



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
**07.08.2019 Patentblatt 2019/32**

(21) Anmeldenummer: **19401004.7**

(22) Anmeldetag: **31.01.2019**

(51) Int Cl.:  
**A61M 16/04** (2006.01) **A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 5/03** (2006.01) **A61B 5/11** (2006.01)  
**A61B 5/113** (2006.01) **A61J 15/00** (2006.01)  
**A61M 16/00** (2006.01) **A61B 5/08** (2006.01)  
**A61M 25/10** (2013.01)

(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**

(30) Priorität: **31.01.2018 DE 102018000757**

(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)**

(54) **SYSTEM ZUR ERFASSUNG VON ATEMANSTRENGUNGEN EINES PATIENTEN**

(57) Die Erfindung betrifft ein System zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten, umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung zum Ermitteln eines transpulmonalen Druckes zu dem Zeitpunkt der Ate-

manstreuung des Patienten. Die Erfindung betrifft zudem eine Einrichtung zur Erfassung des optimalen Füllvolumens des Ballons des Ösophaguskatheters.

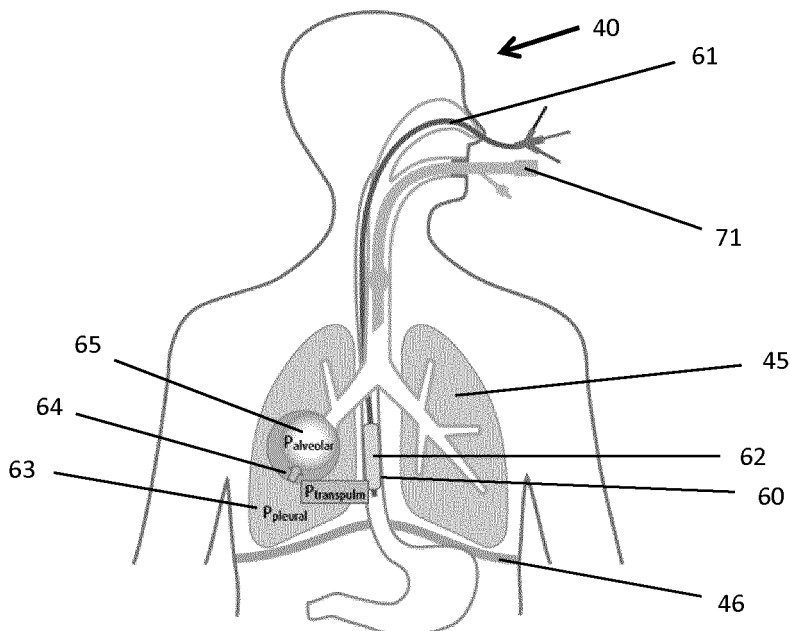


Fig. 3

## Beschreibung

**[0001]** Die assistierte Beatmung ist eine unterstützende Beatmung. Ausgelöst wird die Beatmung durch einen sogenannten Trigger. Der Patient erzeugt am Beginn der Einatmung selbst einen Atemgas-fluss oder -druck, den das Beatmungsgerät als Trigger erkennt. Überschreitet der vom Patienten erzeugte Trigger die voreingestellte Schwelle, also das eingestellte Triggerniveau, so liefert das Beatmungsgerät Atemgas mit einem bestimmten Druck und/oder Volumen und erleichtert so den Atemzug.

**[0002]** Ziel einer assistierten Beatmung ist dabei, die Insufflation durch das Beatmungsgerät an die Atemanstrengungen des Patienten anzupassen, um dadurch den Patientenkomfort zu optimieren und die Atemarbeit zu minimieren. Eine Asynchronität zwischen dem Patienten und dem Beatmungsgerät, die als eine Diskrepanz zwischen der natürlichen Inspirationszeit des Patienten und der Insufflationszeit des Beatmungsgeräts definiert wird, ist ein häufiges Phänomen der klinischen Praxis. Fast ein Viertel der intubierten Patienten zeigen während einer assistierten mechanischen Beatmung erhebliche Asynchronitäten, die vielfach klinisch nicht erkannt werden. Das häufigste Asynchronitätsmuster sind ineffektive Triggerungen, bei denen die Inspirationsanstrengungen des Patienten keinen Beatmungshub triggern, da zum Zeitpunkt, zu dem versucht wird, den Trigger auszulösen, eine dynamische Hyperinflation besteht.

**[0003]** Eine Asynchronität kann einerseits ein Anzeichen für den Schweregrad des respiratorischen Status sein, kann jedoch andererseits auch in Verbindung mit ungeeigneten Einstellungen des Beatmungsgeräts, die die Dauer der mechanischen Beatmung verlängern, stehen. Verschiedene Einstellungen, die die Synchronität durch eine Verringerung der dynamischen Hyperinflation verbessern sollen, wurden bereits vorgeschlagen, wie beispielsweise die Anwendung eines externen positiven endexpiratorischen Drucks (PEEP) und die Verminderung der Insufflationszeit oder die Vermeidung einer inadäquat hohen Druck Unterstützung. Diese Ansätze sind jedoch bisher noch nicht systematisch verglichen worden, und ihre jeweiligen Auswirkungen auf die Atemarbeit und das Tidalvolumen bleiben somit unklar.

**[0004]** Die Erfindung betrifft ein System zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten, umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung zum Ermitteln eines Drucks zu dem Zeitpunkt der Atemanstrengung des Patienten.

**[0005]** Die Atemanstrengung kann dabei eine aktive (muskuläre) oder eine passive (beispielsweise Rückstellkräfte) Atemanstrengung sein.

**[0006]** Das System ist auch dadurch gekennzeichnet, dass der Zeitpunkt der Atemanstrengung der Beginn der Expiration oder der Beginn der Inspiration des Patienten ist.

**[0007]** System zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten, umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung zum Ermitteln eines Druckes zu dem Zeitpunkt der Atemanstrengung des Patienten.

**[0008]** Das System ist auch dadurch gekennzeichnet, dass die Druckermittlungsvorrichtung als Ösophagus-Katheter ausgebildet ist und einen gasgefüllten Ballon aufweist.

**[0009]** Das System ist auch dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor des Beatmungsgerätes den Ösophagusdruck bestimmt, der über den gasgefüllten Ballon des Ösophagus-Katheters erfasst wird.

**[0010]** Das System ist alternativ oder ergänzend zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten ausgebildet, umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung, zum Ermitteln eines Drucks, zu dem Zeitpunkt der Atemanstrengung des Patienten dadurch gekennzeichnet, dass die Druckermittlungsvorrichtung als Ösophagus-Katheter ausgebildet ist und einen gasgefüllten Ballon aufweist und umfassend ein Beatmungsgerät mit einem Druckeingangsstutzen für den Ösophagus-Katheter und einen Druck)Sensor, wobei eine Atemanstrengung des Patienten über den gasgefüllten Ballon des Ösophagus-Katheters erfasst wird.

**[0011]** Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass der transpulmonale Druck von dem Beatmungsgerät bestimmt wird unter Berücksichtigung des, vom Beatmungsgerät vorgegebenen, Beatmungsdrucks und dem sensorisch ermittelten Ösophagusdruck. Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass der gasgefüllte Ballon einen Sensor aufweist, der eine Atemanstrengung registriert und an ein Beatmungsgerät übermittelt

**[0012]** Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Bestimmung des transpulmonalen Drucks am Ende der Ausatmung TPP ex und/oder am Ende der Einatmung TPP in durch einen bestimmten Messvorgang erfolgt, bei dem das Beatmungsgerät einen Atemgastransport zu oder von dem Patienten verhindert.

**[0013]** Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass eine Atemanstrengung des Patienten mit zumindest einem hinterlegten Schwellwert verglichen wird und bei Überschreitung des Schwellwertes einem Trigger entspricht.

**[0014]** Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass der Zeitpunkt der Beginn der Expiration oder der Beginn der Inspiration des Patienten ist.

**[0015]** Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Druckermittlungsvorrichtung den Ösophagusdruck fortlaufend, beispielsweise auch zu Beginn der Inspiration oder der Expiration bestimmt.

**[0016]** Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass das System zudem eine Einrichtung, beispielsweise eine Steuereinheit, umfasst die den, von dem Beatmungsgerät bereitgestellten, Atemgasdruck unter Berücksichtigung des ermittelten Ösophagusdrucks oder transpulmonalen Drucks vorgibt.

[0017] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung bei Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den Ösophagusdruck ein Steuersignal für das Beatmungsgerät erzeugt, zur Vorgabe eines inspiratorischen oder expiratorischen Atemgasdrucks.

[0018] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit des Beatmungsgerätes Atemgasparameter (Druck, Fluss, Volumen, Frequenz) für eine kontrollierte oder assistierte Beatmung bereitgestellt und die Atemgasquelle zur Vorgabe der kontrollierten oder assistierten Beatmung ansteuert. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, dass aus der Ösophagusdruckkurve die Anzahl der Inspirationsbemühungen des Patienten pro Zeiteinheit) erkannt und aufgezeichnet wird.

[0019] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass aus der Beatmungsdruckkurve oder der Steuereinheit die Anzahl der vorgegebenen Inspirationen pro Zeiteinheit) erkannt und aufgezeichnet wird.

[0020] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Inspirationsbemühungen des Patienten pro Zeiteinheit mit den vorgegebenen Inspirationen pro Zeiteinheit verglichen und so der Grad der Synchronisierung zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts ermittelt wird

[0021] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass diesem Vergleich ein Index der Fehltriggerungen entnommen wird, der den Grad der Synchronisierung zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts repräsentiert.

[0022] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zur Erfassung der Synchronität Fehltrigger, aus dem zeitlichen Abstand zwischen dem vorgegebenen Atemgashub und der Atemanstrengung des Patienten, erkennt und eine Fehltriggerrate oder ein Index ermittelt und speichert oder darstellt.

[0023] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zur Erfassung der Synchronität Fehltrigger, aus dem zeitlichen Abstand zwischen dem vorgegebenen Atemgashub und der Atemanstrengung des Patienten, dann erkennt, wenn der zeitliche Abstand größer ist als /Sekunde, bevorzugt größer ist /Sekunde, besonders bevorzugt größer ist als eine Sekunde.

