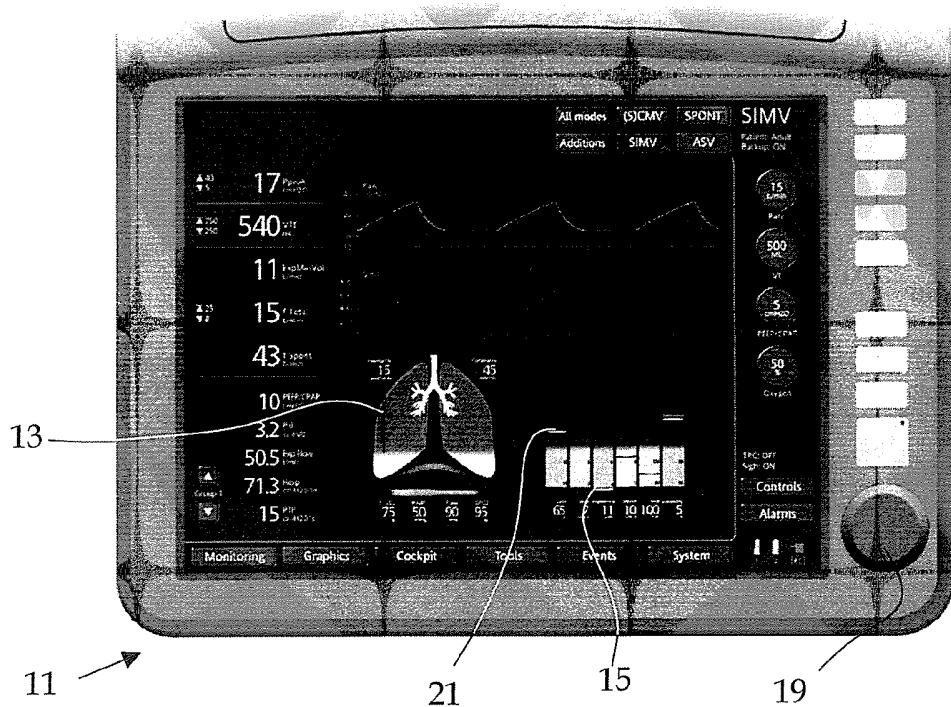


Fig. 3

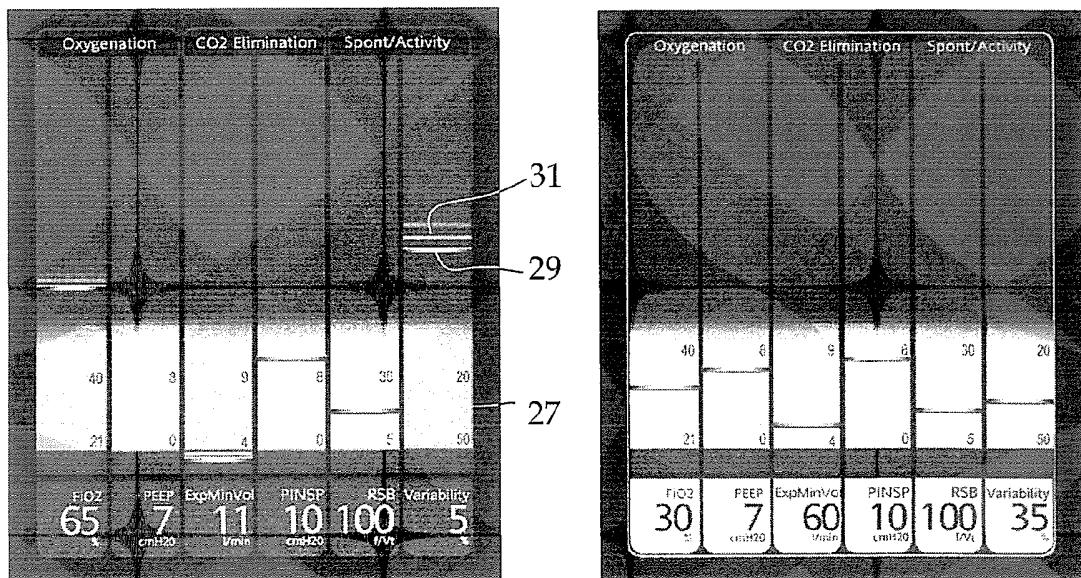


Fig. 4

Fig. 5

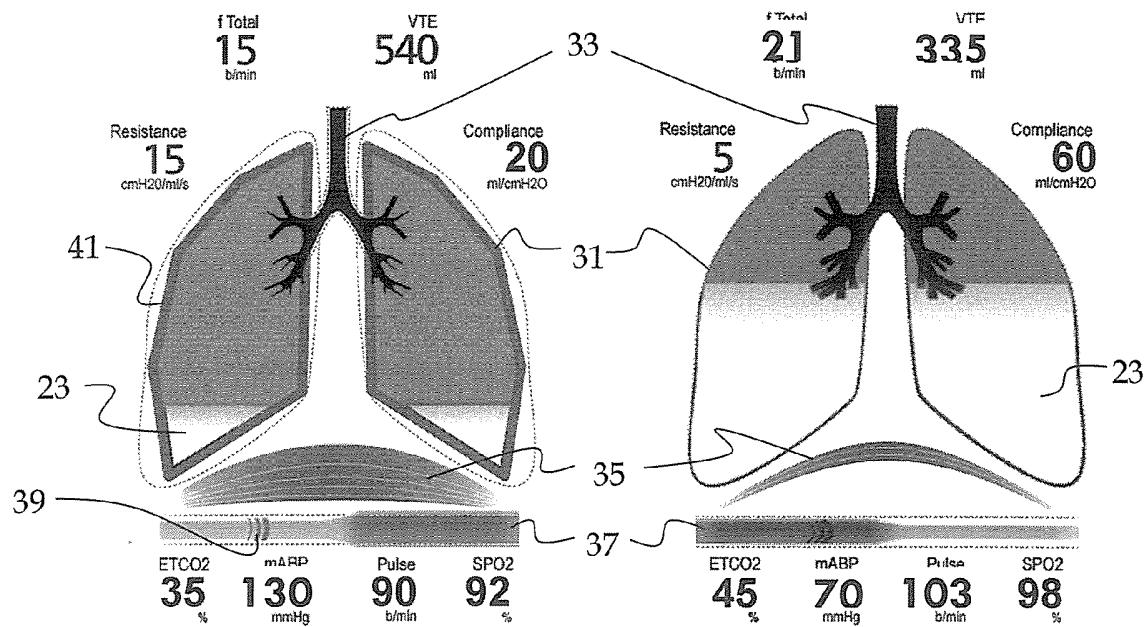


Fig. 6

Fig. 7

Fig. 8

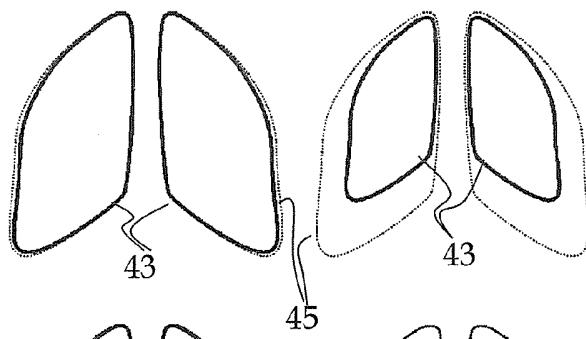


Fig. 9

Fig. 10

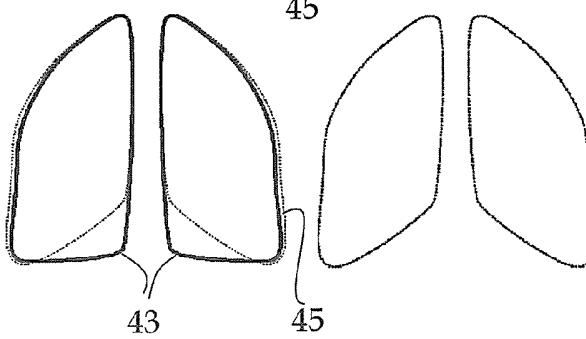


Fig. 11

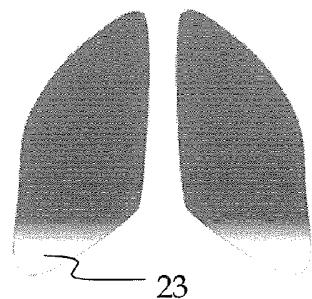


Fig. 12

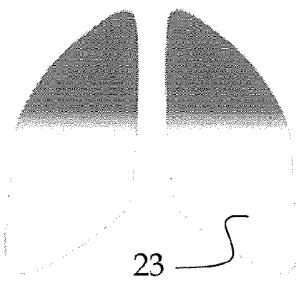


