

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes. Bei der maschinellen Beatmung von Patienten, insbesondere im Notfalleinsatz ist oftmals eine Situation gegeben, bei der ein Patient sowohl beatmet werden muss, als auch eine Herz-Lungen-Wiederbelebung an diesem Patienten vorgenommen werden muss. Im Regelfall wird der Patient über eine Maske oder einen Endotrachealtubus mit Hilfe eines Notfall-Beatmungsgerätes maschinell beatmet.

[0002] Aus dem Stand der Technik sind einerseits Notfallbeatmungsgeräte bekannt, welche die maschinelle Beatmung des Patienten in Notfallsituationen ermöglichen. Notfallbeatmungsgeräte zeichnen sich dadurch aus, dass sie mobil, portabel und autark von externer Versorgung mit elektrischer Energie und Atemgasen einsetzbar sind. Notfallbeatmungsgeräte sind in der DE 4007361 A1, sowie der DE 20315975 U1 gezeigt. Daneben sind portable und mobile Beatmungsgeräte aus dem Bereich der unterstützenden Therapie, sowohl für den klinischen wie auch den häuslichen Einsatz bekannt. So beschreibt die DE 8418594 U1 ein Gerät zur Akutintervention bei Asthma, Herzanfällen, Herzinfarkten, Kreislaufbeschwerden und auch zum langzeitigen Einsatz in der Therapie chronischer Bronchitis. Andererseits sind Geräte bekannt, die dem Anwender eine Hilfestellung bei der Durchführung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) geben. Eine Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird durch eine helfende und rettende Person, ggf. mit Unterstützung einer zweiten Person auf manuelle Weise als ein Wechsel aus einer Druckmassage des Brustkorbs und einer Atemspende mittels Mund-zu-Mund oder Mund-zu-Nase durchgeführt. Der Wechsel zwischen Druckmassage und Atemspende wird üblicherweise in einem fortlaufenden Rhythmus von 30 Brustkorb-Druckmassagen n im Wechsel mit 2 Atemspenden, bzw. in einem fortlaufenden Rhythmus von 15 Brustkorb-Massagen im Wechsel mit 2 Atemspenden durchgeführt, bis das Herz-Kreislauf-System des Patienten wieder eigenständig in Funktion ist, das Herz also wieder regelmäßig schlägt. Anschließend wird die Atemspende solange weitergeführt, bis der Patient wieder eigenständig atmet. Man spricht dabei auch von einer 30-zu-2-Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), wobei es dazu auch noch weitere Variationen gibt. In der sogenannten Ein-Retter-Methode führt eine Person im Wechsel die Brustkorb-Massagen und die Atemspenden durch, in der sogenannten Zwei-Retter-Methode übernimmt eine Person die die Brustmassage und die zweite Person die Atemspenden. Als eine Hilfestellung für die erste und/oder zweite Person sind gerät verfügbar, welche den 30-zu-2-Rhythmus durch optische und/oder akustische Signalgabe unterstützen und es der Person/den Personen ermöglichen, sich selbst im Wesentlichen auf die Durchführung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und den Zustand des Patienten konzentrieren zu können.

[0003] Geräte zur Unterstützung der helfenden und rettenden Personen sind in der US 2006 111 749 A1 beschrieben.

[0004] Weiterhin sind Trainingsgeräte und Simulatoren für klinisches Personal zur Einübung der Durchführung der Druckmassage des Brustkorbs mit korrektem Druck im rhythmisch ordnungsgemäßen Wechsel mit der Atemspende mit korrekter Beatmung (Luftmenge) bekannt. Solche Trainingsgeräte und Simulatoren sind in der US 2004 058 305 A1 beschrieben.

[0005] Als ein weiterer Stand der Technik ist in der US 8,151,790 ein Ventil genannt, dass für die gleichzeitige Anwendung mit der Herz-Druck-Massage zwischen einem Beatmungsgerät und einem Patienten angeordnet werden kann, um die zeitlichen Füllung der Lunge und den Druck in der Lunge, sowie den zeitlichen Verlauf des Drucks in Bezug zu den vom Beatmungsgerät gelieferten Zeitraster von In- und Expirationsphasen zu verändern.

[0006] Ein kardiopulmonales Gerät zur Wiederbelebung (HLW) eines Patienten zu einer Durchführung einer Herz-Druck-Massage und mit Mitteln zu einer Steuerung eines Beatmungsgerätes ist aus der EP0029352 B1 bekannt. Das Beatmungsgerät wird dabei derart angesteuert, dass synchron zur Herz-Druck-Massage während des Bluttransportes vom Herzen in den Körper des Patienten (Systole) zeitweise eine Ausströmung von Luft aus der Lunge des Patienten unterbunden wird.

[0007] Die US 6,155,257 zeigt ein Beatmungsgerät, sowie ein Verfahren zum Betrieb des Beatmungsgerätes in Verbindung mit einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), wobei die Beatmung an die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) angepasst ist. Es ist ein Ventil vorgesehen, das im Gasstrom zum Patienten angeordnet ist, um das Einströmen von Gas in die Lunge des Patienten so lange zu verzögern, bzw. zu verhindern, bis der Druck im Thoraxraum des Patienten einen vorbestimmten Unterdruckwert gegenüber dem Umgebungsdruck unterschritten hat.

[0008] In einer üblichen Notfallsituation findet bei Einsatz eines Notfallbeatmungsgerätes die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durch einen Helfer zeitgleich und überlagernd, aber im Wesentlichen unabhängig von der Beatmung statt. Dabei ist eine Herz-Druck-Massage (HDM) für die Aufrechterhaltung der Kreislauffunktion des Patienten erforderlich, um im Wesentlichen das Gehirn und weitere Körperteile dadurch mit Sauerstoff zu versorgen, dass der Blutfluss vom Herzen über die Lunge in die Körperteile zur Vermeidung Schädigungen, insbesondere von bei Sauerstoffmangel relativ unmittelbar eintretenden bleibenden Schädigungen im Gehirn, aufrechterhalten wird und so eine Zufuhr von Sauerstoff aus der Lunge in die Körperzellen der Körperteile und einen Abtransport von Kohlendioxid aus den Körperzellen sicherzustellen. Daher ist zusätzlich eine Zufuhr von frischer Atemluft mit ausreichendem Sauerstoffanteil zur Lunge erforderlich. Diese Zufuhr kann durch eine manuelle Atemspende eines Helfers mit einer Sauerstoffkonzentration von ungefähr 16% erreicht oder durch die Verwendung eines Notfallbeatmungsgerätes mit variabler und einstellbarer Sauerstoffzufuhr erfolgen. Für die Anwendung der Herz-Druck-Massage ist es vorteilhaft, dass das Herz bei einem Eindrücken des Brustkorbes nicht ausweichen kann. Da die Möglichkeiten zum Ausweichen im Wesentlichen durch die Anatomie der Rippen und die Organe direkt unterhalb des Brustraumes (Magen, Milz, Leber) relativ gleichbleibend eingeschränkt sind, verbleibt als Ausdehnungsraum zum Ausweichen der räumliche Bereich der Lunge. Immer dann, wenn die Lunge soweit komplett geleert ist, das nur noch die sogenannte funktionale Residualkapazität (FRC) mit Luft gefüllt ist, also am Ende einer jeden Ausatemphase, der sogenannten Expirationsphase, ist der räumliche Bereich, in welchen das Herz ausweichen kann, maximal. Wenn für das Herz im Brustraum eine Möglichkeit zum Ausweichen gegeben ist, dann ist der Effekt der Herz-Druck-Massage, trotz massiver Kraftaufbringung auf den Brustkorb des Patienten durch den Helfer, in Bezug auf durch die Herz-Druck-Massage bewirkte Förderung des Blutes vom Herzen zu den Körperteilen, insbesondere zum Gehirn, geringer, als wenn dieser Ausweichraum nicht zur Verfügung steht. Als Folge davon ergibt sich ein weniger wirksamer Austausch zwischen dem im Blut vorhandenen Sauerstoff und Kohlendioxid und damit verbunden insbesondere eine weniger gute Versorgung des Gehirns mit Sauerstoff, womit sich für den Patienten die Wahrscheinlichkeit von bleibenden Schädigungen erhöht. Daher ist es bei der Durchführung der Herz-Druck-Massage vorteilhaft, dass sich die Lunge während der Kompressionsphase der Herz-Druck-Massage weitgehend gefüllt, bzw. nicht wesentlich entleert ist, so dass der räumliche Bereich, in welchen das Herz ausweichen kann, minimiert wird und damit der Effekt der Herz-Druck-Massage und damit mittelbar auch der Druck des in den Körper strömenden Blutes (systolischer Blutdruck) erhöht wird und damit der Austausch zwischen dem im Blut vorhandenen Sauerstoff und Kohlendioxid verbessert wird. Weiterhin ist es bei der Durchführung der Herz-Druck-Massage vorteilhaft, dass die Lunge des Patienten in der Dekompressionsphase der Herz-Druck-Massage nahezu vollständig bis auf das Volumen der Funktionellen Residualkapazität entleert wird, idealer Weise sogar ein geringer Unterdruck in der Lunge in Relation zum Umgebungsdruck bewirkt wird, um die Rückströmung des Blutes zum Herzen zu unterstützen. Diese Unterstützung ergibt sich daraus, dass dem Herzen und den zum Herzen führenden venösen Blutgefäßen ausreichend Raum im Brustraum des Patienten zur Rückströmung von Blut zur Verfügung steht und die nahezu entleerte Lunge diesen Raum dann nicht ausfüllt. Ein zusätzlicher dabei Aspekt ist der, dass der Blutdruck des rückströmenden Blutes (diastolischer Blutdruck) nicht durch den in der Lunge herrschenden Beatmungsdruck beeinflusst und dadurch möglicherweise erhöht wird. Als eine Folge der Unterstützung der Rückströmung des Blutes zum Herzen ergibt sich mittelbar über eine Verbesserung der Durchblutung und des Blutaustauschs im Herzen insgesamt damit eine Verbesserung des Austauschs von Sauerstoff und Kohlendioxid im Blutkreislauf. Als eine Folge des verbesserten Austauschs von Sauerstoff und Kohlendioxid im Blut ergibt sich eine Reduzierung der Gefährdung des Patienten, insbesondere des Gehirns des Patienten, hinsichtlich bleibender Schädigungen. Wird eine klassische Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) nach der ein-Retter-Methode durchgeführt, so kommt der 30-zu-2-Rhythmus unter Anwendung einer Beatmung durch eine Gesichtsmaske zum Einsatz. Dabei finden Herz-Druck-Massage und Beatmung nicht gleichzeitig statt. Sobald in einer Notfallsituation ein weiterer Retter, insbesondere ein Notarzt zur Verfügung steht, wird die Maske durch einen Endotrachialtubus ersetzt und der Endotrachialtubus mittels einer Schlauchverbindung mit einem Notfall-Beatmungsgerät verbunden wird. Ein solcher Endotrachialtubus wird im Verlauf der weiteren Beschreibung der vorliegenden Anmeldung abkürzend mit „Tubus“ bezeichnet. Dies hat den Vorteil, dass der Zugang zur Lunge frei bleibt, da durch den Tubus sichergestellt wird, dass kein vom Patienten aspiriertes Material aus dem Magen-Darm-Bereich bei der Gabe der Atemspende in die Lunge des Patienten transportiert werden kann. Sobald der Zugang zu den Atemwegen des Patienten sichergestellt ist, findet eine kontinuierliche Beatmung durch das Beatmungsgerät statt. Zeitgleich wird von einem Retter oder einer geeigneten Vorrichtung die Herz-Druck-Massage kontinuierlich weitergeführt.

[0009] Eine geeignete Vorrichtung zur Applizierung einer maschinellen Herz-Druck-Massage auf dem Brustkorb eines Patienten ist beispielsweise in der EP0509773 B1 beschrieben.

[0010] Die kontinuierlichen Kompressionen des Brustraums als Wirkung der Herz-Druck-Massage wirken sich, im Unterschied zur Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) mit Wechsel zwischen Herz-Druck-Massage und Be-

atmung, beispielsweise nach dem 30 (Herz-Druck-Massagen) zu 2 (Beatmungszyklen) Rhythmus 15 zu 2 Rhythmus oder 10 zu 2 Rhythmus, sowohl auf die Art und Weise der Füllung der Lunge durch das Beatmungsgerät, wie auch auf den resultierenden Druckverlauf in der Lunge aus. Es findet somit im zeitlichen Verlauf des messtechnisch erfassten Beatmungsdrucks im Betrieb des Beatmungsgerätes eine Überlagerung der durch die Beatmung und die gewählte Beatmungsform bedingten Druckwechsel aus Expiration und Inspiration und der Kompressionen der Herz-Druck-Massage statt. Zur Beatmung eines Patienten werden von einem Beatmungsgerät nach dem Stand der Technik drei prinzipielle Basis-Beatmungsformen bereitgestellt, Varianten von Druck-geregelten Beatmungsformen, Varianten von Volumen-geregelten Beatmungsformen, Varianten von Durchfluss(Flow-)-geregelten Beatmungsformen, sowie Kombinationen davon, wie beispielsweise eine Druck-geregelten Beatmungsform mit Volumengarantie und Maximal-Flow-Limitierung. Diese Überlagerung durch die und der Kompressionen der Herz-Druck-Massage stellt eine zusätzliche Randbedingung und eine Störgröße für die Regelung des Beatmungsdrucks, insbesondere bei den Druck-geregelten Beatmungsformen dar.

[0011] Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), sowie ein geeignetes Verfahren zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) anzugeben.

[0012] Weiterhin ist es die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Medizinisches System zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) anzugeben.

[0013] Die Aufgabe für eine Vorrichtung einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird erfindungsgemäß gelöst mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

[0014] Die Aufgabe für eine Vorrichtung einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird erfindungsgemäß ebenfalls gelöst mit den Merkmalen des Patentanspruchs 2.

[0015] Vorteilhafte Ausgestaltungen der Vorrichtung ergeben sich aus den Unteransprüchen 3 bis 19.

[0016] Die Aufgabe für ein Verfahren zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird erfindungsgemäß mit den Merkmalen des Patentanspruchs 20 gelöst.

[0017] Die Aufgabe für ein Verfahren zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird weiterhin erfindungsgemäß mit den Merkmalen des Patentanspruchs 33 gelöst.

[0018] Vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens ergeben sich aus den Unteransprüchen 21 bis 32, sowie aus dem Unteranspruch 34.

[0019] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Medizinisches System zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) anzugeben, wird erfindungsgemäß gelöst mit den Merkmalen des Patentanspruchs 35.

[0020] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Medizinisches System zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) anzugeben, wird erfindungsgemäß weiterhin gelöst mit den Merkmalen des Patentanspruchs 36.

[0021] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Medizinisches System zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) anzugeben, wird erfindungsgemäß weiterhin gelöst mit den Merkmalen des Patentanspruchs 38.

[0022] Vorteilhafte Ausgestaltungen des Medizinischen Systems ergeben sich aus den Unteransprüchen 37, 39, 40, 41.

[0023] Eine erfindungsgemäße Vorrichtung zu einer maschinellen Beatmung mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird durch ein Beatmungsgerät in technischer Weise in die Praxis umgesetzt.

[0024] Ein solches Beatmungsgerät ist zu einer Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ausgebildet.

[0025] Dazu besteht ein derartiges Beatmungsgerät aus Aktuatoren und Sensoren mit zugehörigen Steuerungselementen, welche in der Praxis als zentrale oder dezentrale Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet sind, sowie aus einer Anzeige-, Signalgabe und Bedieneinheit. Optional können weitere Daten-Ein- und Ausgänge, Sensorik- oder Daten-Schnittstellen an diesem Beatmungsgerät vorgesehen sein, welche es ermöglichen, Daten mit anderen Geräten oder Zubehörkomponenten auszutauschen.

[0026] Ein solches Beatmungsgerät kann in einer besonderen Ausführungsform als ein sogenanntes Notfall-Beatmungsgerät, ein speziell für die Beatmung in Notfallsituationen ausgebildet sein, beispielsweise in Form eines mobilen, portablen Gerätes, welches unabhängig von einer Netzversorgungsspannung und einer Gasversorgung betrieben werden kann. Die Unabhängigkeit des Notfall-Beatmungsgerätes von der Netzversorgungsspannung wird durch eine Ausstattung mit Batterien, beispielsweise wieder aufladbare Batterien oder Primärbatterien erreicht. Die Unabhängigkeit des Notfall-Beatmungsgerätes von der Gasversorgung kann durch eine Mitführung von Gas oder einer Mehrzahl von Gasen in Druckgasflaschen in optionaler Weise in Kombination einer Ausführung mit einem Gebläse als Beatmungsantrieb für die Bereitstellung von Luft als Atemgas erreicht werden. Zur Mischung und Dosierung der Gase, im Wesentlichen zur Mischung von Luft und Sauerstoff, kann eine Umgebungs-Luft-ansaugende Düsenanordnung, ein sogenannter Ejektor, in der technischen Ausführung in üblicher Weise ausgeführt als sogenannte Venturi-Düse in Kombination mit einer Sauerstoff-Druckgasquelle, in üblicher Weise ausgeführt als eine Sauerstoff-Druckgasflasche, verwendet werden. Alternativ dazu kann ein Gebläseantrieb, in einer technischen Ausgestaltung als ein Radialverdichter oder als ein Seitenkanalverdichter in Verbindung mit Dosier-Ventilen zur Dosierung und Mischung der Gase Verwendung finden. Zu den weiteren, neben Gasversorgung und elektrischer Versorgung für eine Durchführung und Steuerung der Beatmung eines Patienten notwendigen Komponenten des Beatmungsgerätes zählen eine zu einer Dosierung geeignet ausgebildete Inspiratorische Dosiereinheit, zumeist ausgebildet oder umfassend zumindest ein Inspirationsventil oder eine Anordnung mehrerer Ventile oder Ventilelemente zur Dosierung und Mischung der Luftmenge und Gasmenge und zur Einstellung des Atemwegsdrucks des Patienten in den Einatemphasen (Inspirationsphasen) des Patienten. Weiterhin zählt eine Exspiratorische Dosiereinheit zu den weiteren notwendigen Komponenten des Beatmungsgerätes, beispielsweise ausgebildet als ein im Öffnungsgrad steuerbares Expirationsventil zur Einstellung der Ein- und Ausatemphasen (Inspirationsphasen und Expirationsphasen), sowie zur Einstellung des Atemwegsdruck des Patienten, wobei das Expirationsventil als ein internes Ventil im Beatmungsgerät oder als ein externes, in der Gaszufuhr zum Patienten angeordnetes Expirationsventil ausgebildet sein kann. Weitere Bestandteile des erfindungsgemäßen Beatmungsgerätes sind Sensoren zu einer Druckmessung, die geeignet sind, in Verbindung mit der Steuerungs- und Regeleinheit inspiratorisch und/oder expiratorisch eine Druckmessung und Druckregelung vorzunehmen. In bevorzugter Weise sind weiterhin Sensoren zu einer inspiratorischen und/oder expiratorischen Durchflussmessung Bestandteile des Beatmungsgerätes, die bevorzugt geeignet sind, in Verbindung mit der Steuerungs- und Regeleinheit eine bevorzugte Durchflussmessung, Durchflussmengenmessung und/oder Durchflussregelung vorzunehmen. Weiter bevorzugt ist zusätzliche Sensorik vorhanden, welche in Verbindung mit der Steuerungs- und Regeleinheit zu einer Überwachung der Dosierung und Mischung der Gase ausgebildet ist. Die Druckmessung dient dabei zu einer Erfassung eines aktuellen Beatmungsdrucks und eines Verlaufs des Beatmungsdrucks, welcher dem Patienten in der Einatemphase zugeführt wird, bzw. des aktuellen Beatmungsdrucks, welcher als Positiv-End-Expiratorischer-Druck (PEEP) am Ende der Ausatmung in der Lunge des Patienten verbleibt. Weiterhin dient der Beatmungsdruck als Ist-Größe bei der Durchführung einer Druck-kontrollierten-Beatmung. Als mögliche Druck-kontrollierte Beatmungsformen bieten sich dabei beispielsweise CPAP (Continuous Positiv Airway Pressure), PC-BiPAP (Bi-level Positiv Airway Pressure), PC-AC (Pressure Control-Assist Control), PC-PSV (Pressure Control-Pressure Support Ventilation) an. Die mittels der bevorzugten Durchflussmessung ermittelte Durchflussmenge dient dabei zur Erfassung des aktuellen Durchflusses (Flow) und des Verlaufs der Durchflussmenge während der Beatmung. Durch Integration der aktuellen Durchflusswerte oder des Verlaufs der Durchflussmenge wird aus der Durchflussmenge das Volumen ermittelt. Dadurch ist es möglich, sowohl das applizierte Atemminutenvolumen des Patienten (AMV) zu bestimmen, als auch durch eine Bilanzierung von Einatem- und Ausatemvolumina mögliche Leckagen in der Luftzuführung zum Patienten zu erkennen. Weiterhin dient die Durchflussmenge, bzw. das daraus ermittelte Volumen als Ist-Größe bei der Durchführung einer Volumen-kontrollierten-Beatmung. Als mögliche Volumen-kontrollierte Beatmungsformen bieten sich dabei beispielsweise VC-SIMV (Volume Control-Synchronized Intermittend Volume Control-), VC-MMV (Volume Control-Mandatory Minute Volume), VC-CMV (Volume Control- Continuous Mandatory Ventilation) an. Die Auflistung der Beatmungsformen ist an dieser Stelle lediglich beispielhaft und in keiner Weise vollständig und abschließend. Zusätzlich ermöglichen die Druckmessung und die Durchflussmessung während der Beatmung eine zeitlich aktuelle Überwachung von Höchstgrenzen von Beatmungsdruck und Durchfluss, welche zur Sicherstellung einer gesundheitlich unbedenklichen Beatmung nicht überschritten werden sollten. Weitere Komponenten sind eine Eingabeeinheit zur Parametereingabe, eine Ausgabereinheit, beispielsweise in Form eines Bildschirms zur Ausgabe von Betriebs-, Status- und Messwerten, sowie zur Darstellung von Kurvenverläufen

und zur Bereitstellung von Informationen an den Anwender. Daneben ist eine Sensor- oder Daten-Schnittstelle zum Austausch von Daten mit externen Geräten, mit externen Physiologischen Überwachungsgeräten (Physiologisches Überwachungsgerät) oder zum Signal- und Datenaustausch mit der Vorrichtung zugehörigen oder zugeordneten oder weiterem Zubehör oder Sensorik und auch, ggf. auch unter Zwischenschaltung weiterer Komponenten zur Protokoll- und Pegelanpassung, zur Kommunikation in einem Datennetz (Intranet, LAN, WLAN, Internet) vorgesehen. Weiterhin ist eine Steuer- und Regeleinheit zur Erfassung und Verarbeitung von Messwerten (Durchflussmessung, Druckmessung), zur Abfrage der Eingabeeinheit, Steuerung der Ausgabeeinheit und zur generellen Steuerung des Notfallbeatmungsgerätes, sowie insbesondere zur Beatmungssteuerung mit unterschiedlichen Beatmungs-Betriebsarten und Beatmungsformen (Beatmungsmodi) vorgesehen. Die über die Eingabeeinheit übermittelten Parameter zur Steuerung der Beatmung ergeben sich aus den diagnostischen Randbedingungen und den therapeutischen Erwägungen des Anwenders unter Berücksichtigung der Konstitution (Geschlecht, Alter, Gewicht, Größe, Diagnose) des Patienten und ergeben Vorgaben für den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW).