[0024] Das System zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten, umfasst alternativ oder ergänzend eine Druckermittlungsvorrichtung, zum Ermitteln eines Drucks, zu dem Zeitpunkt der Atemanstrengung des Patienten dadurch gekennzeichnet, dass die Druckermittlungsvorrichtung als Ösophagus-Katheter ausgebildet ist und einen gasgefüllten Ballon aufweist und umfassend ein Beatmungsgerät mit einem Druckeingangsstutzen für den Ösophagus-Katheter und einen Druck)Sensor, wobei eine Atemanstrengung des Patienten über den gasgefüllten Ballon des Ösophagus-Katheters erfasst wird, wobei das System zudem eine Einrichtung zur Erfassung der Synchronität eines durch das Beatmungsgerät (zeitlich) vorgegebenen Atemgashubs (Druck oder Volumen oder Fluss) mit der Atemanstrengung des Patienten, umfasst, wobei diesem Vergleich ein Index der Fehltriggerungen entnommen wird, der den Grad der Synchronisierung zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts repräsentiert.

[0025] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung bei erkannten Fehltriggerern ein Steuersignal für das Beatmungsgerät erzeugt, zur Vorgabe einer veränderten Einatemzeit und/oder eines veränderten PEEP und/oder einer veränderten Triggerempfindlichkeit.

[0026] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass der Ösophagus-Katheter den funktionellen positiven endexpiratorischen Druck, welcher als intrinsischen PEEP (PEEPi) bezeichnet wird, ermittelt.

[0027] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung bei Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den PEEPi ein Steuersignal für das Beatmungsgerät erzeugt, zur Vorgabe eines veränderten Atemgasvolumens oder einer veränderten Ausatemzeit.

[0028] Das System ist alternativ oder ergänzend dadurch gekennzeichnet, dass eine Einrichtung zur Erfassung des optimalen Füllvolumens des Ballons umfasst ist, wobei die Einrichtung das geringste Füllvolumen bestimmt, welches die größte Pulsdruckvariation "Swing") des Ballons in einem Atemzug von inspiratorisch zu expiratorisch) ausmacht. Die Einrichtung zur Erfassung des optimalen Füllvolumens des Ballons kann ein Fluss oder Volumensensor sein, der beispielsweise in dem Beatmungsgerät angeordnet ist und mit der Steuereinheit verbunden ist.

[0029] Die Erfindung umfasst auch ein System mit einer Einrichtung zur Erfassung des optimalen Füllvolumens des Ballons, wobei die Einrichtung das Füllvolumen bestimmt, welches die größte Pulsdruckvariation ("Swing") des Ballons in einem Atemzug (von inspiratorisch zu expiratorisch) ausmacht.

[0030] Fig. 1 zeigt den grundsätzlichen Aufbau eines Beatmungsgerätes (20). Im Bereich eines Gerätegehäuses (1) sind ein Bedienelement (2) und/oder ein Bedien- und Informationssystem (3) angeordnet. Über eine Kopplung (4) wird ein Verbindungsschlauch (5) angeschlossen. Entlang des Verbindungsschlauches (5) kann ein zusätzlicher Druckmessschlauch (6) verlaufen, der über einen Druckeingangsstutzen (7) mit dem Gerätegehäuse (1) verbindbar ist. Zur Ermöglichung einer Datenübertragung weist das Gerätegehäuse (1) zumindest eine Schnittstelle (8,18) auf. Ein Anfeuchter (21) oder ein Vernebler (22) kann zudem adaptiert werden. Das Beatmungsgerät weist eine Atemgasquelle (17) auf

[0031] Im Bereich einer dem Gerätegehäuse (1) abgewandten Ausdehnung des Verbindungsschlauches (5) ist beispielhaft ein Ausatemselement (9) angeordnet. Ebenfalls kann ein Ausatemventil verwendet werden.

**[0032]** Das Beatmungsgerät (20) kann als Schlaftherapiegerät, als High-Flow-Gerät, als Anästhesiegerät, als klinisches- oder Heim- oder Notfall-Beatmungsgerät ausgebildet sein.

**[0033]** Fig. 1 zeigt darüber hinaus ein als Beatmungsmaske (10) ausgebildetes Patienten-Interface. Eine Fixierung im Bereich eines Kopfes eines Patienten kann über eine Kopfhäube (11) erfolgen. Im Bereich seiner dem Verbindungsschlauch (5) zugewandten Ausdehnung weist das Patienten-Interface (10) ein Kupplungselement (12) auf. Das Patienten-Interface kann beispielsweise auch als Tubus ausgebildet sein.

**[0034]** Über die Schnittstelle (8,18) kann die Eingabe und / oder Ausgabe von Daten, wie beispielsweise Totraumvolumen, erfolgen. Die Schnittstellen können kabelgebunden, als Infrarot-Schnittstelle, als Bluetooth-Schnittstelle oder USB realisiert sein. Bevorzugt ist auch ein Kartenschacht vorgesehen. Die Schnittstelle (8) kann auch als LAN-Schnittstelle oder als sonstige Schnittstelle zur Anbindung an das Internet ausgeführt sein. Im Bereich eines Gerätegehäuses kann ein Sauerstoffzuschaltventil an die Vorrichtung zur Beatmung adaptiert werden. Es ist denkbar, das Atemgas zusätzlich mit Sauerstoff anzureichern, um die Patientenversorgung zu verbessern.

**[0035]** Das erfindungsgemäße Beatmungsgerät (20) ist so ausgelegt, dass es über einen Schlauch und ein Patienteninterface mit einem Patienten verbunden werden kann, um eine Beatmung bereitzustellen. Es umfasst eine Quelle für Atemgas (17), die beispielsweise als ein Elektromotor mit Gebläserad oder als Druckgasanschluss mit zumindest einem Ventil ausgebildet ist. Das Beatmungsgerät weist eine Einrichtung zur Ermittlung von Druck und/oder Fluss und/oder Volumen des Atemgases auf. Eine Steuereinheit (19) ist so ausgelegt, dass sie beispielsweise für jeden Atemzyklus auf der Basis eines vorbestimmten Wertes und/oder auf Basis von Messsignalen für die Parameter Druck und/oder Flow und/oder Volumen einen Atemgasparameter bestimmt und die Quelle für Atemgas derart reguliert, dass der Atemgasparameter appliziert wird. Die Steuereinheit kann die Parameter der Beatmung kontrolliert vorgeben und/oder zumindest teilweise assistiert oder adaptiv unter Berücksichtigung von Messsignalen.

**[0036]** Die Steuereinheit (19) ist beispielsweise so ausgelegt, dass sie den aktuellen Druck und/oder Flow und/oder das Volumen von Atemgas bestimmt und den aktuellen Wert über das mit der Steuereinheit Bedien- und Informationssystem oder der Anzeige (3) darstellt. Die Steuereinheit (19) ist außerdem so ausgelegt, dass sie bezogen auf einen oder mehrere Parameter Trendveränderungen ihrer Berechnungen über der Zeit bestimmt, wobei die Trendveränderungen auf der Anzeige angezeigt werden können.

**[0037]** Weiterhin vergleicht die Steuereinheit (19) solche Parameterwerte, die von einem Benutzer vorgegeben wurden, beispielsweise obere und untere Druckgrenzen oder eine maximal tolerierbare Anzahl von Apnoen pro Zeiteinheit, oder eine maximal tolerierbare Leckage, mit den aktuellen Werten und generiert eine Benutzerinformation zu Abweichungen von der Vorgabe. Die Benutzerinformation wird bevorzugt über das Bedien- und Informationssystem (3) graphisch visualisiert.

**[0038]** Die Steuereinheit (19) ist beispielsweise auch so ausgelegt, dass sie den Ösophagusdruck zumindest zeitweise oder phasenweise bestimmt. Das Beatmungsgerät (20) weist dazu einen (pneumatischen oder elektronischen oder optischen) Druckmesseingang und einen Drucksensor (23, 24) auf, an den ein Ösophagusballon (62) zumindest mittelbar angeschlossen ist.

**[0039]** Die Steuereinheit (19) ist beispielsweise eingerichtet und ausgebildet eine Veränderung des Ösophagusdruckes zu identifizieren und daraufhin das Beatmungsgerät zur Vorgabe eines Beatmungsparameters anzusteuern.

**[0040]** Bei Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den Ösophagusdruck (60) generiert die Steuereinheit (19) beispielsweise ein Steuersignal für das Beatmungsgerät (20), zur Vorgabe eines inspiratorischen oder expiratorischen Atemgasdrucks. Bei Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den Ösophagusdruck (60) generiert die Steuereinheit (19) beispielsweise alternativ ein Steuersignal für das Beatmungsgerät (20), zur Beendigung der Vorgabe eines inspiratorischen oder expiratorischen Atemgasdrucks.

**[0041]** Fig. 2 zeigt schematisch die Anordnung Beatmungsgerätes (20) in dem System. Die bettseitige Messung des Ösophagusdrucks (60, Peso) basiert auf der Verwendung eines Ösophagusballons (62) und spiegelt dabei als Surrogatparameter die Änderungen des Pleuraldrucks (63) wider. Die fortlaufend oder phasenweise gemessenen bzw. bestimmten transpulmonalen Drücke (64) erlauben, die mechanische Druck- und Volumenbelastung unter Beatmung zu bewerten und die Beatmung entsprechend lungenprotektiv zu adaptieren. Der transpulmonale Druck (64) wird dazu aus dem gemessenen Ösophagusdrucks (60, Peso) und dem vom Beatmungsgerät (20) vorgegebenen oder gemessenen Beatmungsdrucks (27) rechnerisch bestimmt oder ermittelt. Erst die Messung des Ösophagusdrucks (60, Peso), ermöglicht die Bestimmung des transpulmonalen Drucks (64). Dieser ist derjenige Druck, der für die Dehnung der Lunge und der Brustwand erforderlich ist.

Der transpulmonale Druck (64) entspricht dem Druckunterschied zwischen den Alveolen und dem Ösophagus. Beispielsweise kann der transpulmonale Druck (64) bei endinspiratorischer oder endexpiratorischer Okklusion gemessen werden kann.

Das System zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten (40), umfasst daher eine Druckermittlungsvorrichtung, die als Ösophagus-Katheter (61) ausgebildet ist, zum Ermitteln eines transpulmonalen Druckes (64) beispielsweise unter Anwendung endinspiratorischer oder endexpiratorischer Okklusionsmanöver. Der Ösophagus-Katheter (61) weist einen luftgefüllten Ballon (62) auf, der als Druckaufnehmer dient. Das Beatmungsgerät (20) weist einen Druckeingangs-

stutzen (23) für den Ösophagus-Katheter (61) und einen entsprechenden Drucksensor (24) auf, der den Ösophagusdruck (60, Peso) bestimmt.