Fig. 13

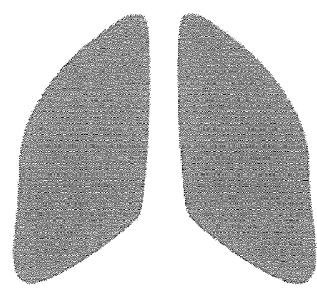


Fig. 14

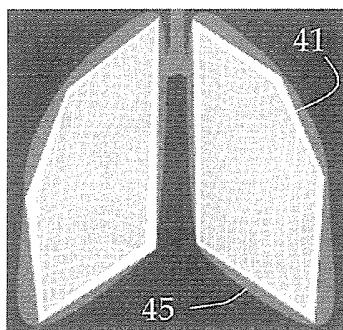


Fig. 15

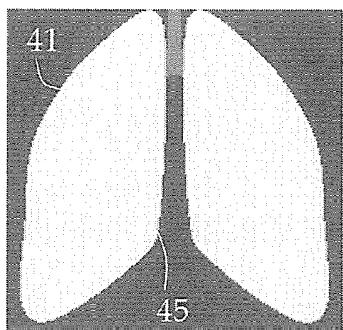


Fig. 16

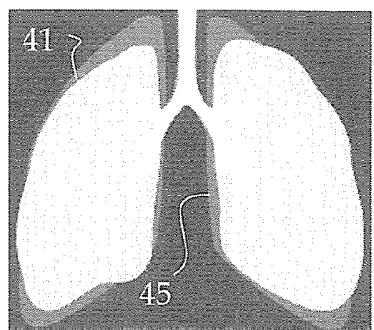


Fig. 17

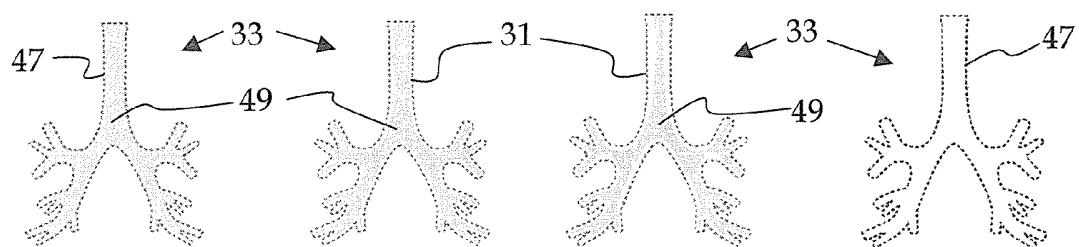


Fig. 18

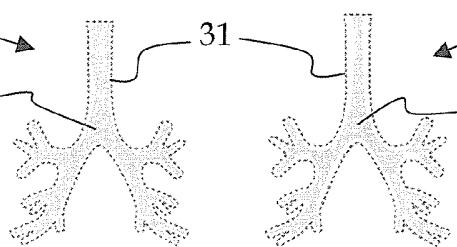


Fig. 19

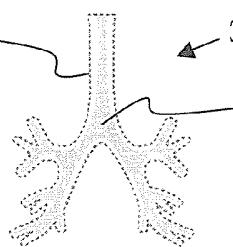