[0027] Als Parameter für die Steuerung und Regelung des Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) werden die Beatmungsfrequenz (Respiratory Rate RR), der Zieldruck der Beatmung (P), die maximale Druckamplitude bei der Beatmung, das Tidalvolumen (V_t) und das I:E-Verhältnis, welches dem Verhältnis aus der Zeitdauer der Inspiration zur Zeitdauer der Expiration entspricht, einer Steuerungs- und Regeleinheit zugeführt. Diese Parameter können einerseits durch den Anwender als direkte Stellwerte an einer Bedieneinheit eingestellt werden, in einer anderen Variante können die Stellwerte auch von anderen Parametern abgeleitet werden. Weiterhin ist eine Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen vorhanden, in welchem aus den Parametern für die Steuerung und Regelung der Beatmung entsprechende Schwellwerte und ein oder mehrere unabhängige oder zueinander in einer Beziehung oder Relation stehende Toleranzbereiche durch den Anwender, teilweise nach Vorgabe (Default-Settings) oder unter Ableitung von den Parametern voreingestellt oder eingestellt werden, und vom Anwender durch eine Quittierung/Bestätigung dann endgültig und final gesetzt werden. Bei einer Über- oder Unterschreitung der Schwellwerte oder bei einem Verlassen eines oder mehrerer Toleranzbereiche werden akustische und/oder optische Alarmierungen am Beatmungsgerät ausgelöst. Eine solche Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit ist dabei eng mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit, der Eingabeeinheit und der Steuer- und Regeleinheit verbunden, bzw. darin zumindest jeweils teilweise integriert. Die Verbindung eines Patienten mit dem Beatmungsgerät und die Versorgung des Patienten mit Atemgas erfolgt über ein Schlauchsystem. Das Schlauchsystem besteht aus einem inspiratorischen Zweig zur Zuführung von Luft und frischem Atemgas vom Beatmungsgerät zum Patienten und aus einem expiratorischen Zweig, zur Fortführung von verbrauchtem Atemgas vom Patienten zum Beatmungsgerät. Über ein Verbindungsstück, vorzugsweise ein Y-Stück zur Verbindung des inspiratorischen und expiratorischen Zweiges, ist der Patient über das Schlauchsystem mit dem Beatmungsgerät verbunden.

[0028] Die Steuerungs- und Regeleinheit setzt die Parameter in die erforderlichen Stellgrößen für die Druck- und Durchflussregelung und die Ansteuerung der Gerätekomponenten, wie beispielsweise der Aktuatoren um. Als Aktuatoren sind dabei mindestens eine inspiratorische Dosiereinheit, beispielsweise ausgebildet als ein inspiratorisches Dosierventil (Inspirationsventil) und/oder Beatmungsantrieb oder als ein Radialverdichter, sowie eine expiratorische Dosiereinheit, beispielsweise ausgebildet als ein expiratorisches Dosierventil (Expirationsventil), im Beatmungsgerät vorhanden. Weiterhin ist dabei an Sensorik im Beatmungsgerät mindestens ein Drucksensor vorhanden. Der mindestens eine Drucksensor ist dabei bevorzugt als ein inspiratorischer Drucksensor im inspiratorischen Zweig des Beatmungsgerätes oder als ein expiratorischer Drucksensor im expiratorischen Zweig des Beatmungsgerätes angeordnet. Weiter bevorzugt ist ein weiterer Drucksensor im Beatmungsgerät vorhanden. Weiter bevorzugt ist im Beatmungsgerät mindestens ein Durchflusssensor vorhanden, vorzugsweise in Form eines inspiratorischen und/oder expiratorischen Durchflusssensor und/oder in Form eines Patientennahen Durchflusssensors ausgebildet. Durch die Umsetzung der Stellgrößen in die Ansteuerung der Aktuatoren, insbesondere der inspiratorischen und expiratorischen Dosiereinheit und die Einbeziehung der Sensorik, insbesondere des inspiratorischen Drucksensors, sowie weiter bevorzugt des expiratorischen Drucksensors, sowie weiter bevorzugt des inspiratorischen und/oder expiratorischen Durchflusssensors und oder des Patientennahen Durchflusssensors ist die Steuerungs- und Regeleinheit in der Lage, die Beatmung des Patienten gemäß der Einstellungen und der Vorgaben des Anwenders durchzuführen und die Einhaltung der Vorgaben und Einstellungen zu überwachen. Im klinischen Einsatz sind zwei grundsätzliche verschiedene Schlauchsysteme gebräuchlich. Es gibt sogenannte „Ein-Schlauch-Systeme“, sowie sogenannte „Zwei-Schlauch-Systeme“. Ein „Ein-Schlauch-System“ wird vorzugsweise an Notfall-Beatmungsgeräten eingesetzt und zeichnet sich dadurch aus, dass vom Beatmungsgerät ein einziger Schlauch zum Patienten geführt wird, welcher bei der Einatmung ein Inspirations-Luft/-Gas-Gemisch zum Patienten liefert. Am Verbindungsstück zum Patienten ist an dem „Ein-Schlauch-System“ das expiratorische Dosierventil vorgesehen,

über das die vom Patienten ausgeatmete Luft an die Umgebung entweicht. Dieses Dosierventil wird bei der Realisierung in einem „Ein-Schlauch-System“ oft auch als „Patienten-nahes Expirations-Ventil“ bezeichnet. In dem Verbindungsstück ist weiterhin der expiratorische Drucksensor angeordnet. Ein „Zwei-Schlauch-System“ zeichnet sich dadurch aus, dass vom Beatmungsgerät zwei Schläuche zum Patienten geführt werden, wobei ein erster Schlauch bei der Einatmung das Inspirations-Luft-/Gas-Gemisch zum Patienten liefert, ein zweiter Schlauch die ausgeatmete Luft zum Beatmungsgerät zurückführt. Im expiratorischen Zweig sind im Beatmungsgerät das expiratorische Dosierventil, sowie der expiratorische Drucksensor angeordnet. Beiden Schlauchsystemen ist gemeinsam, dass das expiratorische Dosierventil und der expiratorische Drucksensor nah beieinander angeordnet sind. Dies ist insbesondere deshalb von Vorteil, da damit das Stellglied zur Einstellung des Beatmungsdrucks und das Messglied zur Erfassung des Beatmungsdrucks in einem Beatmungsdruck-Regelkreis ohne einen wesentlichen Zeitverzug zueinander wirken können. Bei einem „Zwei-Schlauch-System“ ist es prinzipiell möglich, dass ein zusätzlicher Drucksensor am Verbindungsstück vorgesehen ist, um den Beatmungsdruck-Regelkreis weiter zu optimieren und beispielsweise dabei unterschiedliche Längen der Beatmungsschläuche, Wasserfallen oder Atemluft-Anfeuchter kompensieren zu können. Eine erfindungsgemäße Vorrichtung ist als ein Medizinisches Beatmungsgerät ausgebildet und besteht dabei aus folgenden, für den Betrieb des Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und zur Beatmung eines Patienten mindestens erforderlichen Komponenten:

eine Inspiratorische Dosiereinheit, eine Expiratorische Dosiereinheit, eine Steuerungs- und Regeleinheit, eine Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit, eine Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit zur Ausgabe von Anzeigewerten, Alarmen und Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender, mindestens ein Drucksensor zur Überwachung von Schwellwerten und einer Sensor- oder Daten-Schnittstelle zum Anschluss von Sensoren oder externen Geräten oder Physiologischen Überwachungsgeräten. In dieser erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, fortlaufend einen aktuellen Wert eines Drucks des mindestens einen Drucksensors zu erfassen, den aktuellen Wert eines Drucks mit einem ersten vorbestimmten Wert zu vergleichen und die Expiratorische Dosiereinheit so anzusteuern, dass der aktuelle Wert des Drucks dem ersten vorbestimmten Wert entspricht. Der Patient ist dabei vorzugsweise und üblich mit einem Schlauchsystem mit dem Medizinischen Beatmungsgerät verbunden.

[0029] In einer ersten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, die Expiratorische Dosiereinheit und die Inspiratorische Dosiereinheit so anzusteuern, dass in einer ersten Phase der aktuelle Wert des Drucks gegenüber einem ersten vorbestimmten Wert um einen zweiten vorbestimmten Wert erhöht ist und die Expiratorische Dosiereinheit und die Inspiratorische Dosiereinheit so anzusteuern, dass in einer zweiten Phase der aktuelle Wert des Drucks gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert um einen dritten vorbestimmten Wert erniedrigt ist.

[0030] In einer zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist zusätzlich zu dem mindestens einen Drucksensor mindestens ein weiterer Sensor vorhanden. Die Steuerungs- und Regeleinheit ist ausgebildet, Signale des mindestens einen Sensors und des mindestens einen Drucksensors zu empfangen und auszuwerten. Die Steuerungs- und Regeleinheit ist ausgebildet, aus dem Signal des mindestens einen Sensors und/oder des Drucksensors und/oder den zeitlichen Verläufe der Signale des mindestens einen Sensors und/oder des mindestens einen Drucksensors mindestens ein Anzeichen (HDM-Activity) zu ermitteln, ob eine Herz-Druck-Massage (HDM) am Patienten appliziert wird.

[0031] In einer weiter bevorzugter Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des mindestens einen Sensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors zur Bestimmung eines Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich einer Qualität der Durchführung einer Herz-Druck-Massage auszuwerten. Das Qualitätsmaß (QIndex-HDM) kann dabei vorzugsweise durch einen Vergleich eines aktuell erfassten Signals des mindestens einen Sensors mit mindestens einem vorbestimmten Qualitäts-Schwellwert bestimmt werden.

[0032] In einer weiteren bevorzugten Variante der zweiten Ausführungsform der ist die Vorrichtung mittels Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, aus dem Signal des mindestens einen Drucksensors und/oder dem zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors als ein Beatmungsdruck und/oder zeitlichen Verlauf des Beatmungsdrucks derart auszuwerten, eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und einen Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten.

[0033] In einer weiteren bevorzugten Variante der zweiten Ausführungsform ist die Vorrichtung ausgebildet, den Beatmungsdruck und/oder den Verlauf des Beatmungsdrucks derart auszuwerten, eine aktuelle Beendigung einer zuvor applizierten Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu beenden.

[0034] Der mindestens eine weitere Sensor ist weiter bevorzugt als mindestens ein physiologischer Sensor ausgeführt. Der mindestens eine physiologische Sensor ist dabei bevorzugt als ein Sensor zur Erfassung einer Kohlendioxidkonzentration (CO_2) im Atemgas eines Patienten ausgeführt. Der mindestens eine physiologische Sensor ist weiter bevorzugt als ein Sensor zur Bestimmung einer Sauerstoffsättigung (SPO_2) im Blut eines Patienten ausgeführt.

[0035] Der mindestens eine weitere Sensor ist dabei bevorzugt als mindestens ein Durchflusssensor ausgeführt. Der mindestens eine Durchflusssensor ist weiter bevorzugt als ein inspiratorischer Durchflusssensor, expiratorischer Durchflusssensor oder als ein Patientennaher Durchflusssensor ausgeführt.

[0036] In einer besonderen Variante der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM), das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors und/oder ein zeitlicher Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors auszuwerten.

[0037] In einer besonderen Variante der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, zur Ermittlung des mindestens einen Anzeichens (HDM-Activity), dass eine Herz-Druck-Massage aktuell durchgeführt wird, und/oder zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM), ein Signal mindestens einen Physiologischen Sensors und/oder ein zeitlicher Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors und/oder das Signal des mindestens einen Drucksensors als Beatmungsdruck und/oder der zeitliche Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors als Verlauf des Beatmungsdrucks zu verwenden.

[0038] In einer weiteren Varianten der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit in Verbindung mit dem als ein expiratorischer, inspiratorischer oder Patientennaher Durchflusssensor ausgeführten mindestens einen Durchflusssensors ausgebildet, zur Bestimmung des mindestens einen Anzeichens (HDM-Activity), ob eine Herz-Druck-Massage (HDM) am Patienten durchgeführt wird und/oder zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM), Signale des mindestens einen Durchflusssensors und/oder die zeitlichen Verläufe der Signale des mindestens einen Durchflusssensors zu verwenden.

[0039] Der Physiologische Sensor gemäß der weiter bevorzugten Ausführung der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist dazu ausgebildet, mindestens ein Physiologisches Signal als einen für die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) relevanten Parameter zu erfassen. Bei einer Verwendung des Physiologischen Sensors als ein Sensor zur Ermittlung des mindestens einen Anzeichen (HDM-Activity)s, ob eine Herz-Druck-Massage am Patienten appliziert wird, und/oder zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Qualität der Durchführung der Herz-Druck-Massage im Sinne der weiter bevorzugten Ausführung der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist unter dem Begriff des Physiologischer Sensors jegliche Art von Sensorik mit zu verstehen und umfasst, die Informationen hinsichtlich des Zustands des Patienten zur Verfügung stellt. Die Physiologische Sensorik zeichnet sich im Sinne der vorliegenden Erfindung dadurch aus, Physiologische Messgrößen und Signale der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Verfügung zu stellen. Im Unterschied dazu zeichnet sich eine Betriebs-Sensorik im Sinne der vorliegenden Erfindung dadurch aus, dass sie Zustandsgrößen zum Betriebszustand des Medizinischen Beatmungsgerätes oder zum Ablauf des Betriebes bei der Beatmung, wie etwa Durchflussmengen, Temperaturen, Druckwerte erfasst. Die nachfolgenden Aufzählungen verschiedener Physiologischer Sensoren und Physiologischer Parameter ist dabei im Sinne der vorliegenden Erfindung in keiner Weise vollständig und abschließend. Mit Hilfe Physiologischer Sensoren erfassbare physiologische Parameter im Sinne der vorliegenden Erfindung für eine Verwendung zur Bestimmung des Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) der Herz-Druck-Massage und/oder zur Bestimmung eines Anzeichens (HDM-Activity), ob und wie eine Herz-Druck-Massage durchgeführt wird und/oder zu einer Auswertung zu einem Start oder einer Beendigung des Betriebes eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), sind im Wesentlichen:

- eine Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas (CO_2) des Patienten,
- eine Sauerstoff-Sättigung im Blut (SPO_2) des Patienten,

[0040] In bevorzugter Weise in dieser weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform ist der Physiologische Sensor als ein Sensor oder als ein externes Physiologisches Überwachungsgerät (Kapnometer) zur Erfassung der Konzentration von Kohlendioxid in der Ausatemluft des Patienten ausgebildet. Eine Erfassung und Messung der Kohlendioxidkonzentration (CO_2) in der Ausatemluft des Patienten erfolgt in einer ersten Variante darüber, dass vom Verbindungsstück über eine Absaugleitung kontinuierlich eine definierte Luftmenge zum externen Physiologischen Überwachungsgerät und/oder dem Physiologischen Sensor gefördert wird und im externen Physiologischen Überwachungsgerät und/oder dem Physiologischen Sensor analysiert wird. Diese Messmethode wird als eine sogenannte „Side-Stream-Messung“, dazu geeignet ausgebildete Sensoren als „ CO_2 -Sidestream-Sensoren“ bezeichnet. In einer zweiten Variante einer Erfassung und Messung der Kohlendioxidkonzentration (CO_2) in der Ausatemluft des Patienten erfolgt die Erfassung der Kohlendioxidkonzentration (CO_2) kontinuierlich mit einem Physiologischen Sensor am Verbindungsstück. Der Physiologische Sensor arbeitet dabei bevorzugt und in üblicher Ausgestaltung nach einem Infrarot-optischen Messverfahren in einem Durchlicht-Betrieb direkt am Verbindungsstück im Gasweg zum Patienten. Diese Messmethode wird als eine sogenannte „ CO_2 -Mainstream-Messung“, ein dazu geeignet ausgebildeter Sensor als „ CO_2 -Mainstream-Sensor“ bezeichnet. Der Physiologische Sensor am Verbindungsstück kann in einer technischen Realisierung die zur Messung, Analyse und Bestimmung der Kohlendioxidkonzentration (CO_2), sowie deren Anzeige erforderlichen Komponenten am Verbindungsstück mit enthalten, in einer anderen Art der technischen Realisierung können die Komponenten zur Analyse, Bestimmung und Anzeige der Kohlendioxidkonzentration (CO_2) aber auch in einem externen Physiologischen Überwachungsgerät angeordnet sein, welches mittels einer Daten- und/oder Energieverbindung mit dem Physiologischen Sensor verbunden ist. In bevorzugter Weise ist in dieser Variante am Verbindungsstück zum Patienten ein Patientennaher Durchflusssensor zu einer Bilanzierung von Ein- und Ausatemvolumenströmen und – mittels zeitlicher Integration- zu einer Bilanzierung von Ein- und Ausatemvolumina angeordnet.

[0041] In einer weiter bevorzugten Form der weiteren Variante der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, neben der Verwendung aus den Signalen und/oder Signalverläufen des inspiratorischen und/oder expiratorischen Durchflusssensors, sowie den Signalen des Physiologischen Sensors und/oder des zeitlichen Verlaufs des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors weitere Größen zur Ermittlung des mindestens einen Anzeichens (HDM-Activity), dass eine Herz-Druck-Massage aktuell durchgeführt wird, sowie zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM,) abzuleiten. Eine solche abgeleitete Größe ist beispielweise ein expiratorisches Volumen oder ein Minuten-Volumen an Kohlendioxid (MVCO_2), ermittelt aus Messwerten des Patientennahen Durchflusssensors in Verbindung mit den Messwerten des Sensors zur Erfassung einer Kohlendioxid-Konzentration (CO_2) im Atemgas, welcher dazu bevorzugt als „ CO_2 -Mainstream-Sensor“ ausgeführt ist.

[0042] Dazu ist der Physiologische Sensor als Sensor zur Erfassung einer Kohlendioxid-Konzentration (CO_2) im Atemgas ausgebildet. Dieses Minuten-Volumen an Kohlendioxid (MVCO_2) kann mit Hilfe einer zeitlichen Integration von mittels der Volumenstromsensoren erfassten Volumenströme in Verbindung dem Sensor zur Erfassung einer Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas bestimmt werden.

[0043] In bevorzugter Weise in dieser weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Physiologische Sensor als ein Sensor oder als ein externes Physiologisches Überwachungsgerät (Pulsoxymeter) zur Erfassung und Bestimmung der Sauerstoffsättigung (SPO_2) im Blut des Patienten ausgebildet. Eine Erfassung und Messung der Sauerstoffsättigung (SPO_2) im Blut erfolgt im klinischen Umfeld bevorzugt auf nicht-invasive Weise mittels eines optisch/infrarot-optischen Messverfahrens, der sogenannten Pulsoxymetrie im Durchlichtverfahren, beispielsweise am Finger, am Zeh oder am Ohrläppchen des Patienten. Mit Hilfe der Kohlendioxidkonzentration (CO_2) im Atemgas und/oder der der Sauerstoffsättigung (SPO_2) im Blut ist die erfindungsgemäße Vorrichtung in bevorzugter Weise der Lage, jeweils aktuell zu ermitteln, in welcher Weise eine aktuell durchgeführte Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) für den Patienten stattfindet und/oder wirksam ist. Weitere Physiologische Parameter im Sinne der vorliegenden Erfindung sind:

- eine Sauerstoff-Konzentration (O_2) im Atemgas des Patienten,
- ein Kohlendioxid – Partialdruck (CO_2) im Blut des Patienten,
- ein Sauerstoff-Partialdruck im/unter dem Hautgewebe (Transkutan) des Patienten,
- ein Kohlendioxid-Partialdruck im Hautgewebe (Transkutan) des Patienten,
- eine im Mittel wirksame Sauerstoffkonzentration (O_2) in der Lunge des Patienten,
- ein auf invasive oder nicht-invasive Weise erfasster diastolischer Blutdruckwert des Patienten,
- ein auf invasive oder nicht-invasive Weise erfasster systolischer Blutdruckwert des Patienten,
- auf invasive Weise erfasste Blutgaswerte des Patienten (On-Site BGA)

- ein Herzschlag oder eine Pulsfrequenz des Patienten
- ein kardiologisches Signal, wie etwa EKG-Signale EEG-Signale EMG-Signale,
- ein sonografisches Signal, beispielsweise eines Blutgefäßes des Patienten
- ein tomografisches Signal, beispielsweise einer Lunge des Patienten

[0044] Weiterhin sind im Sinne der vorliegenden Erfindung auch von den oben genannten Physiologischen Größen abgeleitete, sowie davon abgeleitete und/oder miteinander kombinierte Größen mit umfasst. Der Physiologische Sensor ist in bevorzugter Weise direkt mittels der Sensor- und Datenschnittstelle mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung verbunden.

[0045] In einer weiter bevorzugten Variante ist der Physiologische Sensor dabei an einem externen Gerät angeschlossen, welches mittels der Sensor- und Datenschnittstelle mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung verbunden ist. Über die Sensor- und Datenschnittstelle werden die Daten und/oder Messwerte des an das externe Gerät angeschlossenen Physiologischen Sensors an die erfindungsgemäße Vorrichtung weitergegeben.