Alternativ oder ergänzend kann der Ösophagus-Katheter (61) an einen separaten Monitor (51) angeschlossen werden. Der Monitor weist dazu einen (pneumatischen oder elektronischen oder optischen) Druckmesseingang und einen Drucksensor (23, 24) auf, an den ein Ösophagusballon (62) zumindest mittelbar, über den Ösophagus-Katheter (61), angeschlossen ist. Der Monitor (51) und/oder das Beatmungsgerät (3) kann den Druckverlauf des transpulmonalen Druckes (64) und/oder Ösophagusdrucks (60, Peso) und/oder des Beatmungsdruckes (27) darstellen und aufzeichnen. Der Ösophagus-Katheter (61) weist im einfachsten Fall zumindest ein Lumen für die Druckmessung auf und einen Ösophagusballon (62). Der Ösophagus-Katheter (61) kann alternativ oder ergänzend mehrlumig ausgeführt sein und so zudem eine Sondenernährung ermöglichen. Optional kann zusätzlich eine Blutdruckmessung und/oder eine Temperaturmessung ergänzt werden.

**[0042]** Fig. 3 zeigt schematisch die Anordnung des Systems im Patienten. Das System zur Erfassung von Atemanstrengungen eines Patienten (40), umfasst eine Druckermittlungsvorrichtung, die als Ösophagus-Katheter (61) ausgebildet ist, zum Ermitteln eines transpulmonalen Druckes (64). Dieser gleicht dem alveolären Druck in guter Näherung. Der transpulmonale Druck wird bestimmt aus dem (vom Beatmungsgerät vorgegebenen) Beatmungsdruck (27) und dem Peso (60). Die Messung und Bestimmung erfolgt beispielsweise am Ende der Ausatmung (64 TPP ex) und/oder am Ende der Einatmung (64 TPP in) durch einen bestimmten Messvorgang.

Der Ösophagus-Katheter (61) weist einen luftgefüllten Ballon (62) auf, der als Druckaufnehmer dient. Der Ballonabschnitt liegt dabei benachbart zu der Lunge. Ein Beatmungstubus (71) kann in der Luftröhre platziert werden, um den Patienten zu beatmen. Zu erkennen sind die beiden Lungenflügel (45) und das Zwerchfell (46).

**[0043]** Fig. 4 zeigt schematisch den Verlauf der Signale Fluss (26), Ösophagus-Druck (60) und Beatmungsdruck (27). Aus dem Verlauf der Signale ist zu erkennen, dass die Druckermittlungsvorrichtung den Ösophagusdruck (60) bestimmt. Eine Atemanstrengung des Patienten (41) wird als Ausschlag in dem Ösophagusdruck-Signal erkannt. Zwerchfellkontraktionen erzeugen so beispielsweise einen negativen Peso-Druck (bei 41). Dieser Patienten-Trigger (41) wird, im linken Teil der Fig. 4, vom Beatmungsgerät nicht als Trigger für die inspiratorische Druckerhöhung (47) erkannt. Dieses wird deutlich durch die zeitliche Differenz (29) zwischen dem Patienten-Trigger (41) und der tatsächlichen inspiratorischen Druckerhöhung (47) durch das Beatmungsgerät. Erfindungsgemäß kann diese die zeitliche Differenz (29) zwischen dem Patienten-Trigger (41) und der tatsächlichen inspiratorischen Druckerhöhung (47) durch das Beatmungsgerät erkannt und ausgewertet werden, um eine Asynchronität (30) zwischen dem Patienten und dem Beatmungsgerät aufzuzeigen, beispielsweise als Index vergeblicher Patienten-Trigger (41).

**[0044]** Erfindungsgemäß ist auch daran gedacht, dass eine Atemanstrengung des Patienten (41) als Ausschlag in dem Ösophagusdruck-Signal erkannt wird. Zwerchfellkontraktionen erzeugen so beispielsweise einen negativen Peso-Druck (bei 41). Dieser Patienten-Trigger (41) wird, im rechten Teil der Fig. 4, zum Zeitpunkt (50) vom Beatmungsgerät als Trigger für die inspiratorische Druckerhöhung (47) erkannt. Die Einrichtung (19, Steuereinheit) zur Vorgabe des Atemgasdrucks hat hier ein Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den Ösophagusdruck (60) erkannt und generiert ein Steuersignal für das Beatmungsgerät (20) zur Vorgabe eines inspiratorischen Atemgasdrucks (47). Der inspiratorische Atemgasdruck (47) führt zu einem Atemgasfluss (26) zu dem Patienten.

**[0045]** Mit der Ösophagusdruckmessung steht ein Messverfahren zur Verfügung, welches eine Patient-Respirator-Asynchronität demaskieren kann. Die Überwachung des Ösophagusdruckes (60) hilft beim Erkennen und Behandeln der Ursachen der unwirksamen Patientenanstrengungen (41). Zwerchfellkontraktionen erzeugen einen negativen Peso-Druck, auf denen keine inspiratorische Reaktion in der Beatmungsdruckkurve folgt. Durch die Kombination von hohem Atemantrieb, hoher Flussrate und niedrigem Tidalvolumen tritt diese Problemkonstellation häufiger auf. Eine bettseitige Überwachung der Atemmuskelaktivität in Echtzeit mittels Ösophagusdruck erlaubt den Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Insufflationszeit des Beatmungsgeräts zu bewerten und die Beatmungsparameter (z.B. Optimierung der Insufflationszeit oder der Druck Unterstützung, bzw. des PEEPs) oder die Triggerempfindlichkeit entsprechend anzupassen.

**[0046]** Eine getriggerte Beatmung kann eine Zwerchfelldysfunktion vermeiden, indem es dem Patienten ermöglicht wird, spontane Inspirationsanstrengungen zu erzeugen. Ziel einer assistierten Beatmung ist dabei, die Insufflation durch das Beatmungsgerät (47) an die Atemanstrengungen des Patienten (41) anzupassen, um dadurch den Patientenkomfort zu optimieren und die Atemarbeit zu minimieren. Eine Asynchronität (30) zwischen dem Patienten und dem Beatmungsgerät, die als eine Diskrepanz zwischen der natürlichen Inspirationszeit des Patienten und der Insufflationszeit des Beatmungsgeräts definiert wird, ist ein häufiges Phänomen der klinischen Praxis. Fast ein Viertel der intubierten Patienten zeigen während einer assistierten mechanischen Beatmung erhebliche Asynchronitäten, die vielfach klinisch nicht erkannt werden. Das häufigste Asynchronitätsmuster sind ineffektive Triggerungen (41), bei denen die Inspirationsanstrengungen des Patienten keinen Beatmungshub triggern, da zum Zeitpunkt, zu dem versucht wird, den Trigger auszulösen, beispielsweise eine dynamische Hyperinflation besteht.

Eine Asynchronität (29) kann einerseits ein Anzeichen für den Schweregrad des respiratorischen Status sein, kann jedoch andererseits auch in Verbindung mit ungeeigneten Einstellungen des Beatmungsgeräts, die die Dauer der me-

chanischen Beatmung verlängern, stehen. Verschiedene Einstellungen, die die Synchronität durch eine Verringerung der dynamischen Hyperinflation verbessern sollen, wurden bereits vorgeschlagen, wie beispielsweise die Anwendung eines externen positiven endexpiratorischen Drucks (PEEP) und die Verminderung der Insufflationszeit oder die Vermeidung einer inadäquat hohen Druckunterstützung. Diese Ansätze sind jedoch bisher noch nicht systematisch verglichen worden, und ihre jeweiligen Auswirkungen auf die Atemarbeit und das Tidalvolumen bleiben somit unklar. Mit der Ösophagusdruckmessung steht ein Messverfahren zur Verfügung, welches eine Patient-Respirator-Asynchronität demaskieren kann. Die Überwachung des Ösophagusdruckes hilft beim Erkennen und Behandeln der Ursachen der unwirksamen Patientenanstrengungen. Weil diese Asynchronität mit einer verlängerten Dauer der mechanischen Beatmung verbunden ist, könnte sich dies potenziell auf die Dauer der maschinellen Beatmung auswirken. Zwerchfellkontraktionen erzeugen einen negativen Pesodruck, auf den keine inspiratorische Reaktion in der Beatmungsdruckkurve folgt. Durch die Kombination von hohem Atemantrieb, hoher Flussrate und niedrigem Tidalvolumen tritt diese Problemkonstellation häufiger auf. Eine bettseitige Überwachung der Atemmuskelaktivität in Echtzeit mittels Ösophagusdruck erlaubt den Grad der Synchronisierung zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Insufflationszeit des Beatmungsgeräts zu bewerten und die Beatmungsparameter (z.B. Optimierung der Insufflationszeit oder der Druckunterstützung, bzw. des PEEPs) entsprechend, beispielsweise automatisiert, anzupassen.

**[0047]** Aus der Ösophagusdruckkurve (60) wird die Anzahl der Inspirationsbemühungen (41) des Patienten pro Zeiteinheit erkannt und aufgezeichnet.

**[0048]** Zudem wird aus der Beatmungsdruckkurve (27) oder der Steuereinheit die Anzahl der vorgegebenen Inspirationen (47) pro Zeiteinheit erkannt und aufgezeichnet.

**[0049]** Werden die Inspirationsbemühungen des Patienten (41) pro Zeiteinheit mit den vorgegebenen Inspirationen (47) pro Zeiteinheit verglichen, kann der Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen (41) des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts ermittelt werden.

**[0050]** Erfindungsgemäß kann diesem Vergleich ein Index (30) der Fehltriggerungen entnommen werden, der den Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts repräsentiert.