Fig. 20

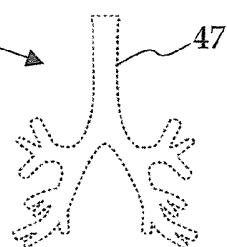


Fig. 21

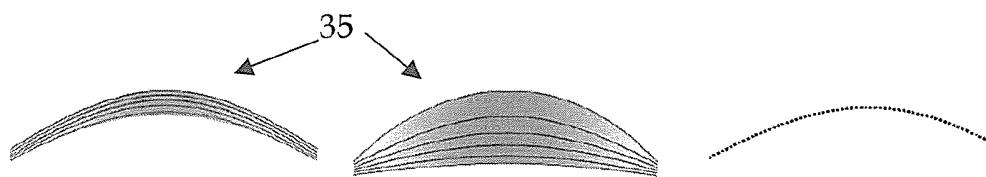


Fig. 22

Fig. 23

Fig. 24

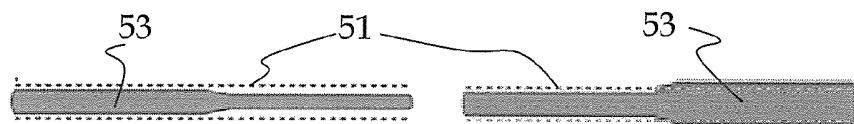


Fig. 25

Fig. 26

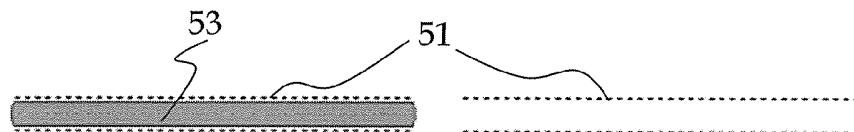


Fig. 27

Fig. 28

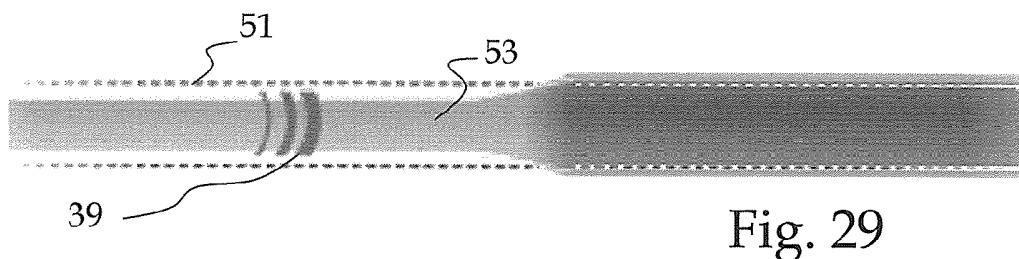


Fig. 29

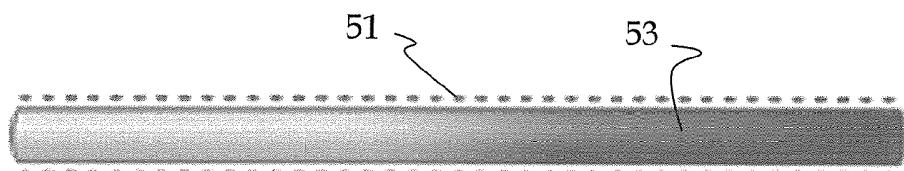


Fig. 30