[0046] Die Bestimmung des Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) der Durchführung der Herz-Druck-Massage kann dabei in geeigneter Weise durch einen Vergleich eines aktuell erfassten Signals des Physiologischen Sensors mit mindestens einem vorbestimmten Qualitäts-Schwellwert erfolgen. In einer Ausführung des Physiologischen Sensors als Sensor zur Erfassung der Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas ist als ein vorbestimmter Qualitäts-Schwellwert beispielsweise ein Wert einer Kohlendioxid-Konzentration von 10 mmHg mit einer Schwankungsbreite von ± 2 mmHg ein für die Bestimmung des Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) für den praktischen Einsatz in der Notfallmedizin geeigneter Wert. Ein Wert oberhalb von 10 mmHg entspricht dabei der Durchführung einer für die Wiederbelebung des Patienten ordnungsgemäß durchgeführten Herz-Druck-Massage. In einer Ausführung des Physiologischen Sensors als Sensor zur Erfassung und Bestimmung der Sauerstoffsättigung (SPO₂) im Blut des Patienten ist als ein vorbestimmter Qualitäts-Schwellwert ein Wert oberhalb von 70% mit einer Schwankungsbreite von $\pm 10\%$ ist dabei beispielsweise ein für die Bestimmung des Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) für den praktischen Einsatz in der Notfallmedizin geeigneter Wert.

[0047] Die Vorrichtung ist in einer weiter bevorzugten Variante der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung mittels der Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit in Verbindung mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit ausgebildet, bei einer Unterschreitung eines ersten vorbestimmten Schwellwertes des Signals des Physiologischen Sensors eine Meldung an den Anwender auszugeben, dass für die aktuelle Situation des Patienten ein Wechsel in den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) empfohlen ist und eine Eingabe vom Anwender zu erwarten, den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten. Weiterhin kann die Meldung an den Anwender in bevorzugter Weise einen Hinweis enthalten, dass in der aktuellen Situation des Patienten der Anwender eine Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) mit Herz-Druck-Massage am Patienten vornehmen soll.

[0048] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors derart auszuwerten, das Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten.

[0049] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors derart auszuwerten, das Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu beenden.

[0050] In einer besonderen Variante der zweiten Ausführungsform der ist die Vorrichtung ausgebildet, bei einer Unterschreitung des ersten vorbestimmten Schwellwertes des Signals des Physiologischen Sensors, – neben der o. g. Meldung an den Anwender-, den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) selbsttätig, d. h. vorzugsweise ohne eine weitere Anwender-Interaktion, automatisch zu starten.

[0051] In einer Ausführung des Physiologischen Sensors als Sensor zur Erfassung der Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas ist als ein erster vorbestimmter Schwellwert ein Wert von beispielsweise 20 mmHg mit einer Schwankungsbreite von ± 2 mmHg ein zum automatischen Start des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) für den praktischen Einsatz in der Notfallmedizin geeigneter Wert. In einer Ausführung des Physiologischen Sensors als Sensor zur Erfassung und Bestimmung

der Sauerstoffsättigung (SPO₂) im Blut des Patienten ist als ein erster vorbestimmter Schwellwert ein Wert von beispielsweise 60% mit einer Schwankungsbreite von +/-5% ein zum automatischen Start des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) für den praktischen Einsatz in der Notfallmedizin geeigneter Wert.

[0052] In einer weiteren bevorzugten Variante der zweiten Ausführungsform ist die Vorrichtung mittels der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors derart auszuwerten, den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) bei einer Überschreitung eines zweiten vorbestimmten Schwellwertes selbsttätig, d. h. vorzugsweise ohne eine weitere Anwender-Interaktion, automatisch zu beenden. In einer Ausführung des Physiologischen Sensors als ein Kohlendioxid-Sensor zur Erfassung der Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas ist als ein zweiter vorbestimmter Schwellwert ein Wert von beispielsweise 40 mmHg mit einer Schwankungsbreite von +/-2 mmHg ein zum automatischen Beenden des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) für den praktischen Einsatz in der Notfallmedizin geeigneter Wert.

[0053] In einer Ausführung des Physiologischen Sensors als Sensor zur Erfassung und Bestimmung der Sauerstoffsättigung (SPO₂) im Blut ist als ein zweiter vorbestimmter Schwellwert ein Wert von beispielsweise 90% mit einer Schwankungsbreite von +/-5% ein zum automatischen Beenden des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) für den praktischen Einsatz in der Notfallmedizin geeigneter Wert. Eine Angabe der Kohlendioxidkonzentration im Atemgas als ein Partialdruck in der Einheit „mmHg“ ist im medizinischen und klinischen Umfeld üblich. Angaben oder Umrechnungsformen in andere Einheiten des Drucks [hPa, mBar, cmH₂O], sowie ebenso Angaben in Konzentrationen [%] sind dabei im Sinne der vorliegenden Erfindung in gleichwertiger Weise mit umfasst. Eine Angabe der Sauerstoffsättigung (SPO₂) als Konzentrationsangabe in [%] ist im medizinischen und klinischen Umfeld üblich. Angaben in anderen Einheiten oder Umrechnungsformen des Partialdrucks [mmHG, hPa, mBar, cmH₂O] sind dabei im Sinne der vorliegenden Erfindung in gleichwertiger Weise mit umfasst.

[0054] Eine Auswertung des Beatmungsdrucks oder des zeitlichen Verlaufs des Beatmungsdrucks zur Erkennung einer aktuell applizierten Herz-Druck-Massage (HDM) kann beispielsweise mittels eines Vergleichs der Form der Kurve des aktuellen zeitlichen Verlaufs des Beatmungsdrucks mit einer üblichen Verlaufskurve des Beatmungsdrucks erfolgen. Die übliche Verlaufskurve des Beatmungsdrucks ist dabei entweder so gewählt, dass die Verlaufskurve frei von für den Einfluss der Herz-Druck-Massage (HDM) zyklisch-rhythmischen zusätzlichen Druckspitzen ist, oder aber, dass die Verlaufskurve zyklisch-rhythmische für den Einfluss der Herz-Druck-Massage (HDM) typische zusätzliche Druckspitzen aufweist. Durch einen Kurvenvergleich, beispielsweise durch eine Subtraktion mit vorheriger und/oder nachheriger Filterung und Normierung ist es sodann möglich, zu erkennen, ob aktuell gerade eine Herz-Druck-Massage (HDM) durchgeführt wird oder nicht. Eine Erkennung einer aktuell applizierten Herz-Druck-Massage (HDM) gemäß der zuvor beschriebenen Ausführungsformen zur Erkennung, zum Start oder zum Beenden des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) kann dabei in der Form erfolgen, dass die durch die aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) verursachten Veränderungen im Signal und/oder im Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors ermittelt werden. Das Signal, bzw. der zeitliche Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors repräsentiert den Beatmungsdruck und/oder den zeitlichen Verlauf des Beatmungsdrucks. Die Veränderungen des Signals, bzw. auf dem zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors sind als Amplitudenerhöhungen im zeitlichen Rhythmus der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM) auf der Kurve des Beatmungsdrucks sichtbar und erfassbar. Als mögliche Kriterien zur Erkennung einer aktuell applizierten Herz-Druck-Massage (HDM) können die Amplitudenerhöhung für eine vorbestimmte Mindestzeitdauer der Amplitudenerhöhung als eine absolute Mindestzeitdauer oder als eine relative Mindestzeitdauer in Bezug zur Beatmungsfrequenz, eine vorbestimmte Mindesthöhe der Amplitudenerhöhung als eine absolute Drucküberhöhung oder als eine relative Drucküberhöhung in Bezug zum Verlaufs des Beatmungsdrucks, sowie Kombinationen der oben genannten Amplituden-/Zeitdauer-Kriterien miteinander verwendet werden. Beispielhaft seien hier dazu im Folgenden einige Werte genannt. Die absolute Mindestzeitdauer der Amplitudenerhöhung auf dem Signal des mindestens einen Drucksensors ergibt sich als eine Zeit von 0,2 Sekunden bis 0,5 Sekunden als ein für die Praxis im Klinikbetrieb sinnvoller Bereich zur Erkennung, dass eine Herz-Druck-Massage (HDM) aktuell appliziert wird. In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform ist die Vorrichtung ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des Physiologischen Sensors, und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors auszuwerten, eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten.

[0055] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signal des Physiologischen Sensors und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors auszuwerten, eine aktuelle Beendigung einer applizierten Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu beenden.

[0056] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des Physiologischen Sensors und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors und/oder das Signal des mindestens eines Durchflusssensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Durchflusssensors zur Bestimmung des mindestens einen Anzeichens (HDM-Activity), ob eine Herz-Druck-Massage (HDM) am Patienten durchgeführt wird und/oder zur Bestimmung eines Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich Qualität einer Durchführung einer Herz-Druck-Massage auszuwerten.

[0057] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform ist die Vorrichtung ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des Physiologischen Sensors, das Signal des mindestens einen Durchflusssensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Durchflusssensors, und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors als ein Beatmungsdruck und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors als ein Verlauf des Beatmungsdrucks auszuwerten, eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten.

[0058] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des Physiologischen Sensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des Physiologischen Sensors, das Signal des mindestens einen Durchflusssensors und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Durchflusssensors, und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors als ein Beatmungsdruck und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors als ein Verlauf des Beatmungsdrucks auszuwerten, eine aktuelle Beendigung einer applizierten Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu beenden.

[0059] In einer bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit in Verbindung mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit und der Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, das mindestens eine Anzeichen (HDM-Activity) und/oder das mindestens eine Qualitätsmaß (QIndex-HDM) an den Anwender auszugeben.

[0060] In einer bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit in Verbindung mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit und der Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors derart auszuwerten, dass bei einer Unterschreitung eines ersten vorbestimmten Schwellwertes eine Meldung an den Anwender ausgegeben wird.

[0061] In einer bevorzugten Ausführungsform der zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit in Verbindung mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit und der Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors derart auszuwerten, dass bei einer Überschreitung eines zweiten vorbestimmten Schwellwertes eine Meldung an den Anwender ausgegeben wird.

[0062] In einer bevorzugten Ausführungsform der ersten oder zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit gemeinsam mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit ausgebildet, eine Alarmgebung am Beatmungsgerät zu verändern. Eine bevorzugte Veränderung einer Alarmgebung am Beatmungsgerät ist es, eine Ausgabe mindestens eines Alarms für mindestens einen Messwert oder für mindestens eine Messgröße oder für mindestens ein Ereignis zu verzögern oder zu unterdrücken oder die Ausgabe des mindestens einen Alarms für den mindestens einen Messwert oder für die mindestens eine Messgröße oder für das mindestens eine Ereignis in der Alarmlautstärke zu variieren. Die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit ist in dieser bevorzugten Ausführungsform der ersten oder zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ausgebildet, die Alarme zu managen, zu priorisieren

und die Alarmausgabe an den Anwender teilweise, zeitweise oder vollständig zu unterdrücken, sowie in der Alarmlautstärke zu variieren. Dazu ist in der Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit eine Anpassung der Alarme an die Patientensituation vorhanden, um beispielsweise die Alarmlautstärke der akustischen Alarme situationsbedingt anpassen, insbesondere anheben oder absenken zu können. Unter einer zeitweisen, zeitweiligen, teilweisen Unterdrückung, Verzögerung, Aussetzung, Ausblendung oder Abschaltung von Alarmen ist im Sinne der vorliegenden Erfindung jegliche Maßnahme zu verstehen und umfasst, dass eine Ausgabe eines Alarms auf Grund eines Messsignals, einer Schwellwert-Über- oder Unterschreitung eines Messwertes oder auf Grund eines Ereignisses oder Störfalles (z. B. einer unbeabsichtigten Disconnection eines Sensors) im konventionellen Betrieb und im Ablauf der Beatmung vorgesehene Alarmgabe im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) nicht unmittelbar an den Anwender ausgegeben wird. Dabei ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit ausgebildet, dass die Art der teilweisen, zeitweisen oder vollständigen Unterdrückung in Abhängigkeit vom aktuellen Betrieb des Beatmungsgerätes (Beatmungsform) erfolgt. In der Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit werden, neben den, den Parametern für die Steuerung und Regelung der Beatmung entsprechenden und von diesen abgeleiteten Schwellwerten und Toleranzbereichen, zur Überwachung von Messwerten und zur Überwachung von Messwerten und von Messwerten abgeleiteten Messgrößen weitere Schwellwerte und Toleranzbereiche, wie beispielsweise Beatmungsdruck, Durchflussmenge, in- und expiratorische Volumina, Atemminutenvolumen, überwacht und eine als mindestens eine Signalgabe dem Anwender zur Verfügung gestellt. Unter einer mindestens einen Signalgabe wird im Sinne der vorliegenden Erfindung verstanden, dass ein Alarmsignal optisch oder akustisch, optisch und akustisch gleichzeitig oder zeitversetzt signalisiert wird und/oder, dass eine weitere oder zusätzliche externe Signalisierung dadurch erfolgt, dass der Alarm in Form eines elektrischen Signals an einer analogen oder digitalen, kabelgebundenen oder telemetrischen Daten-Schnittstelle zur Verfügung steht. In einer weiter bevorzugten Variante der ersten oder zweiten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit in Verbindung mit der Steuer- und Regeleinheit ausgebildet, im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) die im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wirksamen und relevanten Alarmgrenzen auf Basis der ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen zu verändern. Die ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen wurden vom Anwender beispielsweise vom Anwender vor dem Start des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) gesetzt. Die Veränderung der Alarmgrenzen bewirkt weiter bevorzugt und in geeigneter Weise, dass für mindestens einen Messwert, für mindestens eine Messgröße oder für mindestens ein Ereignis eine Ausgabe eines Alarms nicht an den Anwender ausgegeben wird. Weiter bevorzugt verwendet die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit dazu die Amplitudenerhöhungen im zeitlichen Rhythmus der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM) auf dem Signal des mindestens einen Drucksensors, bzw. auf dessen zeitlichem Verlauf zur Veränderung der Alarmgrenzen einer Erkennung der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM). Die folgende tabellarische Auflistung enthält einige beispielhafte Alarmgrenzen und Messgrößen:

AMV-High	ein vom Anwender vorgegebener Zielwert des Atemminutenvolumens wird überschritten
AMV-Low	ein vom Anwender vorgegebener Zielwert des Atemminutenvolumens wird nicht erreicht
Paw-High	ein vom Anwender vorgegebener Zielwert des maximalen Beatmungsdrucks wird überschritten
etCO ₂ -Low	ein vom Anwender vorgegebener Zielwert der end-tidalen Kohlendioxid-Konzentration (CO ₂) wird unterschritten
etCO ₂ -High	ein vom Anwender vorgegebener Zielwert der end-tidalen Kohlendioxid-Konzentration (CO ₂) wird überschritten
F _{Spon} -High	ein vom Anwender vorgegebener Grenzwert einer Spontan-Atmungsfrequenz wird überschritten
PEEP-Low	ein vom Anwender vorgegebener Grenzwert eines Positiven End-Expiratorischen Drucks (PEEP) wird unterschritten
Pressure Limited	das Beatmungsgerät regelt auf eine Druckbegrenzung
V _T -not-reached	ein vom Anwender vorgegebener Sollwert eines Tidalvolumens (V _T) wird unterschritten

[0063] Das erfindungsgemäße Verfahren zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ermöglichen eine Beatmung eines Patienten unter Einfluss der gleichzeitigen Einwirkung einer Herz-Druck-Massage (HDM) auf die Erfassung des Beatmungsdrucks. Die von außen applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) entspricht in der technischen Auswirkung auf das Beatmungsgerät und den Betrieb und die Sicherstellung einer Betriebssicherheit einer Aufschaltung einer Störgröße auf den Regelkreis zur Steuerung des Beatmungsdrucks bei der Beatmung. Es wird erfindungsgemäß sichergestellt, dass einerseits eine für den Patienten vorteilhafte geregelte Beatmung bei gleichzeitiger Kompression des Brustraumes gewährleistet ist, andererseits, dass die Beatmung in einer Weise durchgeführt wird, dass die Zuströmung und die Abströmung des Blutes zum Herzen durch die Herz-Druck-Massage (HDM) durch die Beatmung nicht nachteilig beeinflusst wird.

[0064] Das erfindungsgemäße Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ermöglicht, dass sowohl die Beatmung durch das Beatmungsgerät einen effizienten Luftaustausch in der Lunge des Patienten bewirkt unter Herz-Druck-Massage (HDM) effizient durchführbar ist, wie auch, dass die Effizienz der Herz-Druck-Massage (HDM) mit einem effizienten Blutaustausch vom Herzen in den Körper des Patienten nicht durch die Beatmung nachteilig beeinflusst wird und damit der Patient im Ergebnis nach relativ kurzer Dauer der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) in einen stabilen Zustand mit eigener Herz-Kreislauf-Funktion zurückkehrt.

[0065] Die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) bewirkt, dass am Ende der Einatmung und vor Beginn der Ausatmung des Patienten ein Volumen die Lunge des Patienten füllt, welches größer ist als dasjenige Volumen, welches bei Anwendung einer Beatmung mit einer normalen Beatmungsform, also einer Beatmungsform ohne eine Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) die Lunge des Patienten Ende der Einatmung füllen würde, so dass die Lunge einen Teil des Brustraumes ausfüllt und damit eine Ausweichmöglichkeit des Herzen im Brustraum bei einer Kompression durch die Herz-Druck-Massage (HDM) vermindert wird und somit durch die Kompression eine bestmögliche Förderung des Blutes vom Herzen zu den Körperteilen, insbesondere zum Gehirn, bewirkt wird. Die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) bewirkt, dass am Ende der Ausatmung und vor Beginn der Einatmung des Patienten die Lunge im Wesentlichen nur noch mit einem Volumen gefüllt ist, das im Wesentlichen nur noch dem Volumen der Funktionellen Residualkapazität entspricht, so dass ein gegenüber einer Beatmung mit einer normalen Beatmungsform, – ohne eine Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) –, vermindertes Restvolumen in der Lunge verbleibt, so dass die Rückströmung des Blutes aus dem Körper zum Herzen bei einer Dekompression des Brustraumes unterstützt wird.

[0066] In einer erfindungsgemäßen Ausführungsform des Verfahrens zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird ein Beatmungsgerät erfindungsgemäß in einem Verfahren zum Betrieb mit einer mandatorischen Beatmung eines Patienten und mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) betrieben. Das Beatmungsgerät umfasst dabei ein Expirationsventil, einen Drucksensor, einen Beatmungsantrieb und eine Steuerungs- und Regelungseinheit. Für eine optimale und für den Patienten komfortable Regelung des Beatmungsdrucks ist es vorteilhaft, dass pneumatische Wirkungen, wie beispielsweise durch eine Verstellung des Öffnungsgrades des Expirationsventils hervorgerufene Druckänderungen, möglichst zeitnah durch den Drucksensor erfasst werden können und Effekte durch Ausbreitungswege und Ausbreitungszeiten von Druckänderungen aufgrund von Gasart-spezifischen Schallgeschwindigkeiten weitgehend zu vernachlässigen sind. Daher ist der Drucksensor vorzugsweise am oder in unmittelbarer Nähe am Expirationsventil angeordnet. Wird eine pneumatische Verbindung des Beatmungsgerätes mit einem sogenannten „Zwei-Schlauch-System“ hergestellt, so sind der Drucksensor und das Expirationsventil nahe beieinander im Beatmungsgerät selbst angeordnet. Wird eine pneumatische Verbindung des Beatmungsgerätes mit einem sogenannten „Ein-Schlauch-System“ hergestellt, so sind der Drucksensor und das Expirationsventil nahe beieinander am Verbindungsstück, dem sogenannten „Y-Stück“ zum Patienten angeordnet. Das Verfahren zum Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ist dabei als eine sich kontinuierliche wiederholende Abfolge von mindestens zwei Phasen einer Beatmung ausgebildet. Die mindestens zwei Phasen sind als eine erste und eine zweite Phase ausgebildet. In diesem Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird fortlaufend ein aktueller Wert eines Drucks, ermittelt. Dieser aktuelle Wert eines Drucks ist repräsentativ für einen aktuellen Atemwegsdruck des Patienten. Der ermittelte aktuelle Druckwert wird in der Steuerungs- und Regelungseinheit fortlaufend mit einem ersten vorbestimmten Wert verglichen. Die Steuerungs- und Regelungseinheit steuert auf Basis

des Vergleichsergebnisses das Inspirationsventil und/oder das Expirationsventil jeweils derart an, dass die Abweichung zwischen dem ersten vorbestimmten Wert und dem aktuellen Druckwert minimiert ist, so dass der aktuelle Druckwert dem ersten vorbestimmten Druckwert entspricht. Eine geringe Abweichung zwischen dem ersten vorbestimmten Druckwert und dem aktuellen Druckwert ergibt sich aus der technisch bedingten bleibenden Regelabweichung in einem Regelkreis, wie sie für eine funktionelle Regelung in allen technischen Regeleinheiten stets vorhanden ist.

[0067] In der ersten Phase der mindestens zwei Phasen der Beatmung wird ein anfänglicher Druck gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert gegen Ende der ersten Phase um einen zweiten vorbestimmten Wert erhöht. Eine Druckerhöhung im Bereich von 5 hPa bis 10 hPa ergibt sich als ein für die Praxis sinnvoller Bereich für den zweiten vorbestimmten Wert. In der zweiten Phase der mindestens zwei Phasen der Beatmung wird ein anfänglicher Druck gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert am Beginn der zweiten Phase um einen dritten vorbestimmten Wert erniedrigt. Eine Druckerniedrigung im Bereich von 2 hPa bis 5 hPa ergibt sich als ein für die Praxis sinnvoller Bereich für den dritten vorbestimmten Wert.

[0068] In einer bevorzugten Ausführung entspricht die erste Phase der Beatmung zumindest teilweise einer Ausatemphase (Expirationsphase) des Patienten und die zweite Phase der Beatmung entspricht zumindest teilweise der Einatemphase (Inspirationsphase) des Patienten.

[0069] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ist vorgesehen, dass die mindestens zwei Phasen der Beatmung sich zu insgesamt vier Teilphasen der Beatmung ergeben, wobei sich die erste Phase der Beatmung sich in eine erste Teilphase und eine zweite Teilphase aufteilt, die erste Teilphase der Beatmung zeitlich vor der zweiten Teilphase der Beatmung stattfindet und wobei sich die zweite Phase der Beatmung sich in eine dritte Teilphase der Beatmung und eine vierte Teilphase der Beatmung aufteilt und die dritte Teilphase der Beatmung zeitlich vor der vierten Teilphase der Beatmung stattfindet.

[0070] In einer besonderen Variante wird eine Erhöhung des anfänglichen Drucks um einen zweiten vorbestimmten Wert gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert in der ersten Teilphase der Beatmung vorgenommen und eine Erniedrigung des anfänglichen Drucks um einen dritten vorbestimmten Wert gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert in der dritten Teilphase der Beatmung vorgenommen.