**Tab. 1: Demaskierung von Patienten-Respirator-Asynchronie**

Fallszenarium	Klinische Bedeutung	Klinische Empfehlung
Keine Pesodrucknegativierung vor der Druckabgabe durch das Beatmungsgerät bei spontanatmenden Patienten	Autotriggerung	Kontrolle & ggfs. Adaption: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Leckagen</li> <li>• Triggereinstellungen</li> <li>• Kondensat in den Schläuchen</li> <li>• Schlauchsysteme &amp; Beatmungszubehör mit hoher Resistance</li> <li>• Sedierungstiefe</li> </ul>
Pesodrucknegativierung ohne Druckabgabe durch das Beatmungsgerät bei spontanatmenden Patienten	Asynchronität	Kontrolle & ggfs. Adaption: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Leckagen</li> <li>• Triggereinstellungen</li> <li>• Druckanstiegsgeschwindigkeit ("Rampe")</li> <li>• Inspiratorische Terminierung ("Flowabschaltkriterium")</li> <li>• PEEP</li> <li>• Kondensat in den Schläuchen</li> <li>• Schlauchsysteme &amp; Beatmungszubehör mit hoher Resistance</li> </ul>

(fortgesetzt)

Fallszenarium	Klinische Bedeutung	Klinische Empfehlung
Peso-Inspirationszeit länger als Inspirationszeit des Beatmungsgeräts	Doppel-Triggerung oder vorzeitiges Ende der Inspirationsphase	Kontrolle & ggfs. Adaption: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Inspirationszeit</li> <li>• Beatmungsgerät</li> <li>• Höhe und Art der Druckunterstützung</li> <li>• Metabolische Azidose</li> <li>• Enzephalopathie</li> </ul>
Periodisch auftretende Peso-Negativierung nach der Abgabe von mandatorischen Atemzüge	Erkennung von "Reverse Triggering"	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sedierung reduzieren oder ändern (inadäquate Sedierungstiefe)</li> </ul>

**[0051]** Fig. 5 zeigt die Platzierung des Peso-Katheters. Bei aufrecht sitzenden Probanden wurde der Pleuraldruck (63) durch Messen des Ösophagusdrucks unter Verwendung eines ösophagealen Ballonkatheters geschätzt. Die PESO-Änderungen während des Atemzyklus spiegeln die Änderungen des auf die Lungenoberfläche einwirkenden Pleuraldrucks (63) wider. Der Unterschied zwischen Beatmungs- und Ösophagusdruck ist eine gültige Schätzung des transpulmonalen Drucks (64, TPP) im Bereich um den Ballonkatheter. Absolute Werte von Peso können von der Atemmechanik, dem Lungenvolumen, dem Gewicht des Mediastinums, dem Abdomen, der Haltung, der Reaktionsfähigkeit der glatten Muskelwand und den mechanischen Eigenschaften des Ballons beeinflusst werden.

**[0052]** Der aktuelle Kenntnisstand über die Auswirkung der Position des Patienten auf den beobachteten Ösophagusdruck und seine respiratorische Variation, bei speziellen Lungen- und Brustwunderkrankungen und Pleuraergüssen, ist noch begrenzt. In vielfältigen Studien konnte aber aufgezeigt werden, dass selbst unter diesen Bedingungen der Ösophagusdruck ein akzeptabler, zielführender und geeigneter Surrogatparameter zum Pleuraldruck (63) darstellt. Für das zwischenzeitlich am häufigsten eingesetzte Peso-Messverfahren wird ein luft- oder gas-gefüllter Ösophagusballon, quasi eine modifizierte Magensonde verwendet, der über einem langen dünnen Katheter mit einem Druckaufnehmer verbunden ist. Ösophaguskatheter können an moderne Intensivventilatoren (20) mit entsprechenden Anschlüssen (23, 24), an spezielle Monitore (51) zur Ösophagusdruckmessung oder an die invasive RR-Messung von Intensivüberwachungsmonitoren angeschlossen werden.

**[0053]** Um eine zuverlässige Peso-Messung zu erhalten, muss sich der Ösophagusballon an einer geeigneten Position befinden und mit einem ausreichenden Luftvolumen befüllt sein. Bei Unterfüllung des Ballons wird der Peso nicht korrekt übertragen. Allerdings kann ein überfüllter Ballon auch zur Überschätzung des Drucks führen. Welches Luftvolumen für die Füllung "optimal" ist, hängt von Design, Abmessungen, Geometrie und Material des Ösophagusballons ab, die sich wiederum auf dessen mechanische Eigenschaften auswirken. Die sechs am weitesten verbreiteten handelsüblichen Ösophaguskatheter sind in vitro beim externen Drücken von 0 bis 30 cm H<sub>2</sub>O getestet worden. Dabei zeigte sich, dass alle untersuchten Katheter den Umgebungsdruck korrekt maßen, aber erhebliche Unterschiede im optimalen Füllvolumen zwischen den Kathetern bestanden.

Außerdem war das für brauchbare Messungen erforderliche Mindestvolumen grösser als zuvor empfohlen und hing überdies vom Umgebungsdruck ab. Auch eine weitere Studie zeigte, dass das Füllvolumen für die verschiedenen untersuchten Katheter unterschiedlich war, und dass bei hohen Drücken ein größeres Füllvolumen erforderlich war. In der klinischen Praxis lässt sich das optimale Füllvolumen beispielsweise einfach bestimmen, indem der Ballon nach und nach, im für den jeweiligen Katheter vorgesehenen Bereich, befüllt wird und so das geringste Volumen bestimmt wird, bei dem die größte Pulsdruckvariation ("Swing") des Peso in einem Atemzug (von inspiratorisch zu expiratorisch) auftritt. Erfindungsgemäße Peso- Überwachungsmonitore und Intensivventilatoren verfügen über spezielle Algorithmen zur optimalen Füllung des Katheterballons.

**[0054]** Fig. 6 zeigt die Lagekontrolle des Peso-Katheters. Nach dem Entleeren wird der Ösophagusballon mit einem Dreiweghahn gesichert und entlang des Führungsdrahtes ein geeignetes Gleitmittel appliziert.

Vergleichbar einer Magensonde wird der Peso-Katheter vorsichtig bis zu einer Tiefe von etwa 55 cm bis in den Magen vorgeschoben und dann mit dem vom Hersteller empfohlenen Mindestvolumen befüllt. Die intra-gastrische Katheterposition wird durch eine leichte externe manuelle gastrische Kompression bestätigt, die einen positiven Druckausschlag hervorruft. Anschließend wird der Katheter nach und nach in den Ösophagus zurückgezogen.

Eine Positionierung im Ösophagus ist erkennbar am Auftreten kardialer Artefakte in der Druckmessung und durch den Wechsel von intra-abdominalen zu intra-thorakalen Druckverlaufsmustern. Durch die Platzierung des Ösophagusballons innerhalb der unteren zwei Drittel des intra-thorakalen Ösophagus sollen sich mögliche Druckartefakte aufgrund der inhomogenen Kompression des Ösophagus durch externe Strukturen vermeiden lassen. Wenn spontane inspiratorische

Bemühungen vorhanden sind, besteht der herkömmliche Test zur Validierung der Peso-Messung darin, die gleichzeitigen negativen Ausschläge des Atemwegs- und Ösophagusdrucks während eines endexpiratorischen Okklusionsmanövers zu vergleichen (sogenannter Baydur-Test). Während der okkludierten Inspiration sollten die Druckänderungen im Atemweg ( $\Delta P_{aw}$ ) und im Ösophagus ( $\Delta P_{eso}$ ) fast identisch sein, weil sich das Lungenvolumen nicht ändert und damit auch keine Änderung im PL auftritt. Die Peso-Messung gilt als verlässlich, wenn das Verhältnis  $\Delta P_{eso}/\Delta P_{aw}$  zwischen 0,8 und 1,2 liegt. Andernfalls muss der Katheter neu positioniert bzw. das Ballonvolumen erneut überprüft werden.

**[0055]** Bei mandatorisch beatmeten Patienten ist eine externe manuelle Thoraxkompression während einer expiratorischen Pause (Hold-Manöver) anzuwenden, während der, die gleichzeitigen positiven Ausschläge des Atemwegs- und des Ösophagusdrucks zu vergleichen sind (Überdruck- Okklusionstest). Bei gleicher Positionierung des Peso-Katheters liefern der Baydur-Test und der Überdruck-Okklusionstest ähnliche Druckänderungen in den Atemwegen und im Ösophagus. Der absolute Wert kann erheblich höher sein, wenn der Ösophagusballon im unteren Drittel des Ösophagus anstatt im mittleren Drittel positioniert wird, weil hier der überlagerte Druck durch Herz und Lunge höher ist. Außerdem kann der Druck, der von der Ösophaguswand als Reaktion auf die Ballonbefüllung erzeugt wird, den absoluten Wert des Peso über den des Pleuraldrucks erhöhen. Ein erfindungsgemäßes Kalibrierverfahren zur Beseitigung dieses Artefakts ist, dass die Verwendung des absoluten Werts des Ösophagusdruckes verbessert ist, insbesondere, wenn Ballons mit großem Volumen eingesetzt werden.

**Optimierung der Beatmung von Patienten**

**[0056]** Der Nutzen der Ösophagusmessung als Basis der Beatmungstherapie beim ARDS-Patienten zeigt sich exemplarisch in einer Ösophagusdruckgesteuerten Beatmung.

Die PEEP-Werte werden mit dem Ziel eingestellt, einen transpulmonalen Druck (64) zwischen 0 und 10 cmH<sub>2</sub>O in der endexpiratorischen Phase gemäß einer gleitenden Skala basierend auf dem Verhältnis PaO<sub>2</sub>/FIO<sub>2</sub> zu erreichen. Das Tidalvolumen wird beschränkt, um den transpulmonalen Druck in der endinspiratorischen Phase unter 25 cmH<sub>2</sub>O zu halten. Somit kann die PEEP-Optimierung auf Basis des Peso-Monitorings eingesetzt werden, um das Auftreten eines Atelektraumas zu minimieren, die Oxygenierung zu optimieren und die Compliance des respiratorischen Systems zu verbessern.

Der endexpiratorische transpulmonale Druck (64, TPP exp) (= Alveolardruck (65) - Pleuraldruck (63)) kann dann durch die Titration des angewandten PEEP angepasst werden, da der Atemwegsdruck mit dem angewandten PEEP in Zusammenhang steht. Die Titration des angewandten PEEP auf einen endexpiratorischen transpulmonalen Druck zwischen 0 und 10 mbar, aber zumindest im positiven Bereich, kann den zyklischen Alveolarkollaps verringern. Der endinspiratorische transpulmonale Druck TPP insp (Plateaudruck-Pleuraldruck) kann die alveoläre Überdehnung reduzieren und damit die Optimierung des eingestellten Tidalvolumens bzw. des inspiratorischen Drucks unterstützen. Als Zielbereich gilt, je nach klinischem Befund, ein Bereich von bis 20 mbar.