[0071] In einer weiteren Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird eine Erhöhung des anfänglichen expiratorischen Druckniveaus und damit eine Vergrößerung eines mit Luft ausgefüllten Volumens der Lunge des Patienten dadurch bewirkt, indem der Beatmungsdruck zu Beginn der Ausatemphase (Expirationsphase) dadurch erhöht wird, dass ein Drucksollwert kurzzeitig im Druck-Regelkreis der maschinellen Beatmung erhöht wird. Dadurch füllt bei Durchführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) die mit Luft ausgefüllte Lunge einen Teil des Brustraumes aus und vermindert damit eine Ausweichmöglichkeit des Herzen im Brustraum bei einer Kompression durch die Herz-Druck-Massage (HDM). Dies unterstützt die Effizienz der Herz-Druck-Massage (HDM).

[0072] In einer weiter bevorzugten Variante wird die Erhöhung des anfänglichen expiratorischen Druckniveaus durch eine zeitliche Verzögerung der Öffnung des Expirationsventils am Beginn der Expirationsphase erreicht. Diese Verzögerung der Öffnung des Expirationsventils am Beginn der Ausatemphase entspricht einer Verlängerung der Einatemphase.

[0073] In einer besonders bevorzugten Variante wird von der Beatmungssteuerung der Drucksollwert im Druck-Regelkreis der maschinellen Beatmung kurzzeitig erhöht und das Expirationsventil zusätzlich verzögert geöffnet, so dass sich eine verstärkte Erhöhung des anfänglichen expiratorischen Druckniveaus am Beginn der Ausatemphase ergibt.

[0074] In einer weiter bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird eine Erniedrigung eines anfänglichen inspiratorischen Druckniveaus in der Lunge des Patienten, bzw. die Erzeugung eines geringen Unterdruck in der Lunge in Relation zum Umgebungsdruck erreicht, indem eine Zuführung von frischer Beatmungsluft am Beginn der Einatemphase durch eine Verzögerung der Öffnung des Inspirationsventils zeitlich verzögert wird. Damit wird bei Durchführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) der Druck im Brustraum reduziert, so dass die Rückströmung des Blutes aus dem Körper zum Herzen bei einer Dekompression des Brustraumes unterstützt wird.

[0075] In einer vorzugsweisen weiteren Ausführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird der Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durch ein Mittel zur Aktivierung eingeschaltet und/oder ausgeschaltet. Ein solches Mittel zur Aktivierung ist vorzugsweise als ein Bedienelement oder Schaltelement des Beatmungsgerätes ausgebildet. Mit Hilfe dieses Bedienelement oder Schaltelement ist es dem Anwender ermöglicht, aus einem beliebigen anderen Betrieb des Beatmungsgerätes, beispielsweise einem Druck-gesteuerten oder Volumen-gesteuerten Betrieb ohne eine Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) unmittelbar in den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu wechseln, sowie aus den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) unmittelbar in einen anderen Betrieb umzuschalten. Vorzugsweise ist ein solches Bedienelement oder Schaltelement als ein Teil der Eingabeeinheit ausgebildet, weiter bevorzugt ist ein solches Bedienelement an der Frontseite im direkten Arbeits- und Zugriffsbereich des Anwenders angeordnet.

[0076] In einer weiter bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird der Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durch ein externes Signal eingeschaltet und/oder ausgeschaltet. Das externe Signal ist vorzugsweise mittels der Daten-Schnittstelle auf elektrischen, optischen oder telemetrischen Weg mit dem Beatmungsgerät verbunden.

[0077] In einer besonders bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird mindestens ein Physiologisches Signal als ein für die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) relevanter Parameter ausgewertet. Solcherlei relevante Parameter sind bevorzugt eine aktuelle Sauerstoffsättigung (SPO₂) im Blut des Patienten, eine Sauerstoffkonzentration (O₂) in der Lunge oder in der Ausatemluft des Patienten oder eine Kohlendioxidkonzentration (CO₂) in der Ausatemluft des Patienten.

[0078] In einer bevorzugten Ausführungsvariante dieser besonders bevorzugten Ausführungsform ist das Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) dazu ausgebildet, aus dem mindestens einen Physiologischen Signal ein Qualitätsmaß (QIndex-HDM) für die Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM) zu ermitteln. Das Qualitätsmaß (QIndex-HDM) wird dabei bevorzugt mittels eines Vergleichs des Signals des mindestens einen Physiologischen Signals mit einem vorbestimmten Vergleichswert oder aus einer Überschreitung oder Unterschreitung eines vorbestimmten Schwellwertes bestimmt.

[0079] In einer weiteren Variante dieser besonders bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird das mindestens eine Physiologische Signal ausgewertet, den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten und/oder zu beenden.

[0080] In einer speziellen Variante dieser besonders bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) werden ein Beatmungsdruck und/oder ein zeitlicher Verlauf des Beatmungsdrucks ausgewertet, eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten.

[0081] In einer weiter bevorzugten Ausführungsform Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird die Alarmgabe des Beatmungsgerätes, weiter bevorzugt mittels einer Mensch-Maschine-Schnittstelle (User-Interface) an die Beeinflussung der Beatmung durch die Herz-Druck-Massage (HDM) angepasst. Die vom Beatmungsgerät erfassten Messwerte und von den Messwerten abgeleiteten Werte, wie auch die Zielwerte der Beatmung selbst werden durch die Herz-Druck-Massage (HDM) beeinflusst, verändert und sogar teilweise, zumindest zeitweise, in einer Weise verfälscht, so dass eine verlässliche Alarmierung des Anwenders hinsichtlich der Güte der Beatmung unterhalb der Anwendung der Herz-Druck-Massage (HDM) nicht möglich ist.

[0082] Zu den wesentlichen messtechnisch erfassten Werten und von Messwerten abgeleitete Messgrößen der Beatmung zählen: Beatmungsdruck (P) und dessen zeitlicher Verlauf, Gradienten des Beatmungsdrucks ($\Delta P/\Delta t$), Volumenstrom ($\Delta V/\Delta t$).

[0083] Abgeleitete Messgrößen und Messwerte sind beispielsweise: Atem-Minutenvolumen (MV), Minuten-Volumen an Kohlendioxid (MVCO₂), Cardiac Output (Herz-Zeit-Volumen),

[0084] Als wesentliche Zielwerte bei einer Beatmung sind beispielhaft zu nennen: Tidalvolumen (V_t), Beatmungsfrequenz/Respiratory Rate (RR), Mittlerer Beatmungsdruck. Diese Auflistung der Messwerte und Messgrößen ist an dieser Stelle nicht umfassend, es sind im Sinne der vorliegenden Erfindung auch weitere auf physikalischen Messgrößen basierende Parameter zur Regelung und Steuerung der Beatmung, sowie der Überwachung der Beatmung und des beatmeten Patienten dienliche Messwerte und Messgrößen mit umfasst. Bei der kontrollierten maschinellen Beatmung werden diese genannten Werte dahingehend überwacht, dass sie einen für den Patienten sicheren vorbestimmten Bereich (Toleranzbereich) nicht verlassen, z. B. eine obere Alarmgrenze nicht überschreiten, sowie eine unterer Alarmgrenze nicht unterschreiten, bzw. lediglich mit einer vorgegeben Schwankungsbreite um vorgegebene Werte oder einen vorgegebenen Verlauf der Werte in einem vorgegebenen Zeitverlauf oder Zeitintervall gelegen sind. Geeignete Methoden zur Überwachung der Werte sind Schwellwert- und Toleranzüberwachungen, Signal-Gradienten-Überwachungen ($\Delta x/\Delta t$), Signalform- und Toleranz-Vergleiche, sowohl für einzelne diskrete Messwerte, zeitlich gemittelte oder gefilterte Messwerte oder Messwert- und Signalverläufe. Insbesondere die Druckmessung ist durch die Kompression auf den Brustkorb durch die Herz-Druck-Massage (HDM) sehr massiv beeinflusst. In dieser Ausführungsform des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird in die Alarmgabe an den Anwender daher eine speziell an das Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) angepasste Alarm- und Signalbewertung einbezogen bzw. der Alarmgabe vorgeschaltet. Die Alarmgabe an den Anwender erfolgt typischerweise optisch durch Signalisierung auf einem Anzeigebildschirm oder Display, sowie oftmals auch zusätzlich auf akustische Weise, z. B. durch eine Aktivierung eines Ton-erzeugenden Elementes, beispielsweise einer Hupe oder eines Lautsprechers. Die Alarm- und Signalbewertung ist in einer Weise an die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die Herz-Druck-Massage (HDM) angepasst, dass Vorgabewerte oder die Alarmgrenzen der durch die Herz-Druck-Massage (HDM) beeinflussten Messwerte im Falle einer oberen Alarmgrenze angehoben, bzw. im Falle einer unteren Alarmgrenze abgesenkt werden, so dass ein Toleranzfeld der Alarmierung in den Grenzen nach oben und unten erweitert wird, wobei bevorzugt die ursprünglichen eingestellten Alarmgrenzen in einer Form von Alarm-Zwischenstufen beibehalten werden.

[0085] In einer besonderen Variante ist es im Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vorgesehen, dass für mindestens einen Messwert oder mindestens eine Messgröße oder ein Ereignis eine Alarmierung mindestens einer Signalgabe zeitlich verzögert oder teilweise oder vollständig ausgesetzt wird. In einer weiteren besonderen Variante ist es im Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vorgesehen, dass für mindestens einen Messwert oder mindestens eine Messgröße oder ein Ereignis eine akustische Alarmierung teilweise oder vollständig ausgesetzt wird. In einer weiteren besonderen Variante ist es im Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vorgesehen, dass für mindestens einen Messwert oder mindestens eine Messgröße oder ein Ereignis die akustische Alarmierung zeitlich verzögert wird.

[0086] Die in der vorliegenden Anmeldung genannten verschiedenen Ausführungsformen und Varianten der Ausführungsformen des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und einer als Beatmungsgerät ausgebildeten Vorrichtung zu einer maschinellen Beatmung mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) stellen einerseits selbständige erfinderische Lösungen dar, jegliche Kombinationsmöglichkeit der verschiedenen Ausführungsformen und Varianten der Ausführungsformen untereinander ergibt eine Verbesserung der Funktion des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) oder der als Beatmungsgerät ausgebildeten Vorrichtung und sind im Sinne der vorliegenden Erfindung von den beschriebenen und dargestellten Ausführungsformen ebenfalls mit umfasst.

[0087] Eine Ausführungsform eines Medizinischen Systems umfasst ein Beatmungsgerät mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit zu einer Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), mit einer Expiratorischen Dosiereinheit, mit einer Steuerungs- und Regeleinheit, mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen, mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch einen Anwender, mit mindestens einem Drucksensor, mit mindestens einem weiteren Sensor, mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle, mit einem Schlauchsystem zur Luft-führenden Verbindung des Beatmungsgerätes mit einem Patienten. Weiterhin umfasst das Medizinische System mindestens ein mit dem Beatmungsgerät über die Sensor- und Daten-Schnittstelle des Beatmungsgerätes zu einer Datenübertragung verbundenes Physiologisches Überwachungsgerät. Das Physiologische Überwachungsgerät ist bevorzugt als ein Kapnometer oder ein Oxy-/Kapnometer ausgebildet. Weiter bevorzugt ist das Kapnometer oder ein Oxy-/Kapnometer ausgebildet, eine Kohlendioxidkonzentration (CO_2) und/oder eine Sauerstoff-

konzentration (O_2), in der Ausatemluft eines Patienten zu erfassen und über die Sensor- und Daten-Schnittstelle an das Beatmungsgerät weiterzuleiten. Die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit ist gemeinsam mit der Anzeige- und Signalgabereinheit und der Steuerungs- und Regeleinheit ausgebildet, mindestens eine Alarmgebung am Beatmungsgerät zu verändern. Weiterhin ist die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit gemeinsam mit der Anzeige- und Signalgabereinheit, der Steuerungs- und Regeleinheit und der Sensor- und Daten-Schnittstelle ausgebildet, mindestens eine Alarmgebung am Physiologischen Überwachungsgerät zu verändern. Unter einer Alarmgabe oder einer Alarmgebung am Beatmungsgerät und/oder an dem mindestens einen Physiologischen Überwachungsgerät ist im Sinne der vorliegenden Erfindung zu verstehen, dass ein Alarmsignal optisch oder akustisch, optisch und akustisch gleichzeitig oder zeitversetzt signalisiert wird und/oder, dass eine weitere oder zusätzliche externe Signalisierung dadurch erfolgt, dass der Alarm in Form eines elektrischen Signals an einer analogen oder digitalen, kabelgebundenen oder telemetrischen Daten-Schnittstelle zur Verfügung steht. Die Veränderungen der Alarmgebung am Beatmungsgerät und/oder die Veränderung der Alarmgebung am Physiologischen Überwachungsgerät bewirken dabei in bevorzugter Weise, dass diejenigen Physiologischen Signale, welche zur Durchführung des Betriebes zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vom Beatmungsgerät verwendet werden, von der Alarmgebung am Physiologischen Überwachungsgerät nicht mehr berücksichtigt werden, sondern, dass diejenigen Physiologischen Signale, welche zur Durchführung des Betriebes zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vom Beatmungsgerät verwendet werden lediglich von der Alarmgebung des Beatmungsgerätes berücksichtigt werden. Das ergibt in vorteilhafter Weise eine Vermeidung von Mehrfach-Alarmierungen zu im Wesentlichen gleichen Alarmierungsursachen und damit eine Entlastung des Anwenders bei der Bedienung und Handhabung des Physiologischen Überwachungsgerätes und des Beatmungsgerätes im Betrieb des Beatmungsgerätes zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW).

[0088] Eine weitere Ausführungsform eines Medizinischen Systems umfasst ein Beatmungsgerät mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit zu einer Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), mit einer Expiratorischen Dosiereinheit, mit einer Steuerungs- und Regeleinheit, mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen, mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch einen Anwender, mit mindestens einem Drucksensor, mit mindestens einem weiteren Sensor, mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle, mit einem Schlauchsystem zur luftführenden Verbindung des Beatmungsgerätes mit einem Patienten. Weiterhin umfasst die weitere Ausführungsform des Medizinischen Systems ein Unterstützungs-Gerät zu einer automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM) auf einem Brustkorb eines Patienten. Das Unterstützungs-Gerät ist ausgebildet, eine Herzdruckmassage (HDM) mittels eines vorzugsweise motorisch, elektromotorisch, elektromechanisch, mechanisch, hydraulisch oder pneumatisch verstellbaren Elementes, bevorzugt in Form eines Brustgurtes oder einer am Brustkorb geeignet angeordneten Halterung ausgebildet, eine Herzdruckmassage (HDM) auf dem Brustkorb des Patienten aufzubringen. Das Unterstützungs-Gerät ist mittels der Sensor- und Daten-Schnittstelle mit dem Beatmungsgerät zu einer Datenübertragung verbunden. Das Unterstützungs-Gerät ist mittels einer Datenübertragung in der Lage, dem Beatmungsgerät eine Zustands-Information hinsichtlich einer aktuellen Durchführung einer Herz-Druck-Massage (HDM) zur Verfügung zu stellen. Das Medizinische System ist ausgebildet, über die Zustands-Information hinsichtlich der aktuellen Durchführung einer Herz-Druck-Massage (HDM) einen Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten, zu beenden oder das Beatmungsgerät in einen zeitweiligen Pausenzustand zu versetzen. Auf diese Weise ist eine Synchronisation zwischen dem Beatmungsgerät mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und dem Unterstützungs-gerät ermöglicht, so dass ein Volumen und/oder ein Druck in der Lunge des Patienten an die Herz-Druck-Massage (HDM) derart angepasst werden kann, dass einerseits bei einer Kompression durch das Unterstützungsgerät der Druck und das Volumen am Ende der Einatmung und vor Beginn der Ausatmung größer ist als dasjenige Volumen, welches bei Anwendung einer Beatmung mit einer normalen Beatmungsform, also einer Beatmungsform ohne eine Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) die Lunge des Patienten Ende der Einatmung füllen würde, so dass die Lunge einen Teil des Brustraumes ausfüllt und damit eine Ausweichmöglichkeit des Herzens im Brustraum bei einer Kompression durch die Herz-Druck-Massage (HDM) vermindert wird andererseits bei einer Dekompression durch das Unterstützungsgerät der Druck und das Volumen am Ende der Ausatmung und vor Beginn der Einatmung des Patienten die Lunge im Wesentlichen nur noch mit einem Volumen gefüllt ist, das gegenüber einer Beatmung mit einer normalen Beatmungsform, – ohne eine Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) –, vermindertes Restvolumen in der Lunge verbleibt, so dass eine Rückströmung des Blutes aus dem Körper zum Herzen bei einer Dekompression des Brustraumes unterstützt wird.

[0089] In weiter bevorzugter Weise ist in dem Medizinischen System das Beatmungsgerät mittels der Datenübertragung ausgebildet, das Unterstützungs-Gerät zeitweilig in einen Pausenzustand zu versetzen. Dies er-

möglichst es, dass es, insbesondere in Phasen mit einer für den Patienten schwierigen, möglicherweise lebensbedrohlichen Beatmungssituation, eine Messung von Druck- und/oder Flow am Beatmungsgerät ohne eine Beeinflussung durch das Unterstutzungsgerät möglich ist.

[0090] Eine weitere Ausführungsform eines Medizinisches Systems umfasst ein Beatmungsgerät mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit zu einer Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), mit einer Exspiratorischen Dosiereinheit, mit einer Steuerungs- und Regeleinheit, mit einer Alarmierungs- und Alarmpassungseinheit zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen, mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch einen Anwender, mit mindestens einem Drucksensor, mit mindestens einem weiteren Sensor, mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle, mit einem Schlauchsystem zur Luft-führenden Verbindung des Beatmungsgerätes mit einem Patienten. Weiterhin umfasst das Medizinische System einen Spannungsgenerator zur Reanimation der Herzkreislauffunktion, in bevorzugter Weise einen Defibrillator.

[0091] Der Spannungsgenerator zur Reanimation der Herzkreislauffunktion oder der Defibrillator sind ausgebildet, über mindestens zwei auf der Haut auf einem Brustkorb eines Patienten aufgebrachte Elektroden einen elektrischen Spannungsimpuls in den Oberkörper eines Patienten einzubringen und damit die Herzkreislauffunktion des Patienten wieder zu einer eigenständigen Funktionsweise zu animieren. Der Spannungsgenerator/Defibrillator ist mittels der Sensor- und Daten-Schnittstelle des Beatmungsgerätes zu einer Datenübertragung verbunden. Der Spannungsgenerator/Defibrillator ist mittels der Datenübertragung in der Lage, an das Beatmungsgerät im Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), insbesondere und bevorzugt in Phasen der Einbringung von elektrischen Spannungsimpulsen ein Pausen-Signal zu senden und das Beatmungsgerät zeitweilig in einen Pausenzustand zu versetzen. In dem Pausenzustand stellt das Beatmungsgerät im Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) den Beatmungsbetrieb in der Form ein, dass keine inspiratorischen Beatmungshübe mehr ausgeführt werden, sondern, dass lediglich die Drucksensorik und in bevorzugter Weise weitere Sensorik weiterhin in Betrieb ist und das Beatmungsgerät in einer Bereitschaft gehalten wird, bis vom Spannungsgenerator/Defibrillator über die Datenübertragung der Pausenzustand beendet wird. Das Medizinische System ist ausgebildet, im Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) über das Pausen-Signal das Beatmungsgerät zeitweilig in einen Pausenzustand zu versetzen.

[0092] In bevorzugter Weise ist es in den vorgenannten Varianten des Medizinischen System mittels der Datenübertragung über die Sensor- und Daten-Schnittstelle ermöglicht, vorzugsweise über im Medizinischen System ausgetauschte Steuersignale eine Alarmgebung am Beatmungsgerät und/oder am Physiologischen Überwachungsgerät und oder am Spannungsgenerator zur Reanimation der Herzkreislauffunktion und/oder am Unterstutzungs-Gerät zu einer automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM) in einer Weise zu verändern, dass für mindestens einen Messwert oder für mindestens eine Messgröße und/oder für mindestens ein Ereignis eine Alarmierung mindestens einer Signalgabe für die Dauer der Pause zeitlich verzögert und/oder teilweise oder vollständig ausgesetzt wird und/oder eine akustische Alarmierung teilweise oder vollständig ausgesetzt oder zeitlich verzögert wird und/oder die Ausgabe des mindestens einen Alarms für den mindestens einen Messwert oder für die mindestens eine Messgröße oder das mindestens eine Ereignis in der Alarmlautstärke zu variieren.

[0093] In einer weiter bevorzugten Weise wird dabei die Alarmgebung in einer Weise verändert, dass Alarmgrenzen auf Basis von ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen, im Falle einer oberen Alarmgrenze angehoben werden und/oder, dass Alarmgrenzen auf Basis von ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen, im Falle einer unteren Alarmgrenze abgesenkt werden. Dadurch ergibt sich vorzugsweise eine Erweiterung eines Toleranzfeldes für die Alarmierung.

[0094] Einige Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den Figuren gezeigt und sind im Folgenden näher erläutert. Es zeigen:

[0095] Fig. 1a eine schematische Übersicht eines Beatmungsgerätes,

[0096] Fig. 1b eine schematische Übersicht eines Notfall-Beatmungsgerätes,

[0097] Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Beatmungssteuerung nach den Fig. 1a und Fig. 1b,

[0098] Fig. 3 eine Darstellung von Konzentrationsbereichen der CO₂-Konzentration,

[0099] Fig. 4 einen schematischer Ablauf des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW),

[0100] Fig. 5a bis Fig. 5e Darstellungen eines zeitlichen Verlaufs von Beatmungsdruck, Herz-Druck-Druckmassage (HDM), CO₂-Messung,

[0101] Fig. 6 eine Darstellung zum Zeitverlauf einer Beatmung bei Betrieb eines Beatmungsgerätes mit und ohne einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW),

[0102] Fig. 7a eine schematische Übersicht eines Medizinischen Systems mit einem Beatmungsgerät nach Fig. 1a oder Fig. 1b und mit einem Unterstützungsgerät zur automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM),

[0103] Fig. 7b eine schematische Übersicht eines Medizinischen Systems mit einem Beatmungsgerät nach Fig. 1a oder Fig. 1b und mit einem zu einer Reanimation geeigneten Spannungsgenerator.