**Tab. 2: PEEP-Optimierung und Vermeidung der Überdehnung von Lungenarealen**

Abkürzung	Definition	Klinische Bedeutung	Klinische Empfehlung
(64) TPP exp.	Endexpiratorischer transpulmonaler Druck (PEEP - Peso)	Atemzyklischer Alveolarkollaps	im positiven Bereich
(64) TPP insp.	Endinspiratorischer transpulmonaler Druck (Plateaudruck - Peso)	alveoläre Überdehnung	< 25 mbar
$\Delta$ PESO $\Delta$ TPP	Driving Pressure Ösophagus ( $\Delta P_{eso} = VT / Compliance$ )  Transpulmonary Driving Pressure (TPP exp - TPP insp)	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Unabhängiger Mortalitätsfaktor</li> <li>•Maß für den tidalen Stress des Lungenparenchyms</li> <li>•Verhältnis von Tidalvolumen zu (statischer) respiratorischer Compliance</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>&lt; 12 mbar</li> <li>&lt; 12 mbar</li> </ul>

**Der Weaningprozesses unter Peso-Monitoring**

**[0057]** Die Messung der Atemarbeit zur Quantifizierung der Atemanstrengung ermöglichen es Peso-Messungen, den Grad der Muskelentlastung unter Beatmung individuell an den Patienten anzupassen. Hierdurch kann eine erhöhte Atemmuskelanstrengung mit der Gefahr der respiratorischen Erschöpfung erkannt und in der Folge die Gefahr eines Weaningversagens minimiert werden. Dabei kann die inspiratorische Atemarbeit sowohl als Flächenintegral über die Zeit (PTP = Druck-Zeit-Produkt) als auch über das Volumen (WOB = Work of Breathing) ermittelt werden. Beide Mess-

verfahren sind wirkungsvolle Methoden zur Einschätzung der Verlustleistung oder des Energieverbrauchs der Atemmuskulatur. Die Arbeit wird als Kraft x Verdrängung ausgedrückt. Bei einem spontan atmenden Patienten ist die von den Atemmuskeln erbrachte Arbeit gleich dem Integral des Produkts aus P<sub>mus</sub> und Volumenänderung. Wenn Volumen erzeugt wird, besteht normalerweise eine enge Korrelation zwischen WOB und PTP.

**[0058]** Die WOB pro Atemzyklus wird normalerweise in Joule ausgedrückt. Arbeit pro Minute wird durch Multiplizieren von WOB pro Zyklus mit der entsprechenden Atemfrequenz berechnet. Arbeit pro Liter wird durch Dividieren von Arbeit pro Minute durch Minutenvolumen berechnet. Ein Joule ist die Arbeit, die erforderlich ist, um 1000ml Tidalvolumen über eine Druckdifferenz von 10 cm H<sub>2</sub>O zu bewegen. Durch diese Festlegungen kann ein orientierender Normwertbereich festgelegt werden.

Mehrere Studien konnten zeigen, dass sich die Atemanstrengung erhöht, wenn Patienten bei einem Entwöhnungsversuch versagen. Im Verlauf einer Studie zur Spontanatmung blieb das PTP bei der erfolgreichen Entwöhnung von Patienten unverändert. Dagegen entwickelten Patienten mit fehlgeschlagener Entwöhnung als Folge einer Erhöhung der mechanischen Belastung der Atemmuskulatur eine deutliche und progressive Erhöhung von PTP. Am Ende der Studie erhöhte sich der PTP der nicht entwöhnten Patienten um mehr als das Vierfache des normalen Werts. Im Verlauf eines fehlgeschlagenen Entwöhnungsversuchs wiesen Peso-Schwankungen größere Veränderungen auf als der Rapid Shallow Breathing Index (RSBI).

Mit der Unterscheidung von resistiver und elastischer Atemarbeit ergeben sich neue Ansätze die Art der unterstützenden Beatmung selektiv auszurichten, dass die Atemarbeit reduziert wird.

**Tab. 3: Weaning**

Abkürzung	Definition	Klinische Bedeutung	Klinische Empfehlung
WOB	Work of Breathing: Maß für die inspiratorische Atemarbeit pro Atemzug Flächenintegral über das Volumen	Gefahr der respiratorischen Erschöpfung	0,3-0,6 Joule/Liter
WOB/min.	Maß für die inspiratorische Atemarbeit pro Minute (Integral über das Volumen) übertragen auf das Atemminutenvolumen	Gefahr der respiratorischen Erschöpfung	2,4 Joule pro Minute
PTPes	Pressure Time Product: Maß für die Atemanstrengung der Atemmuskulatur Flächenintegral über die Zeit (=Druck-Zeit-Produkt)	Gefahr der respiratorischen Erschöpfung	> 150 cmH <sub>2</sub> O*s

**Messung des funktionellen oder intrinsischen PEEP**

**[0059]** Bei chronisch obstruktiven Lungenerkrankungen kann es zu Obstruktionen in den kleinen Atemwegen kommen. Die damit einhergehende inkomplette Ausatmung des eingatmeten Atemzugvolumens führt zu einer konsekutiver Überblähung der Lungen ("intrinsischer PEEP"). In ähnlicher Weise kann ein vergleichbares Problem auch durch eine inadäquate Einstellung der Ausatemzeit verursacht werden. Das nicht abgeatmete Lungenvolumen erzeugt einen funktionellen positiven endexpiratorischen Druck, welcher als intrinsische PEEP (PEEPi) bezeichnet wird. Die Höhe des PEEPi ist ein valider Indikator für die dynamische Überblähung der COPD-Lunge.

**[0060]** Der jeweilige intrinsische PEEP muss bei jeder Einatmung von der Inspirationsmuskulatur durch entsprechende Pleuradrucknegativierung erst überwunden werden, ehe ein inspiratorischer Atemgasfluss zustande kommt. Die hierfür notwendige Atemarbeit wird als "isometrische Atemarbeit" bezeichnet und kann in Abhängigkeit des Schwere-grades der COPD mehr als die Hälfte der gesamten Atemarbeit ausmachen.

**Tab.4: Spontanatmung**

Abkürzung	Definition	Klinische Bedeutung	Klinische Empfehlung
Peso min.	Geringster Druck innerhalb eines Atemzyklus	Maß für inadäquate Spontanatmung (z.B. beim ARDS)	relativ <10 mbar
Δ PEEP / Peso min.	Druckdelta zwischen PEEP und Peso min in der Inspiration	Maß für inadäquate Spontanatmung (z.B. beim ARDS)	< 10 mbar

**[0061]** Im Gegensatz zur PEEPi-Messung mittels eines speziellen Manöver des Beatmungsgerätes kann unter Spontanatmung der intrinsische PEEP bei korrekt liegendem Peso-Katheter fortlaufend gemessen werden. Dabei wird der flussunwirksame Abfall des Ösophagusdrucks während der Inspiration gemessen, welcher ein Surrogatparameter für den PEEPi ist. Darauf aufbauend kann das Trappingvolumen kalkuliert werden.

Erfindungsgemäß kann der optimale PEEP auch durch Ermittlung des transpulmonalen Druckes gefunden werden. Der transpulmonale Druck wird als Differenz zwischen Alveolardruck und Pleuradruck bestimmt, wobei der Pleuradruck durch Messung des Peso-Drucks (60) abgeschätzt wird. Erfindungsgemäß wird nur bei positivem endexpiratorischem transpulmonalen Druck ein Alveolarkollaps in der Expiration verhindert. Entsprechend erfolgt die Drucksteuerung derart, dass end-expiratorisch ein positiver transpulmonaler Druck vorherrscht.

**Tab. 5: Inadäquate Expiration**

Abkürzung	Definition	Klinische Bedeutung	Klinische Empfehlung
PEEPi.	Intrinsischer PEEP	Maß für den dynamischen PEEP (Auto-PEEP)	Kontrolle & ggfs. Adaption: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Inspirationszeit</li> <li>• Expirationszeit</li> <li>• Frequenz</li> <li>• Druckanstiegsgeschwindigkeit ("Rampe")</li> <li>• Inspiratorische Terminierung ("Flowabschaltkriterium" z.B. "PSV-Endflow")</li> <li>• PEEP</li> <li>• Höhe der Druckunterstützung</li> </ul>
Vtrap.	Trappingvolumen	Indikator für alveoläre Überdehnung ("Überblähung")	Kontrolle & ggfs. Adaption: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Inspirationszeit</li> <li>• Expirationszeit</li> <li>• Frequenz</li> <li>• Druckanstiegsgeschwindigkeit ("Rampe")</li> <li>• Inspiratorische Terminierung ("Flowabschaltkriterium" z.B. "PSV-Endflow")</li> <li>• PEEP</li> <li>• Höhe der Druckunterstützung</li> </ul>

**[0062]** Figur 7 veranschaulicht die Ermittlung einer Fehltriggerrate. Das System weist zudem eine Einrichtung zur Erfassung der Synchronität (28) eines durch das Beatmungsgerät (20) zeitlich vorgegebenen Atemgashubs (47) (Druck oder Volumen oder Fluss) mit der Atemanstrengung (41) des Patienten (40) auf. Die Einrichtung zur Erfassung der Synchronität (28) kann Teil der Steuereinheit (19) sein.

Aus der Ösophagusdruckkurve (60) wird die Anzahl der Inspirationsbemühungen (41) des Patienten (pro Zeiteinheit) erkannt und aufgezeichnet.

Aus der Beatmungsdruckkurve (27) oder entsprechend der Vorgabewerte der Steuereinheit (bei kontrollierter Beatmung) wird die Anzahl der vorgegebenen Inspirationen (47) (pro Zeiteinheit) erkannt oder entnommen und aufgezeichnet.

**[0063]** Die Inspirationsbemühungen des Patienten (41) (pro Zeiteinheit) werden mit den vorgegebenen Inspirationen (47) (pro Zeiteinheit) verglichen und so der Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen (41) des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe (47) des Beatmungsgerätes ermittelt.

Diesem Vergleich kann ein Index (31) der Fehltriggerungen entnommen werden, der den Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgerätes repräsentiert. Der Index (31) und/oder der Grad der Synchronisierung (3) können beispielsweise auf der Anzeigeeinheit (3) des Beatmungsgerätes oder auf einem Monitor ausgegeben werden. Der Index (31) und/oder der Grad der Synchronisierung (30) können alternativ oder ergänzend auch für die Steuerung der Beatmung von der Steuereinheit (19) zumindest teilweise berücksichtigt werden. Beispielsweise indem bei der kontrollierten Beatmung die Frequenz der Atemhübe (47) unter Berücksichtigung von Index (31) und/oder Grad der Synchronisierung (30) automatisch angepasst werden.

Das Beatmungsgerät oder ein Monitor weisen eine Einrichtung zur Erfassung der Synchronität (28) auf, die als Teil der Steuereinheit (19) ausgeführt sein kann, die Fehltrigger (31), aus dem zeitlichen Abstand (29) zwischen dem vorgegebenen Atemgashub (47) und der Atemanstrengung (41) des Patienten (40) erkennt und eine Fehltriggerrate oder ein Index (31) ermittelt und speichert oder darstellt.

Die Einrichtung zur Erfassung der Synchronität (28) ermittelt Fehltrigger (31), aus dem zeitlichen Abstand zwischen dem vorgegebenen Atemgashub (47) und der Atemanstrengung (41) des Patienten dann, wenn der zeitliche Abstand (29) größer ist als 1/100 Sekunde, bevorzugt größer ist 1/10 Sekunde, besonders bevorzugt größer ist als eine Sekunde.

5

### Patentansprüche

1. System zur Erfassung von Atemanstrengungen (41) eines Patienten (40), umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung (61, 62) zum Ermitteln eines Druckes (60, 64) zu dem Zeitpunkt (50) der Atemanstrengung (41) des Patienten (40).  
10
2. System nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Druckermittlungsvorrichtung als Ösophagus-Katheter (61) ausgebildet ist und einen gasgefüllten Ballon (62) aufweist, wobei der Sensor (24) des Beatmungsgerätes (20) den Ösophagusdruck (60) bestimmt, der über den gasgefüllten Ballon (62) des Ösophagus-Katheters (61) erfasst wird.  
15
3. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung (61, 62) zum Ermitteln eines Druckes (60, 64) zu dem Zeitpunkt (50) der Atemanstrengung (41) des Patienten (40) **dadurch gekennzeichnet, dass** die Druckermittlungsvorrichtung als Ösophagus-Katheter (61) ausgebildet ist und einen gasgefüllten Ballon (62) aufweist und umfassend ein Beatmungsgerät (20) mit einem Druckeingangsstutzen (23) für den Ösophagus-Katheter (61) und einen (Druck)Sensor (24), wobei eine Atemanstrengung (41) des Patienten (40) über den gasgefüllten Ballon (62) des Ösophagus-Katheters (61) erfasst wird.  
20
4. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** der transpulmonale Druck (64) von dem Beatmungsgerät bestimmt wird unter Berücksichtigung des, vom Beatmungsgerät vorgegebenen, Beatmungsdrucks (27) und dem sensorisch ermittelten Ösophagusdruck (60).  
25
5. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** der gasgefüllte Ballon (62) einen Sensor aufweist, der eine Atemanstrengung (41) registriert und an ein Beatmungsgerät übermittelt.  
30
6. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Bestimmung des transpulmonalen Drucks (64) am Ende der Ausatmung (64, TPP ex) und/oder am Ende der Einatmung (64, TPP in) durch einen bestimmten Messvorgang erfolgt, bei dem das Beatmungsgerät einen Atemgastransport zu oder von dem Patienten verhindert.  
35
7. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Atemanstrengung (41) des Patienten (40) mit zumindest einem hinterlegten Schwellwert verglichen wird und bei Überschreitung des Schwellwertes einem Trigger (42) entspricht.  
40
8. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** der Zeitpunkt (50) der Beginn der Expiration oder der Beginn der Inspiration (41) des Patienten ist.  
45
9. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** das System zudem eine Einrichtung (19), beispielsweise eine Steuereinheit, umfasst die den, von dem Beatmungsgerät (20) bereitgestellten, Atemgasdruck unter Berücksichtigung des ermittelten Ösophagusdrucks (60) oder transpulmonalen Drucks (64) vorgibt.  
50
10. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Einrichtung (19) bei Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den Ösophagusdruck (60) ein Steuersignal für das Beatmungsgerät (20) erzeugt, zur Vorgabe eines inspiratorischen oder expiratorischen Atemgasdrucks (47).  
55
11. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** aus der Ösophagusdruckkurve (60) die Anzahl der Inspirationsbemühungen (41) des Patienten (pro Zeiteinheit) erkannt und aufgezeichnet wird und/oder, dass aus der Beatmungsdruckkurve (27) oder der Steuereinheit die Anzahl der vorgegebenen Inspirationen (47) (pro Zeiteinheit) erkannt und aufgezeichnet wird.
12. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Inspirationsbemühungen des Patienten (41) pro Zeiteinheit mit den vorgegebenen Inspirationen (47) pro Zeiteinheit verglichen

und so der Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen (41) des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts ermittelt wird.

- 5
13. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** diesem Vergleich ein Index (31) der Fehltriggerungen entnommen wird, der den Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts repräsentiert.
- 10
14. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Einrichtung zur Erfassung der Synchronität (28) Fehltrigger (31), aus dem zeitlichen Abstand (29) zwischen dem vorgegebenen Atemgashub (47) und der Atemanstrengung (41) des Patienten (40), erkennt und eine Fehltriggerrate oder ein Index (31) ermittelt und speichert oder darstellt.
- 15
15. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet**, umfassend eine Druckermittlungsvorrichtung (61, 62) zum Ermitteln eines Drucks (60, 64) zu dem Zeitpunkt (50) der Atemanstrengung (41) des Patienten (40) **dadurch gekennzeichnet, dass** die Druckermittlungsvorrichtung als Ösophagus-Katheter (61) ausgebildet ist und einen gasgefüllten Ballon (62) aufweist und umfassend ein Beatmungsgerät (20) mit einem Druckeingangsstutzen (23) für den Ösophagus-Katheter (61) und einen (Druck)Sensor (24), wobei eine Atemanstrengung (41) des Patienten (40) über den gasgefüllten Ballon (62) des Ösophagus-Katheters (61) erfasst wird, wobei das System zudem eine Einrichtung zur Erfassung der Synchronität (28) eines durch das Beatmungsgerät (20) (zeitlich) vorgegebenen Atemgashubs (47) (Druck oder Volumen oder Fluss) mit der Atemanstrengung (41) des Patienten (40), umfasst, wobei diesem Vergleich ein Index (31) der Fehltriggerungen entnommen wird, der den Grad der Synchronisierung (30) zwischen den Inspirationsbemühungen des Patienten und der Inspiratorischen Vorgabe des Beatmungsgeräts repräsentiert.
- 20
- 25
16. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Einrichtung (19) bei erkannten Fehltriggern (31) ein Steuersignal für das Beatmungsgerät (20) erzeugt, zur Vorgabe einer veränderten Einatemzeit und/oder eines veränderten PEEP und/oder einer veränderten Triggerempfindlichkeit.
- 30
17. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** der Ösophagus-Katheter (61) den funktionellen positiven endexpiratorischen Druck, welcher als intrinsischen PEEP (PEEPi) bezeichnet wird, ermittelt.
- 35
18. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** die Einrichtung (19) bei Überschreiten oder Unterschreiten eines Schwellwertes für den PEEPi ein Steuersignal für das Beatmungsgerät (20) erzeugt, zur Vorgabe eines veränderten Atemgasvolumens oder einer veränderten Ausatemzeit.
- 40
19. System nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Einrichtung zur Erfassung des optimalen (70) Füllvolumens des Ballons (62) umfasst ist, wobei die Einrichtung das geringste Füllvolumen bestimmt, welches die größte Pulsdruckvariation ("Swing") des Ballons (62) in einem Atemzug (von inspiratorisch zu expiratorisch) ausmacht
- 45
- 50
- 55