[0104] In der Fig. 1a ist eine erste schematische Übersicht der Komponenten eines Beatmungsgerätes **1** dargestellt, welches für die Ausführung einer Beatmung ausgerüstet ist. Das Beatmungsgerät **1** besteht aus den Komponenten: Einem Inspirationsventil **2**, einem Expirationsventil **3**, einer Anzeige- und Signalgabeeinheit **4**, einer Eingabeeinheit **5**, einer Steuer- und Regeleinheit **7**, einer Spannungsversorgungseinheit **8**, einer Gasmischungs- und Dosiereinheit **9** mit einem als eine Gebläseeinheit **27** ausgebildeten Beatmungsantrieb und mit einem Sauerstoff-Luft-Misch und Dosierventil **29**, einer Luft-Gaszuführung **95** und einer Sauerstoff-Gaszuführung **96**, einer Durchflussmessung **11**, einer Druck- und Durchflussregelung **12**, einer expiratorischen Druckmessung **13**, einer inspiratorischen Druckmessung **23**, einer Sauerstoffdruckflasche **14** mit einer Druckreduziereinheit **15**, einem inspiratorischen Gasanschluss **91**, einem expiratorischen Gasanschluss **92** und einem Gasauslass **93**. Weiterhin ist ein Stellgrößeneingang **6** vorhanden, mittels dessen für die Beatmung relevante Einstellgrößen **16**, wie Beatmungsfrequenz [RR], Druckamplitude [$P_{\text{amplitude}}$], mittlerer positiver Ziel-druck [P] der Beatmung, Tidalvolumen [V_T], I:E-Verhältnis [Ratio_{I:E}] von der Eingabeeinheit **5** an die Steuer- und Regeleinheit **7** gelangen und von dort zur Druck- und Durchflussregelung **12** weitergegeben werden. Diese Einstellgrößen **16** dienen als Sollvorgaben für den Beginn und für die Durchführung der Beatmung. Der Patient **47** ist mittels eines Verbindungsstücks (Y-Stück) **17** über einen inspiratorischen Gasanschluss **91** und einen expiratorischen Gasanschluss **92** mit Hilfe von zwei Zuleitungen **48**, in diesem dargestellten Fall nach Fig. 1a über ein Zwei-Schlauchsystem, mit dem Beatmungsgerät **1** verbunden. Die Expirationsluft entweicht über den Gasauslass **93** aus dem Beatmungsgerät **1** in die Umgebung. In der Anzeige- und Signalgabeeinheit **4** sind ein akustisches Signalmittel **44**, beispielsweise in Form einer Hupe oder eines Lautsprechers, sowie ein optisches Signalmittel **45**, beispielsweise als eine Lampe, eine LED oder ein anderes optisches Anzeigeelement ausgeführt, enthalten. Die Eingabeeinheit **5** kann mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit **4** in einer Benutzerschnittstelle **54** kombiniert ausgebildet sein, wobei zusätzlich ein oder mehrere Bedienelemente **55**, beispielsweise als Tast- oder Schaltelemente oder als eine Tastatur ausgebildet, mit integriert sein können. Die Bedienelemente **55** sind in der vorliegenden Erfindung dazu ausgebildet, am Beatmungsgerät **1** das Verfahren mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten, in Zusammenarbeit mit der Steuer- und Regeleinheit **7** zu steuern und zu konfigurieren oder zu beenden. Weiterhin ist eine Daten-Schnittstelle **30** am Beatmungsgerät **1** vorgesehen. Über diese Daten-Schnittstelle **30** kann zusätzliche Sensorik oder Zubehör direkt mit einem unidirektionalen oder einem bidirektionalen Datenaustausch an das Beatmungsgerät **1** angeschlossen werden, oder es kann ein unidirektionaler oder bidirektionaler Austausch von Daten **21** vom Beatmungsgerät **1** mit externen Geräten vorgenommen werden. In dieser Fig. 1a ist als externer physiologischer Sensor ein „CO₂-Sidestream-Sensor“ **31** dargestellt, der mittels einer Absaugleitung **32** vom Verbindungsstück (Y-Stück) **17** Atemluft absaugt und hinsichtlich der Kohlendioxid-Konzentration analysiert und mit der Daten-Schnittstelle **30** verbunden ist.

[0105] In der Fig. 1b ist eine zweite schematische Übersicht der Komponenten eines Notfall-Beatmungsgerätes **1'** dargestellt, welches für die Ausführung einer Notfall-Beatmung ausgerüstet ist. Gleiche Komponenten in den Fig. 1a und Fig. 1b sind mit denselben Bezugsziffern bezeichnet. Das Notfall-Beatmungsgerät **1'** besteht aus den Komponenten:

Einem Inspirationsventil **2** einem Expirationsventil **3**, einer Anzeige- und Signalgabeeinheit **4**, einer Eingabeeinheit **5**, einer Steuer- und Regeleinheit **7**, einer Spannungsversorgungseinheit **8** einer Gasmischungs- und Dosiereinheit **9** mit einem Ejektor **94**, einer Luft-Gaszuführung **95** und einer Sauerstoff-Gaszuführung **96**, einer Durchflussmessung **11**, einer Druck- und Durchflussregelung **12**, einer expiratorischen Druckmessung **13'**, einer inspiratorischen Druckmessung **23** einer Sauerstoffdruckflasche **14** mit einer Druckreduziereinheit **15** und einem inspiratorischen Gasanschluss **91**. Weiterhin ist ein Stellgrößeneingang **6** vorhanden, mittels des-

sen für die Beatmung relevante Einstellgrößen **16**, wie Beatmungsfrequenz [RR], Druckamplitude [$P_{\text{amplitude}}$], mittlerer positiver Zieldruck [P] der Beatmung, Tidalvolumen [V_T], I:E-Verhältnis [Ratio_{I:E}] von der Eingabeeinheit **5** an die Steuer- und Regeleinheit **7** gelangen und von dort zur Druck- und Durchflussregelung **12** weitergegeben werden. Diese Einstellgrößen **16** dienen als Sollvorgaben für den Beginn und für die Durchführung der Notfall-Beatmung. Der Patient **47** ist mittels eines Verbindungsstücks (Y-Stück) **17** über einen inspiratorischen Gasanschluss **91** mit Hilfe einer Zuleitung **48'**, in diesem dargestellten Fall nach dieser **Fig. 1b** über ein Ein-Schlauchsystem, mit dem Notfall-Beatmungsgerät **1** verbunden. Die Expirationsluft entweicht über einen Gasauslass **93'** direkt am Verbindungsstück **17** in die Umgebung. In der Anzeige- und Signalgabeeinheit **4** sind ein akustisches Signalmittel **44**, beispielsweise in Form einer Hupe oder eines Lautsprechers, sowie ein optisches Signalmittel **45**, beispielsweise als eine Lampe, eine LED oder ein anderes optisches Anzeigeelement ausgeführt, enthalten. Die Eingabeeinheit **5** kann mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit **4** in einer Benutzerschnittstelle **54** kombiniert ausgebildet sein, wobei zusätzlich ein oder mehrere Bedienelemente **55**, beispielsweise als Tast- oder Schaltelemente oder als eine Tastatur ausgebildet, mit integriert sein können. Die Bedienelemente **55** sind in der vorliegenden Erfindung dazu ausgebildet, am Notfall-Beatmungsgerät **1** das Verfahren mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten, in Zusammenarbeit mit der Steuer- und Regeleinheit **7** zu steuern und zu konfigurieren oder zu beenden. Weiterhin ist eine Schnittstelle für elektrische Energie **90** vorgesehen. An die Spannungsversorgungseinheit **8** ist ein wiederaufladbares Batteriepack **88** angeschlossen, welches mittels eines Energielade- und Versorgungselementes **89** und über die Schnittstelle für elektrische Energie **90** von extern mit elektrischer Energie versorgt und geladen werden kann. Weiterhin ist eine Daten-Schnittstelle **30** am Notfall-Beatmungsgerät **1** vorgesehen. Über diese Daten-Schnittstelle **30** können zusätzliche Sensoren oder weitere Geräte direkt mit einem unidirektionalen oder einem bidirektionalen Datenaustausch an das Notfall-Beatmungsgerät **1** angeschlossen werden oder es können Daten **21** externer Geräte mit dem Notfall-Beatmungsgerät **1** unidirektional oder bidirektional über die Daten-Schnittstelle **30** ausgetauscht werden. In dieser **Fig. 1b** sind als zusätzliche Sensoren ein Physiologischer Sensor **31'** als ein „CO₂-Mainstream-Sensor“ zur Bestimmung einer Kohlendioxid-Konzentration (CO₂) im Atemgas des Patienten **47** und ein Patientennaher Durchflusssensor **24** zur Ermittlung der Durchflussmengen zum und vom Patienten **43** am Verbindungsstück (Y-Stück) **17** an das Notfall-Beatmungsgerät **1** angeschlossen. Der Physiologische Sensor **31'** und der Patientennaher Durchflusssensor **24** übermitteln mittels Datenleitungen **36** Messwerte an ein zugehöriges CO₂-Analysegerät **37**. Das zugehörige Analysegerät **37** übermittelt über die Datenschnittstelle **30** die Messwerte weiter an das Notfall-Beatmungsgerät **1**. Die Anordnung des „CO₂-Mainstream-Sensors“ **31'** und des Patientennahen Durchflusssensor **24** am Verbindungsstück in räumlicher Nähe zueinander ist insbesondere vorteilhaft zu einer Bildung eines aus den Messwerten dieser beiden Sensoren abgeleiteten Größe, eines „Minuten-Volumen an Kohlendioxid“, MVCO₂. Dieses Minuten-Volumen-CO₂ (MVCO₂) kann in vorteilhafter Weise zu einer Beurteilung einer Qualität einer durchgeführten Herz-Druck-Massage (HDM) in der Vorrichtung zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW), sowie in dem Verfahren zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) genutzt werden. Über die Datenschnittstelle **30** sind, wie in den **Fig. 7a** und **Fig. 7b** näher gezeigt, an das Beatmungsgerät **1** (**Fig. 1a**) oder das Notfallbeatmungsgerät **1'** (**Fig. 1b**) weitere externe Geräte, wie beispielsweise ein Spannungsgenerator zur Reanimation der Herzkreislauffunktion (Defibrillator) oder ein Unterstützungs-Gerät zu einer automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM) anschließbar, so dass einerseits Informationen und/oder Daten vom externen Gerät, wie beispielsweise EKG-Signale des Defibrillators, andererseits auch Informationen vom Beatmungsgerät **1**, **1'** an das externe Gerät zu dessen Steuerung, beispielsweise Start-/Stop-/Pause-Signale ausgetauscht werden können, um die Vorrichtung zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu unterstützen, sowie in das Verfahren zu einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) mit einzubeziehen. Die **Fig. 1b** zeigt in schematischer Weise mit dem Beatmungsgerät **1** in Kombination mit dem über die Sensor- und Daten-Schnittstelle **30** angebundenen CO₂-Analysegerät **37** und dem mittels Datenleitung **36** angebundenen Kohlendioxid Sensor **31'** als Physiologischem Sensor eine Variante eines Medizinischen Systems **1490**. Ein weiteres und im Wesentlichen ähnliches Medizinisches System ergibt sich gemäß der **Fig. 1a** mit dem Beatmungsgerät **1** in Kombination mit dem über die Sensor- und Daten-Schnittstelle **30** angebundenen Physiologischen Sensor **31**.

[0106] In der **Fig. 2** sind beispielhaft in einer Darstellung **10** für eine Durchführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wesentliche Elemente des Beatmungsgerätes **1**, **1'** nach den **Fig. 1a**, **Fig. 1b** gezeigt. Gleiche Elemente in den **Fig. 1a**, **Fig. 1b** und **Fig. 2** sind mit den gleichen Bezugsziffern wie in den **Fig. 1a**, **Fig. 1b** bezeichnet. Gezeigt sind entsprechend den **Fig. 1a**, **Fig. 1b** das Inspirationsventil **1**, das Expirationsventil **3**, die Anzeige- und Signalgabeeinheit **4**, die Eingabeeinheit **5**, die Druckmessung **13**, die Durchflussmessung **11**, die Steuer- und Regeleinheit **7** mit der Druck- und Durchflussregelung **12** und dem Stellgrößeneingang **6** für die Eingangsgrößen **16**, die Daten-Schnittstelle **30** für Daten **21**, das als CO₂-Sensor ausgebildetes Gerät **31**, das über die Absaugleitung **32** und das Verbindungsstück **17** in einer Luft-führender Verbindung mit dem Patienten **47** steht. Der Patient

ist über den inspiratorischen Gasanschluss **91** und den expiratorischen Gasanschluss **93** und das Verbindungsstück mit dem Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) verbunden. In dieser Darstellung **10** in **Fig. 2** sind folgende Elemente zur Veranschaulichung im Detail dargestellt. Es ist dem Inspirationsventil **2** in dieser Darstellung **10** symbolisch ein Anpassungs- und Verzögerungselement **22** vorgeschaltet. Dem Inspirationsventil **3** ist in dieser Darstellung **10** ebenso symbolisch ein Anpassungs- und Verzögerungselement **33** vorgeschaltet. Die Anpassungs- und Verzögerungselemente **22, 33** sind in einer technischen Umsetzung bevorzugt als Bestandteile der Steuer- und Regeleinheit **7** ausgeführt. Das Inspiratorische Verzögerungselement **22** und das Expiratorische Verzögerungselement **33** werden durch die Steuerungs- und Regeleinheit **7** angesteuert und im Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) in einer Weise aktiviert, so dass die Regelung der Beatmung nicht unmittelbar auf jegliche Änderungen im gemessenen Beatmungsdruck reagiert. Weiterhin wird das Expiratorische Verzögerungselement **33** von der Steuerungs- und Regeleinheit **7** so angesteuert, dass im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) der Beginn der Expirationsphase verzögert wird. Weiterhin wird das Inspiratorische Verzögerungselement **22** von der Steuerungs- und Regeleinheit **7** so angesteuert, dass im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) der Beginn der Inspirationsphase verzögert wird. Weiterhin ist in dieser Darstellung **10** gezeigt, dass zwischen der Steuer- und Regeleinheit **7** und der Anzeige- und Signalgabeeinheit **4** ein Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit **46** zwischengeschaltet ist. Das Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit **46** ist in einer technischen Umsetzung bevorzugt als Bestandteil der Steuer- und Regeleinheit **7** oder der Anzeige- und Signalgabeeinheit **4**, bzw. als Teil des Betriebssystems des Beatmungsgerätes **1** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) ausgeführt. Es ist eine symbolische Störgröße **Z 34** gezeigt, welche durch den Einfluss der Herz-Druck-Massage (HDM) in Form von Druckänderungen **dP 35** auf die Druckmessung **13**, sowie damit auf mittelbare Weise auch auf die Durchflussmessung **11**, darstellt. Der durch die Herz-Druck-Massage (HDM) verursachte Effekt der Druckschwankungen auf das Signal des Beatmungsdrucks **P 610** (**Fig. 5a bis Fig. 5e**) wird insbesondere aus den Darstellungen nach den **Fig. 5c** deutlich. Im Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) werden die Anpassungs- und Verzögerungselemente **22, 33** verwendet, um den Start der Inspirationsphase und den Start der Expirationsphase dahingehend zu verzögern, die Herz-Druck-Massage (HDM) zu unterstützen. Die Unterstützung erfolgt in der Expirationsphase dadurch, dass die Verzögerung durch das Expiratorische Verzögerungselement **33** eine Erhöhung des anfänglichen expiratorischen Druckniveaus und damit eine Vergrößerung eines mit Luft ausgefüllten Volumens der Lunge des Patienten bewirkt, so dass die Lunge einen Teil des Brustraumes ausfüllt und damit eine Ausweichmöglichkeit des Herzen im Brustraum bei einer Kompression durch die Herz-Druck-Massage (HDM) vermindert wird. Die Unterstützung erfolgt in der Inspirationsphase dadurch, dass die Verzögerung durch das Inspiratorische Verzögerungselement **22** eine Erniedrigung eines anfänglichen inspiratorischen Druckniveaus in der Lunge des Patienten, bzw. die Erzeugung eines geringen Unterdruck in der Lunge in Relation zum Umgebungsdruck erreicht, indem eine Zuführung von frischer Beatmungsluft am Beginn der Einatemphase durch eine Verzögerung der Öffnung des Inspirationsventils **2** zeitlich verzögert wird. Damit wird bei Durchführung des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) der Druck im Brustraum reduziert, so dass die Rückströmung des Blutes aus dem Körper zum Herzen bei einer Dekompression des Brustraumes unterstützt wird. Im Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird das Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit **46** verwendet, um Alarme, die durch die Herz-Druck-Massage (HDM) als Störgröße **Z 34**, z. B. als Druckänderungen **dP 35** das von der Beatmung hervorgerufene Signal des Beatmungsdrucks überlagern, in der Amplitude oder zeitlich gefiltert werden, sowie, dass die Alarmgabe an den Anwender teilweise, zeitweiseweise oder vollständig für den Dauer des Verfahrens zum Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) unterdrückt werden.

[0107] In der **Fig. 3** ist dargestellt, wie ein vorbestimmter erster **650** und ein vorbestimmter zweiter Schwellwert **660** der CO_2 -Konzentration das Diagramm einer CO_2 -Konzentration **506** in 3 Konzentrationsbereiche **645, 655, 665** einteilen. Auf einer Ordinate **670** ist die CO_2 -Konzentration in der Einheit [mmHG] aufgetragen, auf einer Abszisse **680** ist der zeitliche Verlauf dimensionslos aufgetragen. Es ergibt sich ein erster Konzentrationsbereich **645**, in welchem die CO_2 -Konzentration unterhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** liegt. Die Unterschreitung dieses ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** ist ein Indiz dafür, dass die Herz-Druck-Massage (HDM) nicht in ausreichender Weise durchgeführt wird um die Herz-Kreislauffunktion des Patienten aufrechtzuerhalten. Es ergibt sich ein zweiter Konzentrationsbereich **655**, in welchem die CO_2 -Konzentration oberhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und unterhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** liegt. Die Unterschreitung des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** ist ein Indiz dafür, dass der Patient nicht eigenständig in der Lage ist, seine Herz-Kreislauffunktion aufrechtzuerhalten und daher eine Herz-Druck-Massage (HDM) durch den Anwender angewendet werden sollte. Es ergibt sich ein dritter Konzentrationsbereich **665**, in welchem die CO_2 -Konzentration oberhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660**

liegt. Die Überschreitung des zweiten vorbestimmten Schwellwertes ist ein Indiz dafür, dass der Patient eigenständig in der Lage, seine Herz-Kreislauffunktion aufrechtzuerhalten und daher keine Herz-Druck-Massage (HDM) erforderlich ist, sowie, dass eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) durch den Anwender beendet werden sollte. Für einen praktischen Einsatz des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) in der Notfallmedizin sind ein erster vorbestimmter Schwellwert **650** von 10 mmHg mit einer Schwankungsbreite von ± 2 mmHg und ein zweiter vorbestimmter Schwellwert **660** von 40 mmHg mit einer Schwankungsbreite von ± 2 mmHg geeignete Werte. Bei der Unterschreitung und der Überschreitung des ersten vorbestimmten **650** und des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** können zur Auslösung der Meldungen (**Fig. 4**) an den Anwender, zum Start des Betriebes der Beatmung mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und zur Regelung (**Fig. 2**) des Beatmungsdrucks (**Fig. 2**) im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) weitere und zusätzliche Kriterien herangezogen und miteinander verknüpft werden. Solche weiteren und zusätzlichen Kriterien sind beispielsweise Messwerte und/oder Einstellparameter des Beatmungsgerätes oder Messwerte und/oder Einstellparameter eines Physiologischen Monitors. Als Einstellparameter eines Beatmungsgerätes sein hier beispielhaft eine Sauerstoffkonzentration genannt. Als Messwerte eines Physiologischen Monitors seien hier neben der CO₂-Konzentration, ein Sauerstoffpartialdruck SPO₂ im Blut oder ein auf nicht invasive Weise erfasster Blutdruck (NBP) oder eine Herzfrequenz (HR) des Patienten beispielhaft genannt.

[0108] In der **Fig. 4** ist ein schematischer Ablauf **1000** mit Beginn und Ende des Verfahrens des Betriebs eines Beatmungsgerätes zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) gezeigt. Der Ablauf **1000** ist in einen zeitlichen Verlauf einer Beatmung eines Patienten **47** (**Fig. 1a, Fig. 1b, Fig. 2**) mit einer ursprünglich gewählten beliebigen Beatmungsform **300** eingegliedert, in welchem an dem Patienten **47** (**Fig. 1, Fig. 2**) keine Herz-Druck-Massage (HDM) durchgeführt wird. Durch eine erste Anwender-Interaktion **1101** wird aus der beliebigen Beatmungsform **300** ein Start **400** des Verfahrens zum Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ausgelöst. Die beliebige Beatmungsform **300** kann eine Druck- oder eine Volumen-kontrollierte Beatmungsform sein. Ein Physiologischer Sensor oder ein externes Überwachungsgerät **31, 31'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) liefert in der beliebigen Beatmungsform **300** aktuelle Messsignale **600'** einer aktuellen Kohlendioxidkonzentration, wie auch im Verfahren zum Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) in einer kontinuierlich sich wiederholenden Folge **600** in vorbestimmten zeitlichen Abständen Messsignale **601, 602, 603, 604, 605** einer aktuellen Kohlendioxidkonzentration als Eingangsgröße für den Ablauf **1000** des Verfahrens zum Betrieb des Beatmungsgerätes **1** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW). Der Start **400** des Verfahrens zum Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) kann durch die erste Anwender-Interaktion **1101** oder aber auch automatisch durch das Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) z. B. auf Basis der Messsignale **600'** der aktuellen Kohlendioxid-Konzentration, ohne eine Anwender-Interaktion erfolgen. Alternativ kann ein Start **400'** auch halbautomatisch durch das Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) z. B. auf Basis der Messsignale **600'** der aktuellen Kohlendioxid-Konzentration, erfolgen, wobei der Start **400'** vom Beatmungsgerät **1** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) über die kombinierte Anzeige-, Signalgabe- und Eingabeeinheit **54** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) vorgeschlagen wird und durch eine erste Anwender-Interaktion **1101'** der Start **400'** dann final quittiert wird und vom Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) dann in den Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) **1000** gewechselt wird. Im Ablauf **1000** werden die in der Abfolge **600** kontinuierlich fortlaufend erfassten Messsignale **601, 602, 603, 604, 605** der aktuellen Kohlendioxidkonzentration ausgewertet. Bei dieser Auswertung wird im Ablauf **1000** durch einen Vergleich überprüft, in welcher Relation die Kohlendioxidkonzentration zum ersten vorbestimmten Schwellwert **650** und in welcher Relation die Kohlendioxidkonzentration zum zweiten vorbestimmten Schwellwert **660** liegt. Der Ablauf **1000** ist in dieser **Fig. 4** beispielhaft und exemplarisch in Phasen **1001, 1002, 1003, 1004, 1005** aufgeteilt, in denen die aktuelle Kohlendioxid-Konzentration mit dem ersten vorbestimmten Schwellwert **650** und dem zweiten vorbestimmten Schwellwert **660** verglichen wird. Die zeitliche Lage der Phasen **1001, 1002, 1003, 1004, 1005** im Ablauf kann dabei, wie in dieser **Fig. 4** abgebildet, aufeinander folgend sein, es ist aber im Sinne der vorliegenden Erfindung mit umfasst, dass die Phasen **1001, 1002, 1003, 1004, 1005** ohne eine zeitliche Koordination oder eine Koordination untereinander zu einem beliebigen Zeitpunkt der Beatmung oder im Ablauf der Beatmung bei der Behandlung oder Notfall-Behandlung eines Patienten stattfinden können. Die zeitliche Dauer der einzelnen Phasen **1001, 1002, 1003, 1004, 1005** richtet sich dabei nach der Behandlungssituation, der Konstitution des Patienten und der Einschätzung des Anwenders diesbezüglich. Weiterhin ist die zeitliche Dauer der einzelnen Phasen **1001, 1002, 1003, 1004, 1005** mittelbar abhängig von der Wahl des ersten vorbestimmten Schwellwert **650** und des zweiten vorbestimmten Schwellwert **660**, sowie der Relation der Schwellwerte **650, 660** zueinander. In der ersten Phase **1001** des Ablaufs **1000** ergibt der Vergleich, dass die aktuelle Kohlendioxid-Konzentration **601** oberhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und unterhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** und damit in einem zweiten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **655** (**Fig. 3**)

liegt. Dies wird als ein Indiz dafür ausgewertet, dass die Herz-Kreislauffunktion zur Versorgung der Organe mit Sauerstoff mittels der Herz-Druck-Massage (HDM) erfolgreich durchgeführt wird. In der zweiten Phase **1002** des Ablaufs **1000** ergibt der Vergleich, dass die aktuelle Kohlendioxid-Konzentration **602** unterhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und unterhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** und damit in einem ersten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **645** (Fig. 3) liegt. Dies wird als ein Indiz dafür ausgewertet, dass die Herz-Druck-Massage (HDM) nicht in ausreichender Weise durchgeführt wird, die Herz-Kreislauffunktion des Patienten zu ersetzen und die lebenswichtigen Organe, insbesondere das Gehirn, mit einer ausreichenden Menge an Sauerstoff zu versorgen. Es wird eine erste Meldung **701** an den Anwender gegeben, dass die Herz-Druck-Massage (HDM) nicht ordnungsgemäß durchgeführt wird. In der dritten Phase **1003** des Ablaufs **1000** ergibt der Vergleich, dass die aktuelle Kohlendioxid-Konzentration **603** wieder oberhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und unterhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** und damit in einem zweiten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **655** (Fig. 3) liegt. Dies wird als ein Indiz dafür ausgewertet, dass die Herz-Kreislauffunktion zur Versorgung der Organe mit Sauerstoff mittels der Herz-Druck-Massage (HDM) wieder erfolgreich durchgeführt wird. Es wird eine zweite Meldung **702** an den Anwender gegeben, dass die Herz-Druck-Massage (HDM) wieder ordnungsgemäß durchgeführt wird. In der vierten Phase **1004** des Ablaufs **1000** ergibt der Vergleich, dass die aktuelle Kohlendioxid-Konzentration **604** weiterhin oberhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und unterhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** liegt. In der fünften Phase **1005** des Ablaufs **1000** ergibt der Vergleich, dass die aktuelle Kohlendioxid-Konzentration **605** oberhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und oberhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** und damit in einem dritten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **665** (Fig. 3) liegt. Dies wird als ein Indiz dafür ausgewertet, dass die Herz-Kreislauffunktion mit Versorgung der Organe mit Sauerstoff durch den Patienten wieder selbständig aufrechterhalten wird. Es wird eine dritte Meldung **703** an den Anwender gegeben, dass die Herz-Kreislauffunktion des Patienten wieder selbständig aufrechterhalten werden kann. Die fünfte Phase **1005** des Ablaufs geht damit, beispielhaft in dieser Fig. 4, über in die Beendigung **500** des Verfahrens zum Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (Fig. 1a, Fig. 1b) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW). In dieser Fig. 4 wird durch eine zweite Anwender-Interaktion **1102** eine Beendigung **500** des Verfahrens zum Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (Fig. 1a, Fig. 1b) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ausgelöst. Die Beatmung des eines Patienten **47** (Fig. 1, Fig. 2) wird dann mit einer ursprünglich gewählten beliebigen Beatmungsform **300** oder mit einer anderen beliebigen Beatmungsform **300'** fortgesetzt. Die beliebige Beatmungsform **300, 300'** kann eine Druck- oder eine Volumen-kontrollierte Beatmungsform sein. Die Beendigung **500** kann aber auch automatisch durch das Beatmungsgerät **1** (Fig. 1a, Fig. 1b) ohne eine Anwender-Interaktion erfolgen, oder eine Beendigung **500'** kann auch halb-automatisch durch das Beatmungsgerät **1, 1'** (Fig. 1a, Fig. 1b) erfolgen, wobei die Beendigung **500** vom Beatmungsgerät **1, 1'** (Fig. 1a, Fig. 1b) über die kombinierte Anzeige-, Signalgabe- und Eingabeeinheit **54** (Fig. 1a, Fig. 1b) vorgeschlagen wird und durch eine Anwender-Interaktion **1102'** die Beendigung **500'** final quittiert wird und dann vom Beatmungsgerät **1, 1'** (Fig. 1a, Fig. 1b) dann der Wechsel in die beliebige Beatmungsform **300, 300'** vorgenommen wird.

[0109] In den Fig. 5a bis Fig. 5e sind beispielhaft Darstellungen **501, 502, 503, 504, 505** der zeitlichen Verläufe einer maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) gezeigt. Gezeigt sind dabei in einem Koordinatensystem von einer Abszisse **640** und von drei Ordinaten **630** zeitlich synchron und horizontal übereinander die zeitlichen Verläufe von einem Beatmungsdruck **P 610** des Patienten, von einer Abbildung zur Veranschaulichung, ob eine Herz-Druck-Druckmassage (HDM) appliziert wird, in der vorliegenden Erfindung als eine sogenannte HDM-Aktivität **615** bezeichnet, sowie von einer CO₂-Konzentration **cCO₂ 620**. Der Beatmungsdruck **P 610** des Patienten, in der medizinischen Praxis zumeist gemessen und skaliert in den Dimensionen [mmH₂O], bzw. [mBar] oder [hPa], die dimensionslose HDM-Aktivität **615**, und die CO₂-Konzentration **cCO₂ 620**, in der medizinischen Praxis zumeist gemessen und skaliert in der Dimension [mmHG] sind für verschiedene Phasen einer typischen Notfall-Beatmungssituation gezeigt. Die Kurvenverläufe **610, 620** und deren zeitliche Zuordnung zueinander entsprechen in den Fig. 5a bis Fig. 5e im Prinzip einer Umsetzung mit einem „CO₂-Sidestream Sensor“ **31** (Fig. 1a). Die zeitliche Zuordnung ist in den Fig. 5a bis Fig. 5e nur beispielhaft gezeigt, da in der Praxis eine Vielzahl von Randbedingungen, wie beispielsweise Länge der Zuleitungen **48, 48'** (Fig. 1a, Fig. 1b), Länge und Durchmesser der Absaugleitung **32** (Fig. 1a), das Zeitverhalten der beteiligten Komponenten und der Signalverarbeitung eine wesentliche Rolle spielen. Bei einer Verwendung eines „CO₂-Mainstream Sensor“ **31'** (Fig. 1b) würden sich eine prinzipiell andere und in der zeitlichen Synchronität der Kurvenverläufe **610, 620** verbesserte zeitliche Zuordnung ergeben, da dabei andere Randbedingungen zum Tragen kommen.

[0110] Die Fig. 5a bis Fig. 5e werden in einer gemeinsamen Figurenbeschreibung näher erläutert. Dabei wird ein typischer Hergang einer Notfallsituation eines beatmeten Patienten mit der Notwendigkeit und der Anwendung einer zwischenzeitlichen Herz-Druck-Massage (HDM) in den Signalverläufen **501, 502, 503, 504, 505**

des Beatmungsdrucks **610** und der Kohlendioxid-Konzentration **620** und der Einfluss der Herz-Druck-Massage (HDM) **615** auf die Signalverläufe des Beatmungsdrucks **610** und der Kohlendioxid-Konzentration **620** vereinfacht und schematisch dargestellt. In der Darstellung **501** nach **Fig. 5a** wird eine maschinelle Beatmung angenommen, der Patient ist intubiert oder über eine Maske mit dem Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) verbunden und wird beatmet, ein Physiologisches Monitoring zur Erfassung der Vitalparameter des Patienten ist angeschlossen, als mindestens ein Vitalparameter wird die CO₂-Konzentration **620** messtechnisch erfasst. Dem Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) stehen Messwerte des Physiologischen Monitoring, u. a. auch der aktuelle Wert der CO₂-Konzentration **620** über eine Daten-Schnittstelle **30** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) zur Verfügung. Der Wert der CO₂-Konzentration **620** liegt im Mittel oberhalb eines ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** im dritten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **665** (**Fig. 3**), was aussagt, dass die Herz-Kreislauf-funktion des Patienten eigenständig und stabil ist. Es ist keine Anwendung einer Herz-Druck-Massage (HDM) **615** erforderlich. Die **Fig. 5b** mit dem zeitlichen Verlauf **502** schließt sich in diesen beispielhaften Darstellungen der zeitlichen Verläufe **501, 502, 503, 504, 505** einer maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) zeitlich an den Verlauf **501** der maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) nach der **Fig. 5a** an. In der Darstellung **502** nach **Fig. 5b** sinkt zu einem Zeitpunkt T1 **621** die CO₂-Konzentration **620** des Patienten im Verlauf der Beatmung unterhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** in den m ersten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **645** (**Fig. 3**). Durch die Unterschreitung des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** ausgelöst, wird vom Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) eine Alarmierung (**Fig. 4**) an den Anwender ausgegeben, dass die Herz-Kreislauffunktion des Patienten aktuell nicht gegeben ist. Zusätzlich wird im weiteren zeitlichen Verlauf an den Anwender eine Meldung (**Fig. 4**) ausgegeben, dass das Beatmungsgerät einen Wechsel in den Betrieb eines Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vorbereitet hat und auf eine finale Bestätigung des Anwenders zur Aktivierung des Betriebes des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) erwartet, bzw. automatisch den Wechsel in den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) vornehmen wird. Ein automatischer Wechsel in den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) kann dabei beispielsweise dadurch ausgelöst werden, wenn die Unterschreitung des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** der Kohlendioxid-Konzentration länger als eine vorbestimmte erste Zeitdauer andauert. Das Beatmungsgerät (**Fig. 1a, Fig. 1b**) wechselt daraufhin automatisch oder durch eine durch den Anwender initiierte Aktivierung in den Betrieb des Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und gibt eine entsprechende Meldung (**Fig. 4**) aus. Der Anwender beginnt mit der Herz-Druck-Massage (HDM) und im zeitlichen Verlauf des Beatmungsdrucks zeitlich nach dem ersten Zeitpunkt T1 **621** ist der Einfluss der Herz-Druck-Massage (HDM) in Form einer Überlagerung von Druckspitzen mit der Frequenz der Herz-Druck-Massage (HDM) ersichtlich. Die **Fig. 5c** mit dem zeitlichen Verlauf **503** schließt sich in diesem beispielhaften Darstellungen der zeitlichen Verläufe **501, 502, 503, 504, 505** einer maschinellen Beatmung eines, Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck Druckmassage (HDM) zeitlich an den Verlauf **502** der maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) nach der **Fig. 5b** an. In der Darstellung **503** nach **Fig. 5c** dauert die in der **Fig. 5b** begonnenen Herz-Druck-Massage (HDM) unter Beibehaltung der maschinellen Beatmung an. Die CO₂-Konzentration des Patienten steigt aber bedingt durch die Herz-Druck-Massage (HDM) im Verlauf der Herz-Druck-Massage (HDM) oberhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** an. Die CO₂-Konzentration des Patienten liegt dabei jedoch weiterhin unterhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** im zweiten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **655** (**Fig. 3**), was ein Indiz dafür ist, dass die Beatmung und die Herz-Druck-Massage (HDM) in einer Form durchgeführt werden, dass sowohl die Lungenventilation, durch die Beatmung, als auch die Herz-Kreislauffunktion zur Versorgung der Organe mit Sauerstoff mittels der Herz-Druck-Massage (HDM) aufrecht erhalten werden, aber der Patient die Herz-Kreislauffunktion noch nicht eigenständig übernehmen und aufrechterhalten kann. Im zeitlichen Verlauf des Beatmungsdrucks **610** ist der Einfluss der Herz-Druck-Massage (HDM) in Form einer Überlagerung von Druckspitzen mit der Frequenz der Herz-Druck-Massage (HDM) ersichtlich. Die **Fig. 5d** mit dem zeitlichen Verlauf **504** schließt sich in diesem beispielhaften Darstellungen der zeitlichen Verläufe **501, 502, 503, 504, 505** einer maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) zeitlich an den Verlauf **503** der maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) nach der **Fig. 5c** an. In der Darstellung **504** nach **Fig. 5d** ist im zeitlichen Verlauf eine Beatmung mit gleichzeitiger Herz-Druck-Massage (HDM) gezeigt, bei dem die CO₂-Konzentration **620** des Patienten zeitweise unterhalb des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** im ersten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **645** (**Fig. 3**) liegt. Bei Unterschreitung des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** zu einem zweiten Zeitpunkt T2 **622** wird durch das Beatmungsgerät **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) im Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) eine Meldung (**Fig. 4**) an den Anwender ausgegeben, dass die Herz-Druck Massage (HDM) nicht in ausreichender Weise durchgeführt wird, die Herz-Kreislauffunktion des Patienten zu ersetzen und die lebenswichtigen Organe, insbesondere das Gehirn, mit einer ausreichenden Menge an

Sauerstoff zu versorgen. Das ist beispielsweise gegeben, wenn die Druckmassage (HDM) nicht mit genügend Druck ausgeübt wird oder die zeitlichen Abstände zwischen den einzelnen Verabreichungen der Druckmassage (HDM) auf den Brustkorb des Patienten zu groß sind oder die Herz-Druck-Massage (HDM) insgesamt unregelmäßig durchgeführt wird. Auch am zeitlichen Verlauf des Beatmungsdrucks **610** ist zum zweiten Zeitpunkt T2 **622** ersichtlich, dass Herz-Druck-Massage (HDM) **615** nicht ordnungsgemäß durchgeführt wird, da die Überlagerung von Druckspitzen mit der Frequenz der Herz-Druck-Massage (HDM) nicht mehr ersichtlich ist. Im weiteren Verlauf dieser Darstellung zeitlich im Anschluss an den zweiten Zeitpunkt T2 **622** wird Herz-Druck-Massage (HDM) **615** insgesamt wieder ordnungsgemäß durchgeführt. Die **Fig. 5e** mit dem zeitlichen Verlauf **505** schließt sich in diesen beispielhaften Darstellungen der zeitlichen Verläufe **501**, **502**, **503**, **504**, **505** einer maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) zeitlich an den Verlauf **504** der maschinellen Beatmung eines Patienten mit gleichzeitig durchgeführter Herz-Druck-Druckmassage (HDM) nach der **Fig. 5d** an. In der Darstellung **505** nach **Fig. 5e** steigt im zeitlichen Verlauf zu einem dritten Zeitpunkt T3 **623** die CO₂-Konzentration des Patienten im zeitlichen Verlauf oberhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** in den dritten Konzentrationsbereich der CO₂-Konzentration **665** an, was ein Indiz dafür ist, dass die Herz-Kreislauffunktion wieder vom Patienten selbst stabil aufrecht erhalten werden kann. Im weiteren Verlauf zu einem vierten Zeitpunkt T4 **624**, zeitlich im Anschluss an den dritten Zeitpunkt T3 **623** wird die Herz-Druck-Druckmassage (HDM) beendet. Die Tatsache, dass die CO₂-Konzentration des Patienten im weiteren zeitlichen Verlauf im Anschluss an den vierten Zeitpunkt T4 **624** oberhalb des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** verbleibt, kann als weiterer Indiz gewertet werden, dass der Patient seine Herz-Kreislauffunktion nun wieder selbständig stabil aufrechterhalten kann. Im Ablauf **1000** (**Fig. 4**) der Beatmung unter zeitweiliger Anwendung der Herz-Druck-Druckmassage (HDM) nach den **Fig. 5a** bis **Fig. 5e** werden im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) einige Alarmierungsgrenzen des Beatmungsgerätes **1**, **1'** (**Fig. 1a**, **Fig. 1b**) durch entsprechende Mittel zur Anpassung **46** (**Fig. 2**) in einer Weise verstellt oder ausgeblendet, bzw. die akustische wird vorzugsweise Alarmierung „stummgeschaltet“, so dass der Anwender bei der die Beatmung, bei der Anwendung der die Herz-Druck Massage (HDM) und bei der Behandlung des Patienten nicht in störender Weise beeinträchtigt wird. Weiterhin ist die Überwachung der Überschreitung und Unterschreitung des ersten vorbestimmten Schwellwertes **650** und Überwachung der Überschreitung und Unterschreitung des zweiten vorbestimmten Schwellwertes **660** vorzugsweise mit einer Filterung versehen, so dass die bei Überschreitung und Unterschreitung ausgelösten Wechsel in oder aus dem Betrieb des Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die Meldungen (**Fig. 4**) an den Anwender nicht in zu häufiger Folge stattfinden können. Diese Filterung kann beispielsweise als Amplitudenfilterung, Mittelwertfilterung oder Medianfilterung direkt auf dem Wert der CO₂-Konzentration oder davon abgeleiteten Werten vorgenommen werden, ebenso ist eine zeitliche Filterung mit einem Überwachungszeitfenster möglich. Das Überwachungszeitfenster kann beispielsweise derart gestaltet sein, dass Wertänderungen der CO₂-Konzentration für eine gewisse Zeit andauern müssen, bevor Wechsel in oder aus dem Betrieb des Beatmungsgerätes mit einer Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durchgeführt werden oder Meldungen (**Fig. 4**) an den Anwender gegeben werden. Neben der Anpassung der Ausgabe von Meldungen (**Fig. 4**) im Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ist es weiterhin vorteilhaft, dass während einer Druck-kontrollierten Beatmungsform, wie beispielsweise CPAP, BiPAP, PC-PPS, PC-PS, die Regelung nicht auf die Änderungen im gemessenen Beatmungsdruck (**Fig. 2**) reagiert, welche durch die Herz-Druck-Massage (HDM) hervorgerufen werden. Dazu wird im Betrieb des Beatmungsgerätes **1**, **1'** (**Fig. 1a**, **Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durch geeignete Anpassungs- und Verzögerungselemente **33**, **22** (**Fig. 2**) in vorteilhafter Weise eine Filterung und/oder Verzögerung des gemessenen Beatmungsdrucks vorgenommen. Diese Filterung kann beispielsweise als Amplitudenfilterung, Mittelwertfilterung oder Medianfilterung direkt auf dem gemessenen Wert des Beatmungsdrucks (**Fig. 2**) oder davon abgeleiteten Werten, sowie auch im weiteren Verlauf der Signalverarbeitung, beispielsweise vor oder in einer Rückführung in den Regelkreis vorgenommen werden. Ebenso ist eine zeitliche Filterung mit einem Überwachungszeitfenster möglich. Das Überwachungszeitfenster kann beispielsweise derart gestaltet sein, dass Wertänderungen dP **35** (**Fig. 2**) des Beatmungsdrucks für eine gewisse Zeit andauern müssen, bevor eine Nachregelung (**Fig. 2**) des Beatmungsdrucks durch den Regelkreis erfolgt. Dadurch wird ein Anschwingen, ein Einschwingen oder ein Überschwingen oder gar ein Aufschwingen des Beatmungsdrucks als Reaktion auf die Herz-Druck-Massage (HDM) verhindert.