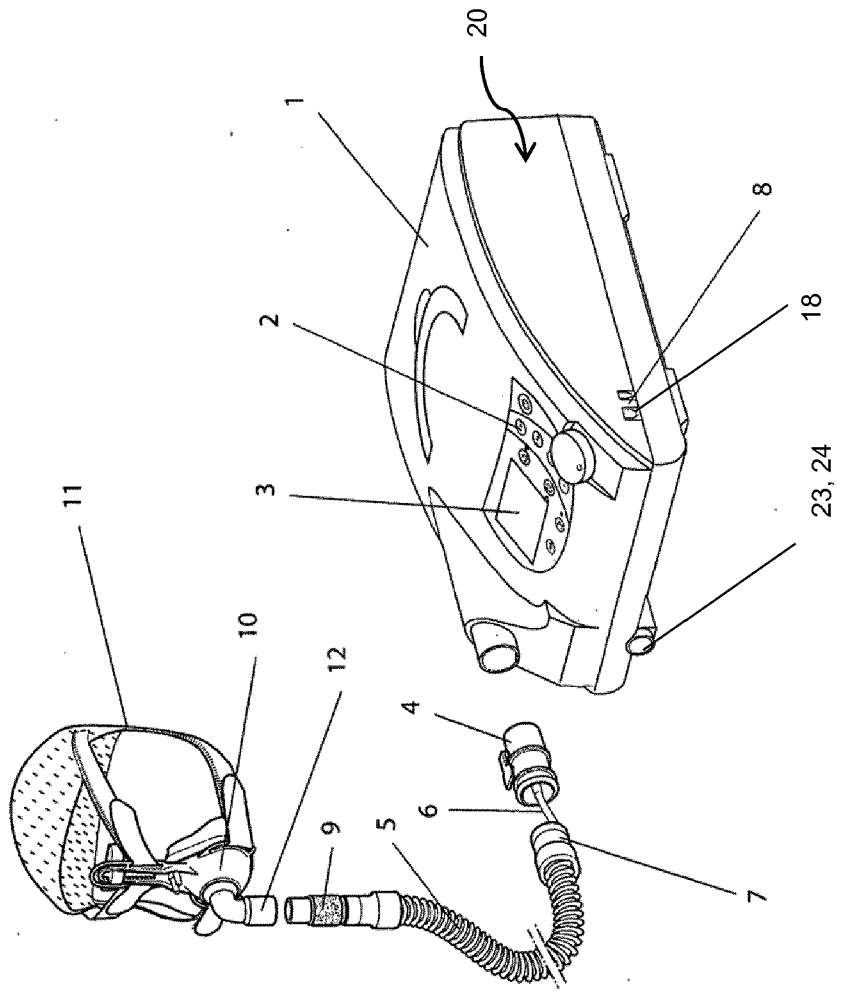


Fig. 1

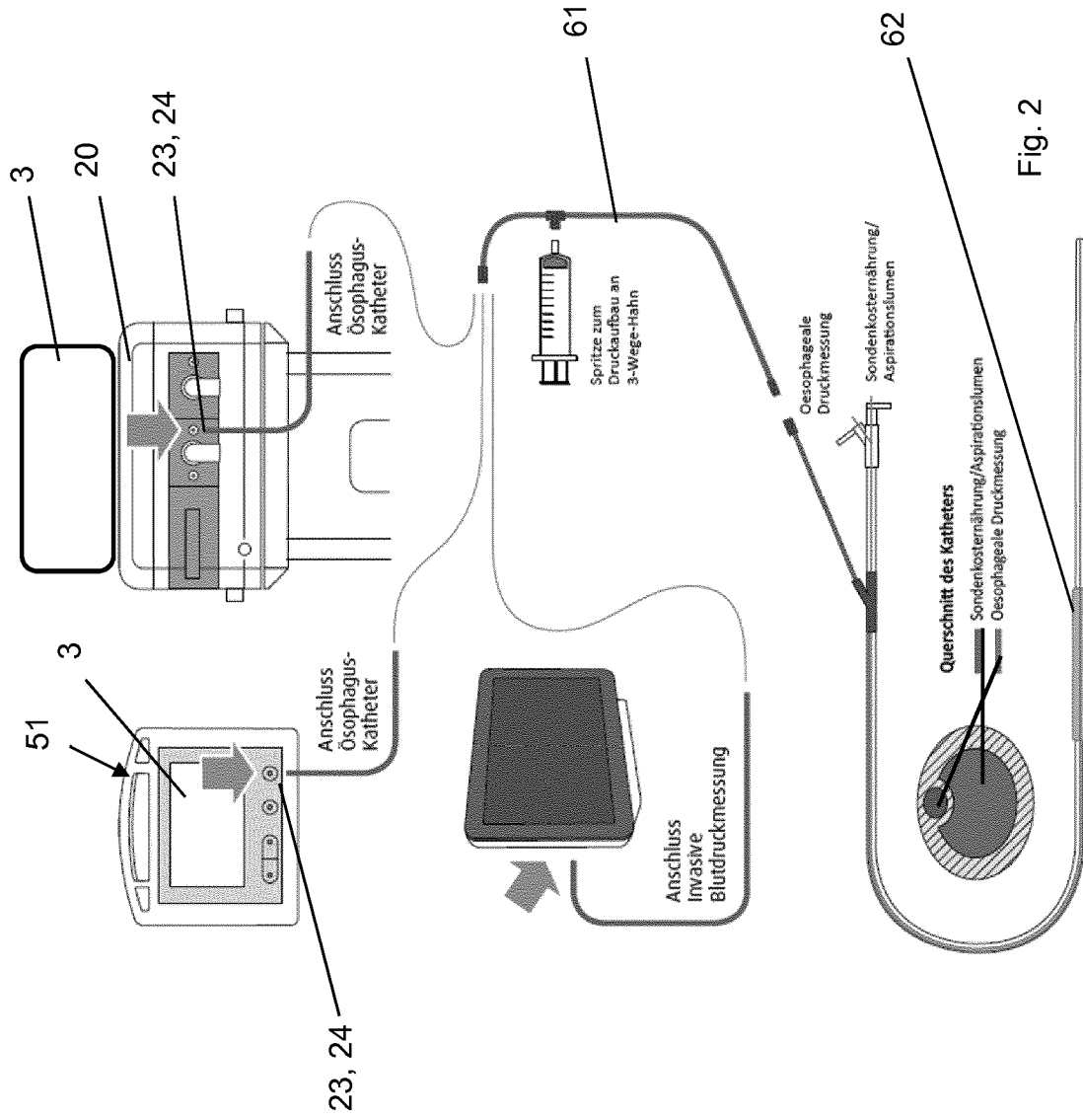


Fig. 2

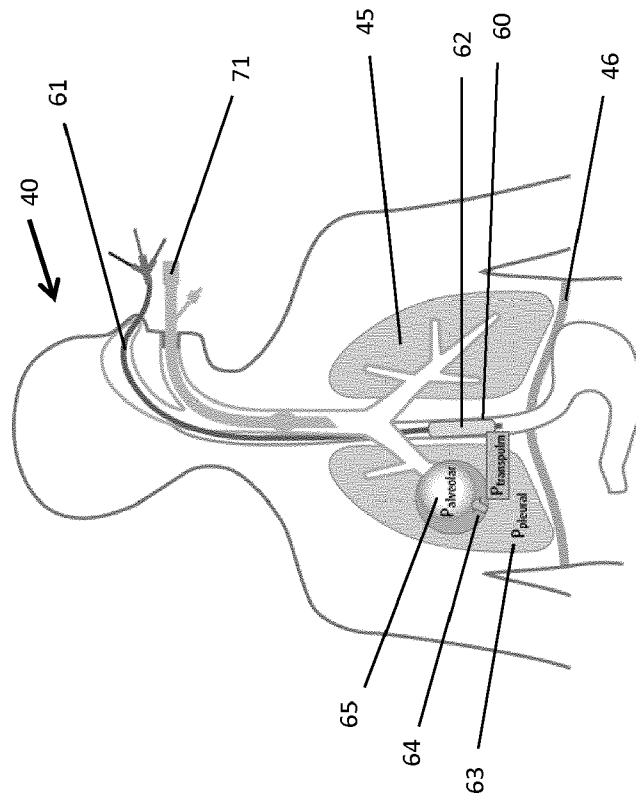


Fig. 3

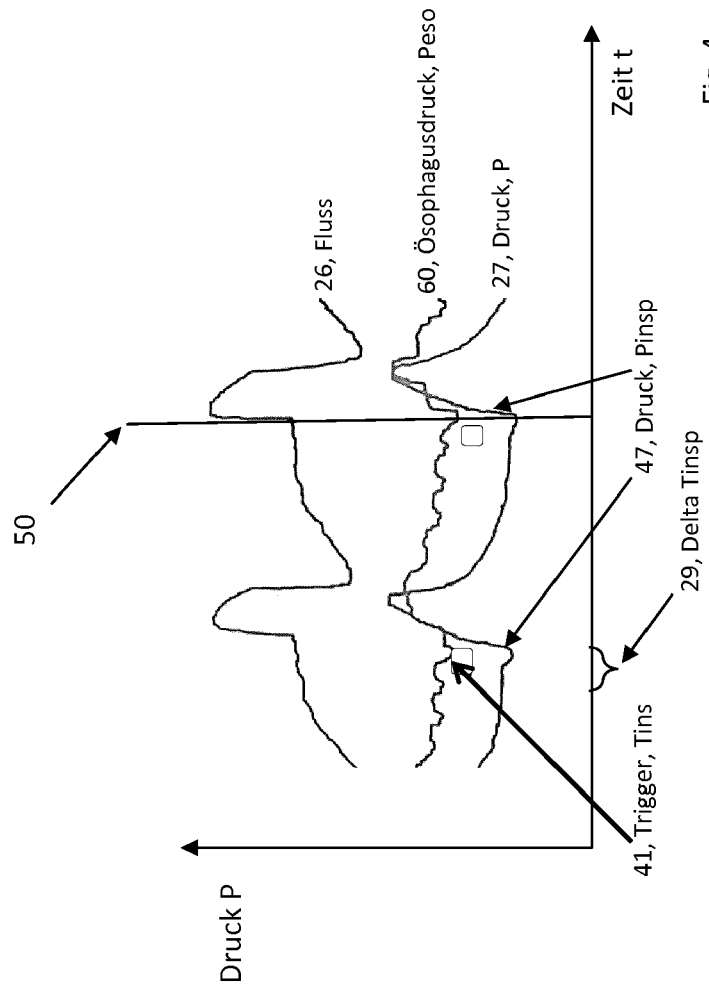


Fig. 4

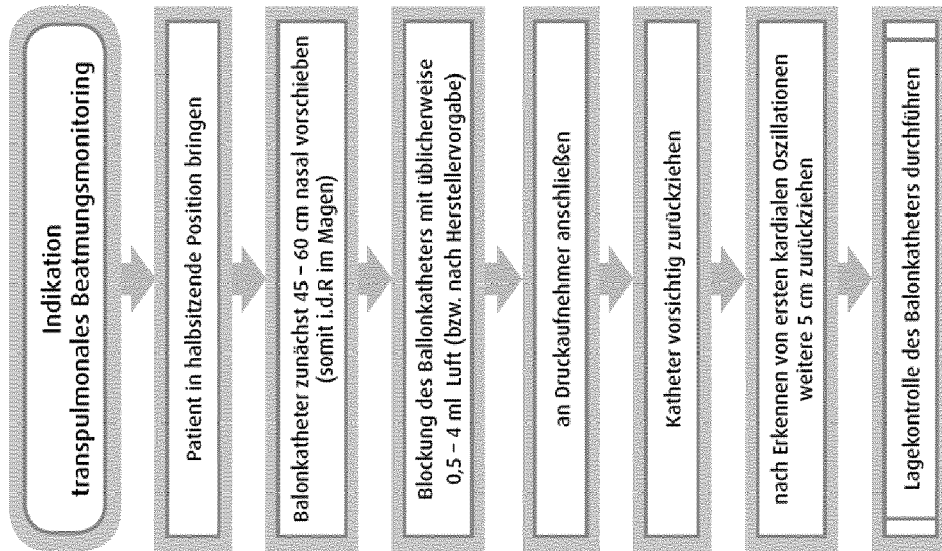


Fig. 5

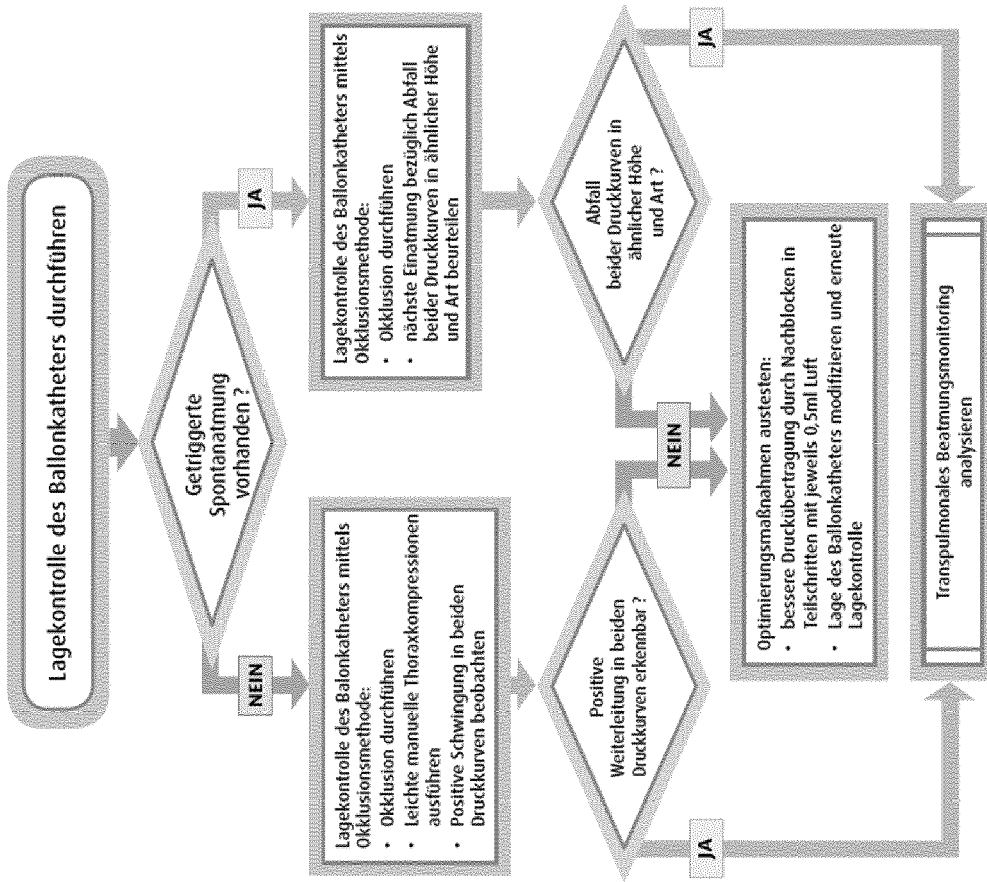


Fig. 6

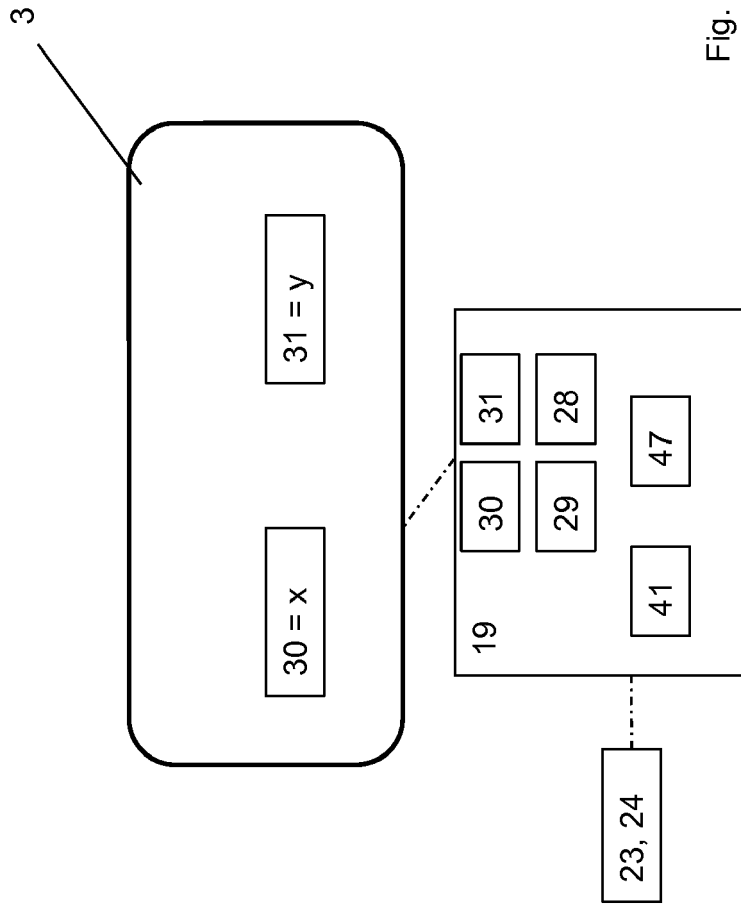


Fig. 7



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 19 40 1004

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	DE 10 2012 215662 A1 (HAMILTON MEDICAL AG [CH]) 6. März 2014 (2014-03-06) * Abbildungen 1-5 * * Absatz [0015] - Absatz [0057] * -----	1-19	INV. A61M16/04 A61B5/00 A61B5/03 A61B5/11
X	DE 102 13 905 A1 (GOEBEL FRED G [DE]) 10. Oktober 2002 (2002-10-10) * Abbildungen 1-8 * * Absatz [0035] - Absatz [0084] * -----	1-19	A61B5/113 A61J15/00 A61M16/00 A61B5/08
X	EP 2 397 074 A1 (STENQVIST AB M [SE]) 21. Dezember 2011 (2011-12-21) * Abbildungen 1-7 * * Absatz [0010] - Absatz [0050] * -----	1-19	ADD. A61M25/10
X	US 2015/040905 A1 (KULSTAD ERIK [US]) 12. Februar 2015 (2015-02-12) * Abbildungen 1-5 * * Absatz [0034] - Absatz [0091] * -----	1-19	
X	US 5 520 192 A (KITNEY RICHARD I [GB] ET AL) 28. Mai 1996 (1996-05-28) * Spalte 3, Zeile 21 - Spalte 6, Zeile 29 * -----	1-19	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC) A61M A61B A61J
X	WO 2010/121313 A1 (RESMED LTD [AU]; MULQUEENY QESTRA CAMILLE [AU] ET AL.) 28. Oktober 2010 (2010-10-28) * Abbildungen 1-19 * * Absatz [0006] - Absatz [0083] * -----	1-19	
X	WO 2006/079152 A1 (RESMED LTD [AU]; MULQUEENY QESTRA CAMILLE [AU]; NAVA STEFANO [IT]) 3. August 2006 (2006-08-03) * Abbildungen 1-8 * * Absatz [0011] - Absatz [0034] * -----	1-19	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort <b>München</b>		Abschlußdatum der Recherche <b>19. Juni 2019</b>	Prüfer <b>Liess, Helmar</b>
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 1004

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.

19-06-2019

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102012215662 A1	06-03-2014	DE 102012215662 A1	06-03-2014
		EP 2892427 A1	15-07-2015
		US 2015217069 A1	06-08-2015
		WO 2014037175 A1	13-03-2014
-----			
DE 10213905 A1	10-10-2002	DE 10213905 A1	10-10-2002
		US 2003000526 A1	02-01-2003
-----			
EP 2397074 A1	21-12-2011	BR 112012032557 A2	20-09-2016
		CN 103002802 A	27-03-2013
		EP 2397074 A1	21-12-2011
		EP 2582292 A1	24-04-2013
		EP 2923641 A1	30-09-2015
		JP 5864562 B2	17-02-2016
		JP 6162785 B2	12-07-2017
		JP 2013534844 A	09-09-2013
		JP 2016104186 A	09-06-2016
		JP 2017196438 A	02-11-2017
		US 2013174846 A1	11-07-2013
		US 2014296730 A1	02-10-2014
		US 2017332943 A1	23-11-2017
		WO 2011157855 A1	22-12-2011
-----			
US 2015040905 A1	12-02-2015	CA 2920624 A1	12-02-2015
		EP 3030301 A1	15-06-2016
		US 2015040905 A1	12-02-2015
		WO 2015021350 A1	12-02-2015
-----			
US 5520192 A	28-05-1996	KEINE	
-----			
WO 2010121313 A1	28-10-2010	EP 2421589 A1	29-02-2012
		EP 3351170 A1	25-07-2018
		JP 5639152 B2	10-12-2014
		JP 6246696 B2	13-12-2017
		JP 2012524552 A	18-10-2012
		JP 2015037596 A	26-02-2015
		JP 2017029792 A	09-02-2017
		US 2012037159 A1	16-02-2012
		US 2016279361 A1	29-09-2016
		WO 2010121313 A1	28-10-2010
-----			
WO 2006079152 A1	03-08-2006	CN 101043913 A	26-09-2007
		CN 102512736 A	27-06-2012
		EP 1807139 A1	18-07-2007
		JP 4960246 B2	27-06-2012
		JP 5662289 B2	28-01-2015

EPO FORM P0461

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

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

EP 19 40 1004

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.

19-06-2019

10

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
		JP 2008516702 A	22-05-2008
		JP 2012005882 A	12-01-2012
		US 2008110461 A1	15-05-2008
		US 2014066725 A1	06-03-2014
		WO 2006079152 A1	03-08-2006
-----			

15

20

25

30

35

40

45

50

EPO FORM P0461

55

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

专利名称(译)	用于检测患者呼吸努力的系统		
公开(公告)号	<a href="#">EP3520850A1</a>	公开(公告)日	2019-08-07
申请号	EP2019401004	申请日	2019-01-31
[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	A61M16/04 A61B5/00 A61B5/03 A61B5/11 A61B5/113 A61J15/00 A61M16/00 A61B5/08 A61M25/10		
CPC分类号	A61B5/037 A61B5/0816 A61B5/085 A61B5/087 A61B5/4836 A61B5/6853 A61B2562/0247 A61J15/0003 A61J15/0049 A61J15/0073 A61J15/0084 A61M16/0003 A61M16/0051 A61M16/024 A61M16/0434 A61M16/044 A61M25/10184 A61M2016/0027 A61M2205/3334 A61M2205/3344 A61M2205/3553 A61M2205/3561 A61M2210/101 A61M2210/105 A61M2230/08 A61M2230/65 A61M25/10 A61M25/1002 A61B5/036 A61B5/0803 A61M2230/40		
代理机构(译)	马克思THOMAS		
审查员(译)	利瑟, HELMAR		
优先权	102018000757 2018-01-31 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于记录患者呼吸努力的系统，该系统包括压力确定装置，用于确定患者呼吸努力时的跨肺压力。本发明还涉及一种用于记录食道导管球囊的最佳填充体积的单元。

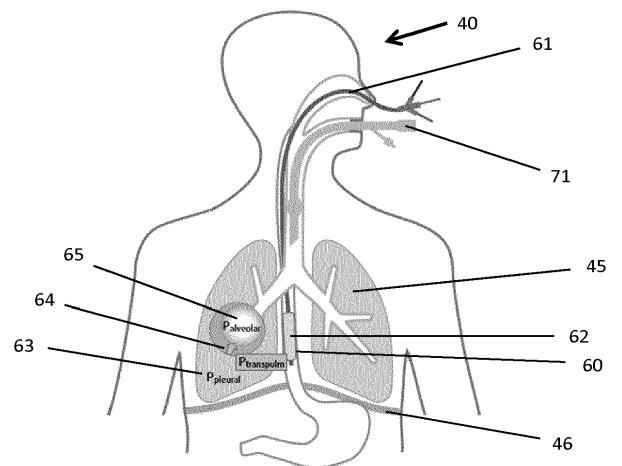


Fig. 3