[0111] Die **Fig. 6** zeigt in Darstellungen **506**, **507**, **508**, **509** jeweils in einem Koordinatensystem von einer Abszisse **740** und von einer Ordinate **730** Zeitverläufe einer Beatmung eines Patienten bei Betrieb eines Beatmungsgerätes mit und ohne eine Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW). Aus der Darstellung ist eine Variation des Beatmungsdrucks bei Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) gegenüber dem Betrieb des Beatmungsgerätes ohne Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ersichtlich. In der Darstellung **506** ist als eine Kurve in gestrichelter Linie ein normaler zeitlicher Verlauf von einem Beatmungsdruck P_N **710** eines maschinell beatmeten Patienten

im Wechsel von Einatmung zu Ausatmung, wie er sich im normalen Betrieb eines Beatmungsgerätes ohne eine Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ergibt. Im normalen Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) ohne Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird der Beatmungsdruck P_N **710** durch eine Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) dadurch geregelt, dass ein durch einen Drucksensor **13** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) erfasster aktueller Wert **610** (**Fig. 4**) des Beatmungsdrucks durch einen Vergleich mit einem ersten vorbestimmten Wert **697, 16** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) einen Stellwert zu einer Ansteuerung ergibt und die Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) auf Basis des Vergleichs ein Expirationsventil **3** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) und ein Inspirationsventil **2** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) so ansteuert, dass der aktuelle Wert **610** des Beatmungsdrucks dem ersten vorbestimmten Wert **697, 16** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) im Wesentlichen entspricht. Der erste vorbestimmte Wert ist dabei im Sinne der vorliegenden nicht nur ein einzelner Wert, auf welchen die Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) regelt, sondern eine zeitliche Abfolge von vorbestimmten Soll-Werten, z. B. in Form einer Beatmungskurve zur Steuerung der Beatmung. In der **Fig. 6** in der Darstellung **507** ist als eine Kurve in durchgezogener ein erster alternativer zeitlicher Verlauf **711** eines Beatmungsdrucks P_{A1} eines maschinell beatmeten Patienten im Wechsel von Einatmung zu Ausatmung gezeigt, wie er sich im Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ergibt. Der Verlauf des normalen Beatmungsdrucks **710** nach der Darstellung **506** ist als Kurve in gestrichelter Linie in dieser Darstellung **507** zur Hervorhebung der Unterschiede zwischen dem ersten alternativen zeitlichen Verlauf **711** und dem normalen zeitlichen Verlauf **710** mit dargestellt. Im Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird der Beatmungsdruck P_A **711** in einer ersten und zweiten Phase (**760, 770**) der Beatmung durch die Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**), ebenso wie zuvor für den normalen Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) beschrieben, auf den ersten vorbestimmten Wert **697, 16** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) ausgeregelt, mit der Besonderheit, dass von der Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) das Expirationsventil **3** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) und das Inspirationsventil **2** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) in besonderer Weise so angesteuert werden, dass sich am Anfang der ersten Phase **760** der Beatmung, der Expirationsphase, ein um einen zweiten vorbestimmten Wert **698** erhöhter Druck P_H **722** ergibt und, in dass sich am Anfang der zweiten Phase **770** der Beatmung, der Inspirationsphase, ein um einen dritten vorbestimmten Wert **699** erniedrigter Druck P_L **723** ergibt. Zusätzlich ist in der **Fig. 6** in einer Darstellung **508** als eine Kurve in durchgezogener ein zweiter alternativer zeitlicher Verlauf **712** eines Beatmungsdrucks P_{A2} eines maschinell beatmeten Patienten im Wechsel von Einatmung zu Ausatmung gezeigt, wie er sich im Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ergibt. Der Verlauf des normalen Beatmungsdrucks **710** nach der Darstellung **506** ist als Kurve in gestrichelter Linie in dieser Darstellung **508** zur Hervorhebung der Unterschiede zwischen dem zweiten alternativen zeitlichen Verlauf **712** und dem normalen zeitlichen Verlauf **710** mit dargestellt. Im Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) wird der Beatmungsdruck P_A **712** in einer ersten und zweiten Phase (**760, 770**) der Beatmung durch die Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**), ebenso wie zuvor für den normalen Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) beschrieben, auf den ersten vorbestimmten Wert **697, 16** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) ausgeregelt, mit der Besonderheit, dass von der Steuerungs- und Regeleinheit **7** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) das Expirationsventil **3** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) und das Inspirationsventil **2** (**Fig. 1a, Fig. 1b**) in besonderer Weise so angesteuert werden, dass sich am Anfang der ersten Phase **760** der Beatmung, der Expirationsphase, eine um einen zweiten vorbestimmten Zeit-Wert **766** zeitlich verlängerte Phase erste **760'** ergibt und, dass sich am Anfang der zweiten Phase **770** der Beatmung, der Inspirationsphase, eine um einen dritten vorbestimmten Zeit-Wert **777** zeitlich verschobene zweite Phase **770'** ergibt. Weiterhin ist in der **Fig. 6** in einer Darstellung **509** als eine Kurve in durchgezogener ein dritter alternativer zeitlicher Verlauf **713** eines Beatmungsdrucks P_{A3} eines maschinell beatmeten Patienten gezeigt, wie er sich aus einer Kombination des ersten alternativen Verlaufs **711** aus der Darstellung **507** und des zweiten Alternativen Verlaufs **712** aus der Darstellung **508** im Betrieb eines Beatmungsgerätes mit Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) ergibt. Der Verlauf des normalen Beatmungsdrucks **710** nach der Darstellung **506** ist als Kurve in gestrichelter Linie in dieser Darstellung **509** zur Hervorhebung der Unterschiede zwischen dem dritten alternativen zeitlichen Verlauf **713** und dem normalen zeitlichen Verlauf **710** mit dargestellt.

[0112] Die **Fig. 7a** zeigt in einer schematischen Übersicht ein Medizinisches System **1590** mit einem Beatmungsgerät **1, 1'** nach **Fig. 1a** oder **Fig. 1b** und mit einem Unterstützungsgerät **1500** zur automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM). Das Unterstützungsgerät **1500** ist mittels eines Kompressionselementes **1550** mit einem Brustkorb **1470** eines Patienten **47** verbunden. Das Unterstützungsgerät **1500** ist über eine Sensor- und Daten-Schnittstelle **30** mit dem Beatmungsgerät **1, 1'** verbunden. Das Unterstützungsgerät **1500** leitet über die Sensor- und Daten-Schnittstelle **30** ein Steuersignal **1560** an das Beatmungsgerät **1, 1'** um das Beatmungsgerät **1, 1'** in einen Pausenzustand zu versetzen oder einen Betrieb des Beatmungsgerätes **1, 1'** mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten oder zu beenden oder um eine Änderung einer Alarmgebung am Beatmungsgerät **1, 1'** zu bewirken. Das Beatmungsgerät **1, 1'** ist in

der Lage, mittels eines weiteren Steuersignals **1550** das Unterstutzungsgerat **1500** in einen Pausenzustand zu versetzen.

[0113] Die **Fig. 7b** zeigt schematisch ein Medizinisches System **1690** mit einem Beatmungsgerat **1, 1'** nach **Fig. 1a** oder **Fig. 1b** und mit einem zu einer Reanimation geeigneten Spannungsgenerator/Defibrillator **1600**. Der Spannungsgenerator **1600** ist mittels Elektroden **1650** mit einem Brustkorb **1470** eines Patienten **47** verbunden. Der Spannungsgenerator **1600** ist über eine Sensor- und Daten-Schnittstelle **30** mit dem Beatmungsgerat **1, 1'** verbunden. Der Spannungsgenerator **1600** leitet über die Sensor- und Daten-Schnittstelle **30** ein Steuersignal **1660** an das Beatmungsgerat **1, 1'** um das Beatmungsgerat **1, 1'** in einen Pausenzustand zu versetzen oder eine um eine Änderung einer Alarmgebung am Beatmungsgerat **1, 1'** zu bewirken.

Bezugszeichenliste

1	Beatmungsgerat
2	Inspiratorische Dosiereinheit, Inspirationsventil,
3	Expiratorische Dosiereinheit, Expirationsventil
4	Anzeige- und Signalgabeeinheit
5	Eingabeeinheit zur Parametereingabe
6	Stellgrößeneingang
7	Steuer- und Regeleinheit
8	Spannungsversorgungseinheit
9	Gasmisch- und Dosiereinheit
10	Darstellung von Komponenten des Beatmungsgerat nach Fig. 1
11	Durchflussmessung/Durchflusssensor
12	Druck- und Durchflussregelung
13, 13'	expiratorische Druckmessung/Drucksensor
14	Sauerstoffdruckflasche
15	Druckreduziereinheit
16	Einstellgrößen
17	Verbindungsstück
21	Daten
22	Anpassungs- und Verzögerungselement Inspiratorisch
23	inspiratorische Druckmessung/Drucksensor
24	Patientennahe Durchflussmessung/Flowsensor
27	Gebläseeinheit, Beatmungsantrieb
29	Sauerstoff-Luft-Misch und Dosierventil
30	Daten-Schnittstelle
31, 31'	Physiologischer Sensor, Kohlendioxid Sensor
32	Absaugleitung
33	Anpassungs- und Verzögerungselement expiratorisch
34	Störgröße Z (HDM/CPR)
35	Druckänderung dP
36	Datenleitung
37	CO ₂ -Analysegerat
38	Beatmungsverlauf
39	erster Atemzyklus
40	folgende Atemzyklen
44	akustisches Signalmittel (Hupe, Sirene, Lautsprecher)
45	optisches Signalmittel
46	Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit
47	Patient
48	Zuleitungen/Schlauchsystem
50	Toleranzbereich
54	kombinierte Anzeige-, Signalgabe- und Eingabeeinheit
55	Schaltelement, Taster
88	Batterien, Speicher für elektrische Energie
89	Lade- und Versorgungselement
90	Schnittstelle für elektrische Energie
91	Inspiratorischer Gasanschluss
92	Expiratorischer Gasanschluss

93	Gasauslass
94	Ejektor
95	Luft-Gaszuführung
96	Sauerstoff-Gaszuführung
300, 300'	Beliebige Beatmungsform
400	Start des Verfahrens zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW)
500	Beendigung des Verfahrens zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW)
501–506	Darstellungen der zeitlichen Verläufe einer maschinellen Beatmung eines Patienten
600	Abfolge von Messsignalen
601–605	Messsignale der Kohlendioxid-Konzentration
610	Verlauf des Beatmungsdrucks
615	Verlauf der HDM-Aktivität
620	Verlauf der CO_2 -Konzentration
621	erster Zeitpunkt T1
622	zweiter Zeitpunkt T2
623	dritter Zeitpunkt T3
624	vierter Zeitpunkt T4
630	Ordinate
640	Abszisse, zeitlich skaliert
645	erster Konzentrationsbereich der CO_2 -Konzentration
650	erster vorbestimmter Schwellwert
655	zweiter Konzentrationsbereich der CO_2 -Konzentration
660	zweiter vorbestimmter Schwellwert
665	dritter Konzentrationsbereich der CO_2 -Konzentration
670	Ordinate
680	Abszisse, zeitlich unskaliert
697	erster vorbestimmter Wert (Druck)
698	zweiter vorbestimmter Wert (Druck)
699	dritter vorbestimmter Wert (Druck)
701	erste Meldung
702	zweite Meldung
703	dritte Meldung
710	Normaler zeitlicher Verlauf des Beatmungsdrucks P_N
711	erster alternativer zeitlicher Verlauf des Beatmungsdrucks P_A
712	zweiter alternativer zeitlicher Verlauf des Beatmungsdrucks P_A
713	dritter alternativer zeitlicher Verlauf des Beatmungsdrucks P_A
722	erhöhter Beatmungsdruck P_H
723	erniedrigter Beatmungsdruck P_L
740	Abszisse
730	Ordinate
760, 760'	erste Phase der Beatmung
766	zweiter vorbestimmter Zeit-Wert
770, 770'	zweite Phase der Beatmung
777	dritte vorbestimmte Zeit-Wert
1000	Ablauf des Verfahrens zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW)
1001–1005	Phasen des Ablaufs 1000 des Verfahrens zur Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW)
1101	erste Anwender-Interaktion
1102	zweite Anwender-Interaktion
1470	Brustkorb des Patienten 47
1500	Unterstützungsgerät zur automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM)
1550, 1560, 1660	Steuersignale

1580

Kompressionselement

1600

Spannungsgenerator/Defibrillator

1650

Elektroden

1490, 1590, 1690

Varianten eines Medizinischen Systems

ZITATE ENHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 4007361 A1 [0002]
- DE 20315975 U1 [0002]
- DE 8418594 U1 [0002]
- US 2006111749 A1 [0003]
- US 2004058305 A1 [0004]
- US 8151790 [0005]
- EP 0029352 B1 [0006]
- US 6155257 [0007]
- EP 0509773 B1 [0009]

Patentansprüche

1. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1')
 - mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (2),
 - mit einer Expiratorischen Dosiereinheit (3),
 - mit einer Steuerungs- und Regeleinheit (7),
 - mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (46) zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen,
 - mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (4, 5, 54) zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender,
 - mit mindestens einem Drucksensor (13, 13'), mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (30),
 - mit einem Schlauchsystem (48) zur Luft-führenden Verbindung (91, 92) des Beatmungsgerätes (1, 1') mit einem Patienten (47),
 wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist,
 - fortlaufend einen aktuellen Wert (610) eines Beatmungsdrucks mittels des mindestens einen Drucksensors (13, 13') zu erfassen,
 - fortlaufend den aktuellen Wert des Beatmungsdrucks (610) mit einem ersten vorbestimmten Wert (16) zu vergleichen und
 - die Expiratorische Dosiereinheit so anzusteuern, dass der aktuelle Wert (610) des Beatmungsdrucks (610) dem ersten vorbestimmten Wert (16) entspricht und
 wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist,
 - die Expiratorische Dosiereinheit (3) und die Inspiratorische Dosiereinheit (2) so anzusteuern, dass in einer ersten Phase der aktuelle Wert (610) des Beatmungsdrucks (610) gegenüber einem ersten vorbestimmten Wert (16) um einen zweiten vorbestimmten Wert (698) erhöht ist und
 wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist,
 - die Expiratorische Dosiereinheit (3) und die Inspiratorische Dosiereinheit (2) so anzusteuern, dass in einer zweiten Phase der aktuelle Wert (610) des Beatmungsdrucks (610) gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert (16) um einen dritten vorbestimmten Wert (699) erniedrigt ist.

2. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1')
 - mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (2),
 - mit einer Expiratorischen Dosiereinheit (3),
 - mit einer Steuerungs- und Regeleinheit (7),
 - mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (46),
 - mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (4, 5, 54) zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender,
 - mit mindestens einem Drucksensor (13, 13'),
 - mit mindestens einem weiteren Sensor (31, 31', 24, 11),
 - mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (30),
 - mit einem Schlauchsystem (48) zur Luft-führenden Verbindung (91, 92) des Beatmungsgerätes (1, 1') mit einem Patienten (47),
 wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist,

Signale des mindestens einen Drucksensors (13, 13') und des mindestens einen weiteren Sensors (31, 31', 24, 11) zu empfangen und auszuwerten und aus dem Signal des mindestens einen Drucksensors (13, 13') und/oder des mindestens einen weiteren Sensors (31, 31', 24, 11) und/oder den zeitlichen Verläufen der Signale des mindestens einen Drucksensors (13, 13') oder des mindestens einen weiteren Sensors (31, 31', 24, 11) mindestens ein Anzeichen (HDM-Activity) zu ermitteln, ob eine Herz-Druck-Massage (HDM) am Patienten (47) appliziert wird.

3. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, zur Bestimmung mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich einer Durchführung einer Herz-Druck-Massage (HDM),

das Signal des mindestens einen weiteren Sensors (31, 31', 11, 24) und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen weiteren Sensors (31, 31', 11, 24) und/oder das Signal des mindestens eines Drucksensors (13, 13') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors (13, 13') auszuwerten.

4. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 2 bis 3, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, das Signal des mindestens einen Drucksensors (13, 13') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors (13, 13') derart auszuwerten, eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und einen Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten.

5. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 2 bis 3, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, das Signal des mindestens einen Drucksensors (13, 13') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors (13, 13') derart auszuwerten, eine Beendigung einer Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und einen Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu beenden.

6. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 2 bis 3, wobei der mindestens eine weitere Sensor als ein physiologischer Sensor (31, 31') ausgeführt ist.

7. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach Anspruch 6, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, zur Bestimmung mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM),

- ein Signal des mindestens eines Physiologischen Sensors (31, 31')
- und/oder einen zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') auszuwerten.

8. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach Anspruch 6, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist,

- das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') auszuwerten,
- bei einer Unterschreitung eines ersten vorbestimmten Schwellwertes einen Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten und/oder wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist,
- das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') auszuwerten,
- bei einer Überschreitung eines zweiten vorbestimmten Schwellwertes einen Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu beenden.

9. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 2 bis 8, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') und/oder das Signal des mindestens einen Drucksensors (13, 13') und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors (13, 13') auszuwerten, einen Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten oder zu beenden.

10. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 6 bis 9, wobei die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (46) in Verbindung mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit (4) und der Steuer- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') derart auszuwerten, dass bei einer Unterschreitung eines ersten vorbestimmten Schwellwertes (650) und/oder das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31') derart auszuwerten, dass bei einer Überschreitung eines zweiten vorbestimmten Schwellwertes (660) eine Meldung (701, 702, 703) an den Anwender ausgegeben wird.

11. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 2 bis 3, wobei der mindestens eine weitere Sensor als ein Durchflusssensor (11, 24) ausgeführt ist.

12. Medizinisches Beatmungsgerät (1, 1') nach einem der Ansprüche 2 bis 11 wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (7) ausgebildet ist, dass, zur Bestimmung des mindestens einen Anzeichens (HDM-Activity), ob eine Herz-Druck-Massage (HDM) am Patienten durchgeführt wird und/oder zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM),

- ein Signal des mindestens eines Physiologischen Sensors (31, 31')
- und/oder ein zeitlicher Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors (31, 31'),
- und/oder ein Signal des mindestens einen Drucksensors (13, 13') als ein Beatmungsdruck

- und/oder ein zeitlicher Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors (**13, 13'**) als ein Verlauf des Beatmungsdrucks
- und/oder ein Signal des mindestens einen Durchflusssensors (**11, 24**)
- und/oder einen zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Durchflusssensors (**11, 24**) verwendet wird.

13. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach einem der Ansprüche 2 bis 11, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (**7**) ausgebildet ist, das Signal des mindestens einen Physiologischen Sensors (**31, 31'**) und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Physiologischen Sensors (**31, 31'**) und/oder das Signal des mindestens einen Drucksensors (**13, 13'**) und/oder den zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Drucksensors (**13, 13'**) und/oder ein Signal des mindestens einen Durchflusssensors (**11, 24**) und/oder einen zeitlichen Verlauf des Signals des mindestens einen Durchflusssensors (**11, 24**) auszuwerten, einen Betrieb eines Beatmungsgerätes (**1, 1'**) mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten oder zu beenden.

14. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach einem der Ansprüche 2, 3, 7 oder 12, wobei die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) in Verbindung mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit (**4**) und der Steuerungs- und Regeleinheit (**7**) ausgebildet ist, das mindestens eine Anzeichen (HDM-Activity) und/oder das mindestens eine Qualitätsmaß (QIndex-HDM) an den Anwender auszugeben.

15. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach Anspruch 1 oder nach Anspruch 2, wobei die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) gemeinsam mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit (**4**) und der Steuerungs- und Regeleinheit (**7**) ausgebildet ist, eine Alarmgebung am Beatmungsgerät (**1, 1'**) zu verändern.

16. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach Anspruch 15, wobei die Veränderung der Alarmgebung bewirkt, Alarmgrenzen am Beatmungsgerät (**1, 1'**) auf Basis von ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen zu verändern und/oder eine Ausgabe mindestens eines Alarms für mindestens einen Messwert oder für mindestens eine Messgröße oder mindestens ein Ereignis zu verzögern oder zu unterdrücken oder die Ausgabe des mindestens einen Alarms für den mindestens einen Messwert oder für die mindestens eine Messgröße oder das mindestens eine Ereignis in der Alarmlautstärke zu variieren.

17. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach Anspruch 6, wobei der Physiologische Sensor (**31, 31'**) als ein Sensor (**31, 31'**) zu einer Erfassung und Bestimmung einer Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas des Patienten (**47**) und/oder als ein Sensor (**31, 31'**) zu einer Erfassung und Bestimmung eines Sauerstoff-Partialdrucks im Blut des Patienten (**47**) ausgebildet ist.

18. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach Anspruch 11, wobei der Durchflusssensor (**11, 24**) als ein Inspiratorischer Durchflusssensor (**11**) oder als ein expiratorischer Durchflusssensor (**11**) oder als ein Patientennaher Durchflusssensor (**24**) ausgebildet ist.

19. Medizinisches Beatmungsgerät (**1, 1'**) nach einem der Ansprüche 11, 12, 17 oder 18, wobei die Steuerungs- und Regeleinheit (**7**) ausgebildet ist, aus dem Signal des Durchflusssensors (**11, 24**) und dem Signal des Sensors (**31, 31'**) zu einer Erfassung und Bestimmung einer Kohlendioxid-Konzentration im Atemgas des Patienten (**47**) ein Minuten-Volumen an Kohlendioxid (MVCO₂) zu ermitteln und das Minuten-Volumen an Kohlendioxid (MVCO₂) zur Bestimmung des mindestens einen Anzeichens (HDM-Activity), ob eine Herz-Druck-Massage (HDM) am Patienten durchgeführt wird und/oder zur Bestimmung des mindestens einen Qualitätsmaßes (QIndex-HDM) hinsichtlich der Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM) auszuwerten.

20. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (**1, 1'**) mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (**2**), einer Expiratorischen Dosiereinheit (**3**), einer Steuerungs- und Regeleinheit (**7**), einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (**4, 5, 54**) zur Ausgabe von Anzeigewerten, Alarmen und Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender, mindestens einem Drucksensor (**13, 13'**), mindestens einem weiteren Sensor (**31, 31'**), einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen, einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (**30**),

- wobei in einer sich kontinuierlich wiederholenden Abfolge von mindestens zwei Phasen (**760, 770**) ein für einen Atemwegsdruck des Patienten (**47**) repräsentativer aktueller Beatmungsdruck (**610**) fortlaufend mittels des mindestens einen Drucksensors (**13**) erfasst wird,
- wobei in der Steuerungs- und Regelungseinheit (**7**) der aktuelle Wert (**610**) mit einem ersten vorbestimmten Wert (**16**) verglichen wird, und

- wobei die Steuerungs- und Regelungseinheit (7) die Expiratorische Dosiereinheit (3) so ansteuert, dass der aktuelle Wert (610) dem ersten vorbestimmten Wert (697, 16) entspricht,
- wobei der Beatmungsdruck (610) in einer ersten Phase (760) der Beatmung gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert (697, 16) um einen zweiten vorbestimmten Wert (698) erhöht ist und
- wobei der Beatmungsdruck (610) in einer zweiten Phase (770) der Beatmung gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert (697, 16) um einen dritten vorbestimmten Wert (699) erniedrigt ist.

21. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 20, wobei die erste Phase (760) der Beatmung zumindest teilweise der Ausatemphase (Expirationsphase) und wobei die zweite Phase (770) der Beatmung zumindest teilweise der Einatemphase (Inspirationsphase) entspricht.

22. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 20 oder Anspruch 21, wobei
- sich die mindestens die zwei Phasen (760, 770) der Beatmung sich zu insgesamt vier Phasen der Beatmung aufteilen,
 - wobei sich die erste Phase (760) in eine erste Teilphase der Beatmung und in eine zweite Teilphase der Beatmung aufteilt,
 - wobei die erste Teilphase der Beatmung zeitlich vor der zweiten Teilphase der Beatmung stattfindet,
 - wobei sich die zweite Phase (770) der Beatmung in eine dritte Teilphase der Beatmung und in eine vierte Teilphase der Beatmung aufteilt und
 - wobei die dritte Teilphase der Beatmung zeitlich vor der vierten Teilphase der Beatmung stattfindet.

23. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 21 oder Anspruch 22, wobei der Beatmungsdruck (610) in der ersten Teilphase der Beatmung gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert (697, 16) um den zweiten vorbestimmten Wert (698) erhöht ist und wobei der Beatmungsdruck (610) in der dritten Teilphase der Beatmung gegenüber dem ersten vorbestimmten Wert (697, 16) um den dritten vorbestimmten Wert (699) erniedrigt ist.

24. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 21 oder Anspruch 22, wobei eine Erhöhung (698) eines anfänglichen expiratorischen Druckniveaus (697) und eine Vergrößerung eines mit Luft ausgefüllten Volumens der Lunge des Patienten (47) dadurch bewirkt werden, indem der Beatmungsdruck (610) zu Beginn der Ausatemphase (760) dadurch erhöht wird, dass ein Drucksollwert im Druck-Regelkreis der maschinellen Beatmung am Beginn der Ausatemphase (760) kurzzeitig erhöht wird.

25. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 21 oder Anspruch 22, wobei die Erhöhung (698) des anfänglichen expiratorischen Druckniveaus (697) und die Vergrößerung des mit Luft ausgefüllten Volumens der Lunge des Patienten (47) bewirkt werden, indem der Beatmungsdruck (610) zu Beginn der Ausatmung (760) dadurch erhöht wird, dass eine Öffnung des Expirationsventils (3) am Beginn der Ausatemphase (760) zeitlich verzögert wird.

26. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 21 oder Anspruch 22, wobei eine Erniedrigung (699) eines anfänglichen inspiratorischen Druckniveaus (697) dadurch bewirkt wird, indem der Beatmungsdruck (610) zu Beginn der Einatemphase (770) dadurch erniedrigt wird, dass eine Öffnung des Inspirationsventils (2) am Beginn der Einatemphase (770) zeitlich verzögert wird.

27. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 20, wobei der Betrieb des Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durch ein Mittel zur Aktivierung eingeschaltet und/oder ausgeschaltet wird.

28. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 20, wobei der Betrieb des Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) durch ein externes Signal eingeschaltet und/oder ausgeschaltet wird.

29. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 20, wobei mindestens ein Physiologisches Signal (31, 31') als ein für die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) relevanter Parameter ausgewertet wird, ein Qualitätsmaß (QIndex-HDM) für die Durchführung der Herz-Druck-Massage (HDM) zu ermitteln.

30. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (1, 1') nach Anspruch 20, wobei das mindestens eine Physiologisches Signal (31, 31') ausgewertet wird, den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten und/oder zu beenden.

31. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (**1, 1'**) nach Anspruch 20, wobei ein Beatmungsdruck und/oder ein zeitlicher Verlauf des Beatmungsdrucks ausgewertet werden, eine aktuell applizierte Herz-Druck-Massage (HDM) zu erkennen und den Betrieb des Beatmungsgerätes mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) automatisch zu starten und/oder zu beenden.

32. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (**1, 1'**) nach Anspruch 20, wobei das mindestens eine Physiologisches Signal (**31, 31'**) einem Signal einer aktuellen Sauerstoffsättigung (SPO₂), einem Signal einer aktuellen Kohlendioxidkonzentration (CO₂) in der Ausatemluft eines Patienten (**47**), oder einem Signal einer Sauerstoffkonzentration (O₂) in der Lunge oder in der Ausatemluft eines Patienten entspricht.

33. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (**1, 1'**) mit einer Unterstützung einer Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (**2**), einer Expiratorischen Dosiereinheit (**3**), einer Steuerungs- und Regeleinheit (**7**), einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (**4, 5, 54**) zur Ausgabe von Anzeigewerten, Alarmen und Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender, mit mindestens einem Drucksensor (**13**), einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen, einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (**30**), wobei eine Alarm- und Signalbewertung (**46**) in einer Weise an die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die Herz-Druck-Massage (HDM) angepasst ist, dass Vorgabewerte oder Alarmgrenzen einer Alarmierung der durch eine Herz-Druck-Massage (HDM) beeinflussten Messwerte im Falle einer oberen Alarmgrenze angehoben werden und wobei die Alarm- und Signalbewertung (**46**) in einer Weise an die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die Herz-Druck-Massage (HDM) angepasst ist, dass Vorgabewerte oder Alarmgrenzen der durch die Herz-Druck-Massage (HDM) beeinflussten Messwerte im Falle einer unteren Alarmgrenze abgesenkt werden und wobei die Alarm- und Signalbewertung (**46**) in einer Weise an die Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) und die Herz-Druck-Massage (HDM) angepasst ist, dass ein Toleranzfeld der Alarmierung in den Grenzen nach oben und unten erweitert wird.

34. Verfahren zum Betrieb eines Beatmungsgerätes (**1, 1'**) nach Anspruch 33, wobei für mindestens einen Messwert oder für mindestens eine Messgröße oder für mindestens ein Ereignis eine Alarmierung mindestens einer Signalgabe zeitlich verzögert und/oder teilweise oder vollständig ausgesetzt wird und/oder eine akustische Alarmierung teilweise oder vollständig ausgesetzt oder zeitlich verzögert wird.

35. Medizinisches System (**1490**) umfassend ein Beatmungsgerät (**1, 1'**)

- mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (**2**),
 - mit einer Expiratorischen Dosiereinheit (**3**),
 - mit einer Steuerungs- und Regeleinheit (**7**),
 - mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen,
 - mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (**4, 5, 54**) zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender,
 - mit mindestens einem Drucksensor (**13, 31'**),
 - mit mindestens einem weiteren Sensor (**31, 31', 24, 11**),
 - mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (**30**),
 - mit einem Schlauchsystem (**48**) zur Luft-führenden Verbindung (**91, 92**) des Beatmungsgerätes (**1, 1'**) mit einem Patienten (**47**),
- weiterhin umfassend
- mindestens ein Physiologisches Überwachungsgerät (**31, 31'**),
- wobei das Physiologische Überwachungsgerät (**31, 31'**) über die Sensor- und Daten-Schnittstelle (**30**) mit dem Beatmungsgerät (**1, 1'**) verbunden ist,
- wobei die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) gemeinsam mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit (**4**) und der Steuerungs- und Regeleinheit (**7**) ausgebildet ist, mindestens eine Alarmgebung am Beatmungsgerät (**1, 1'**) zu verändern und wobei die Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (**46**) gemeinsam mit der Anzeige- und Signalgabeeinheit (**4**), der Steuerungs- und Regeleinheit (**7**) und der Datenschnittstelle (**30**) ausgebildet ist, mindestens eine Alarmgebung am Physiologischen Überwachungsgerät (**31, 31'**) zu verändern.

36. Medizinisches System (**1590**) umfassend ein Beatmungsgerät (**1, 1'**)

- mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (**2**),

- mit einer Expiratorischen Dosiereinheit (3),
- mit einer Steuerungs- und Regeleinheit (7),
- mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (46) zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen,
- mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (4, 5, 54) zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender,
- mit mindestens einem Drucksensor (13, 31'),
- mit mindestens einem weiteren Sensor (31, 31', 24, 11),
- mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (30),
- mit einem Schlauchsystem (48) zur Luft-führenden Verbindung (91, 92) des Beatmungsgerätes (1, 1') mit einem Patienten (47),

weiterhin umfassend

- ein Unterstützungs-Gerät (1500) zu einer automatischen Durchführung einer Herzdruckmassage (HDM) auf einem Brustkorb (1470) eines Patienten (47),

wobei das Unterstützungs-Gerät (1500') über die Sensor- und Daten-Schnittstelle (30) mit dem Beatmungsgerät (1, 1') verbunden ist,

wobei das Unterstützungs-Gerät (1500) ausgebildet ist, mittels der Sensor- und Daten-Schnittstelle (30) dem Beatmungsgerät (1, 1') eine Zustands-Information hinsichtlich einer aktuellen Durchführung einer Herz-Druck-Massage (HDM) zur Verfügung zu stellen und einen Betrieb des Beatmungsgerätes (1, 1') mit Unterstützung der Herz-Lungen-Wiederbelebung (HLW) zu starten oder zu beenden oder das Beatmungsgerät (1, 1') in einen zeitweiligen Pausenzustand zu versetzen.

37. Medizinisches System (1590) nach Anspruch 36, wobei das Beatmungsgerät (1, 1') ausgebildet ist, das Unterstützungs-Gerät (1500) zeitweilig in einen Pausenzustand zu versetzen.

38. Medizinisches System (1690) umfassend ein Beatmungsgerät (1, 1')

- mit einer Inspiratorischen Dosiereinheit (2),
- mit einer Expiratorischen Dosiereinheit (3),
- mit einer Steuerungs- und Regeleinheit (7),
- mit einer Alarmierungs- und Alarmanpassungseinheit (46) zur Überwachung von Schwellwerten und Toleranzbereichen,
- mit einer Anzeige-, Signalgabe- und Bedieneinheit (4, 5, 54) zur Ausgabe von Anzeigewerten, von Alarmen und von Signalen an einen Anwender und zur Eingabe von Einstellwerten durch den Anwender,
- mit mindestens einem Drucksensor (13, 31'),
- mit mindestens einem weiteren Sensor (31, 31', 24, 11),
- mit einer Sensor- und Daten-Schnittstelle (30),
- mit einem Schlauchsystem (48) zur Luft-führenden Verbindung (91, 92) des Beatmungsgerätes (1, 1') mit einem Patienten (47),

weiterhin umfassend einen Spannungsgenerator (1600),

wobei der Spannungsgenerator (1600) mittels mindestens zwei Elektroden (1650) auf einem Brustkorb eines Patienten (47) verbunden ist,

wobei der Spannungsgenerator (1600) ausgebildet ist, mindestens einen zu einer Reanimation geeigneten Spannungsimpuls über die Elektroden (1650) zu dem Patienten (47) zu leiten und wobei der Spannungsgenerator (1600) ausgebildet ist, über die Sensor-Daten-Schnittstelle (30) das Beatmungsgerät (1, 1') zeitweilig in einen Pausenzustand zu versetzen.

39. Medizinisches System (1490, 1590, 1690) nach einem der Ansprüche 35, 36 oder 38, wobei mittels der Sensor-Daten-Schnittstelle (30) mindestens eine Alarmgebung am Beatmungsgerät (1, 1') veränderbar ist.

40. Medizinisches System (1490, 1590, 1690) nach Anspruch 39, wobei die Veränderung der mindestens einen Alarmgebung bewirkt, eine Ausgabe mindestens eines Alarms für mindestens einen Messwert und/oder für mindestens eine Messgröße oder für mindestens ein Ereignis zu verzögern und/oder zu unterdrücken und/oder die Ausgabe des mindestens einen Alarms für den mindestens einen Messwert oder für die mindestens eine Messgröße oder das mindestens eine Ereignis in der Alarmlautstärke zu variieren

41. Medizinisches System nach Anspruch 40, wobei die Veränderung der mindestens einen Alarmgebung bewirkt, dass Alarmgrenzen auf Basis von ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen, im Falle einer oberen

Alarmgrenze angehoben werden und/oder, dass Alarmgrenzen auf Basis von ursprünglich eingestellten Alarmgrenzen, im Falle einer unteren Alarmgrenze abgesenkt werden und sich eine Erweiterung eines Toleranzfeldes für die Alarmierung ergibt.

Es folgen 12 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig.1a

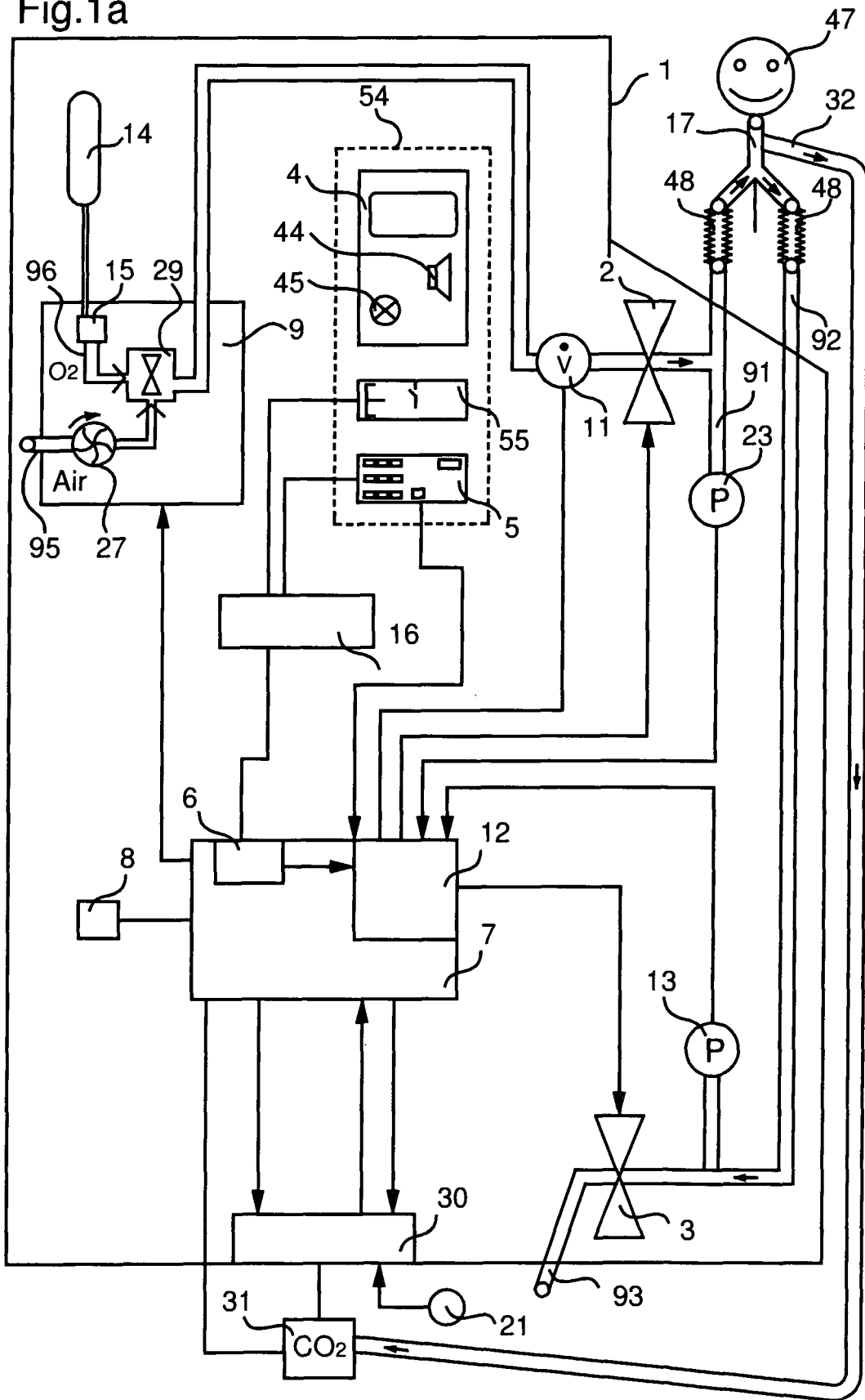
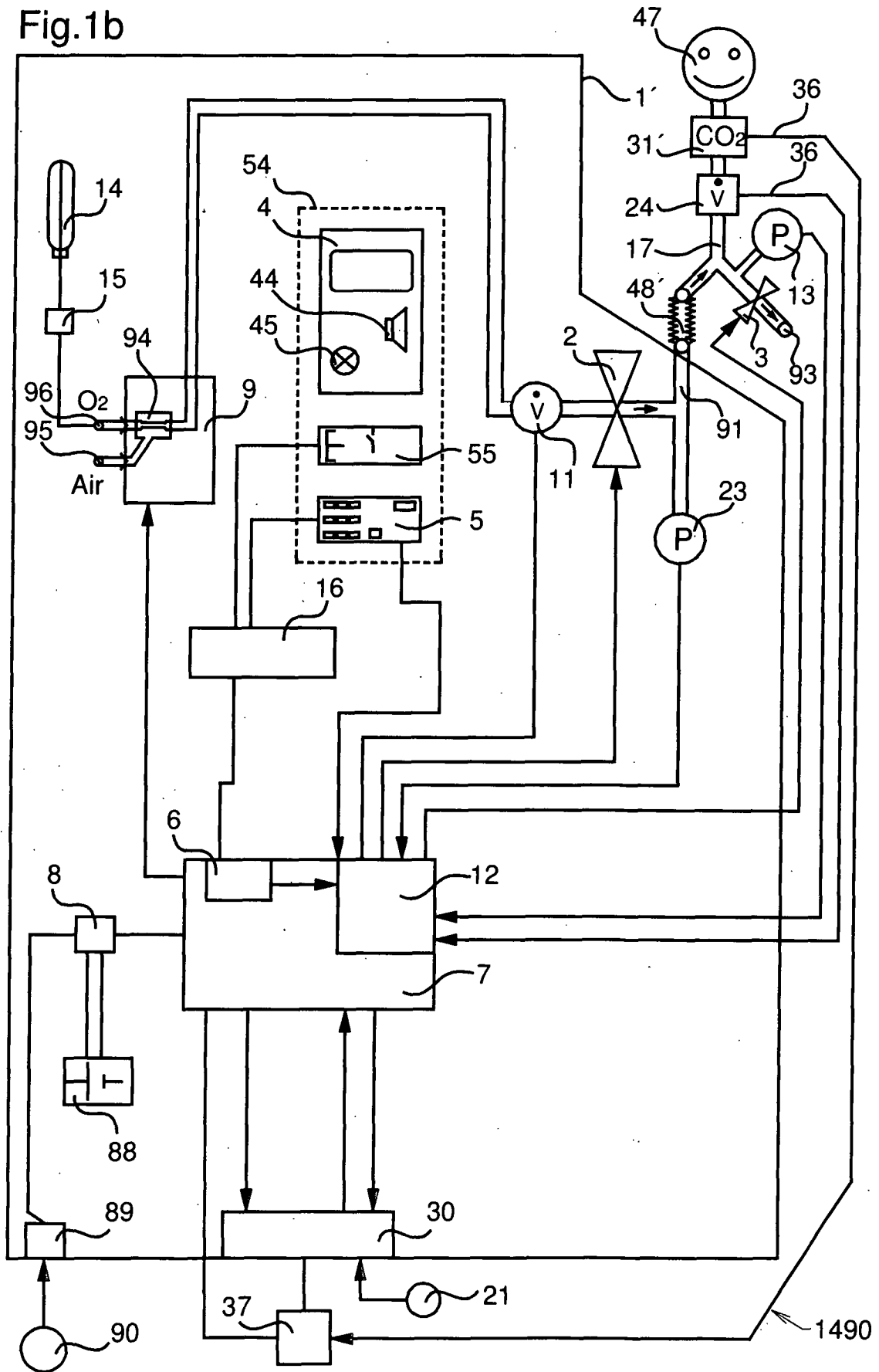


Fig.1b



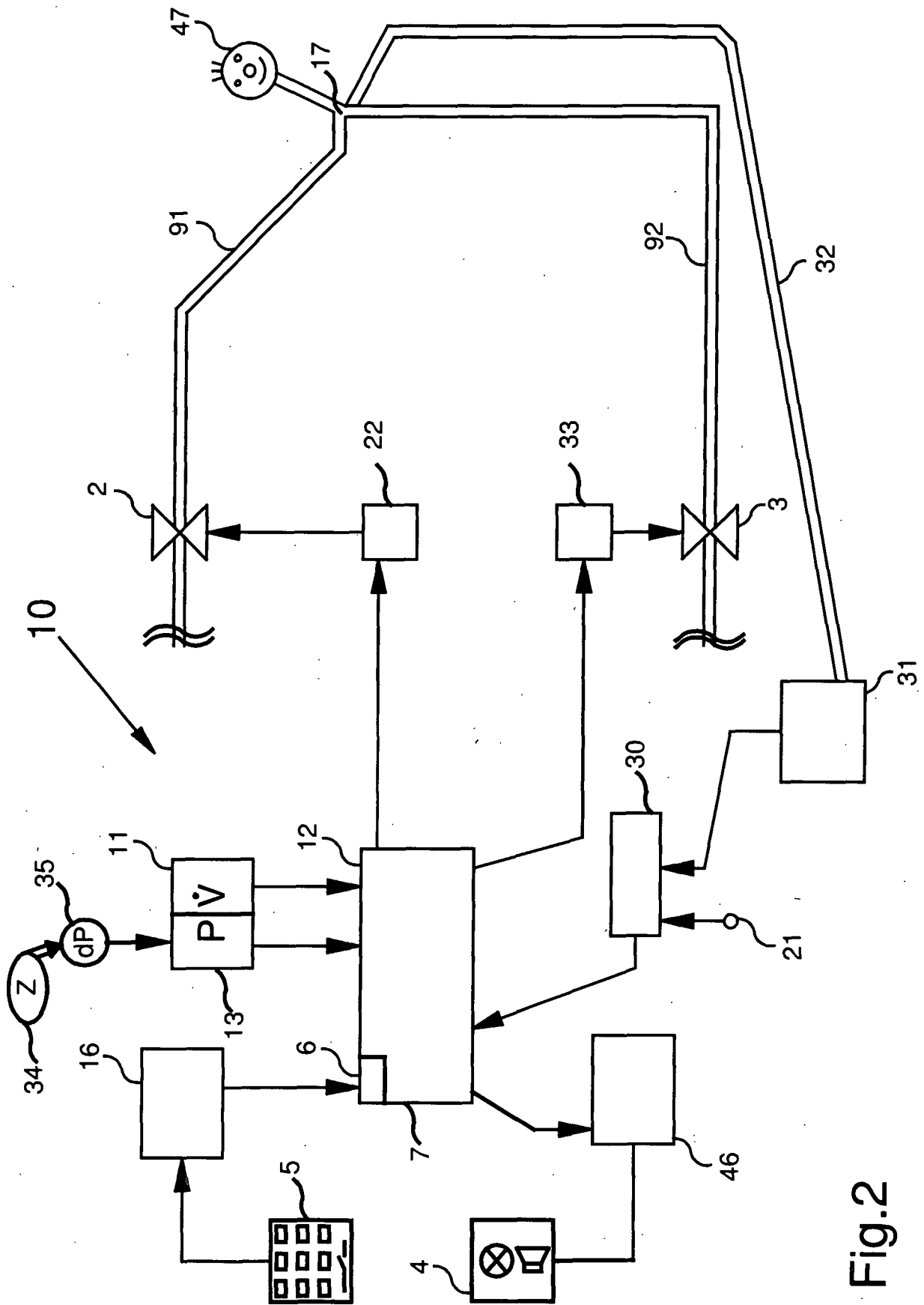


Fig.2

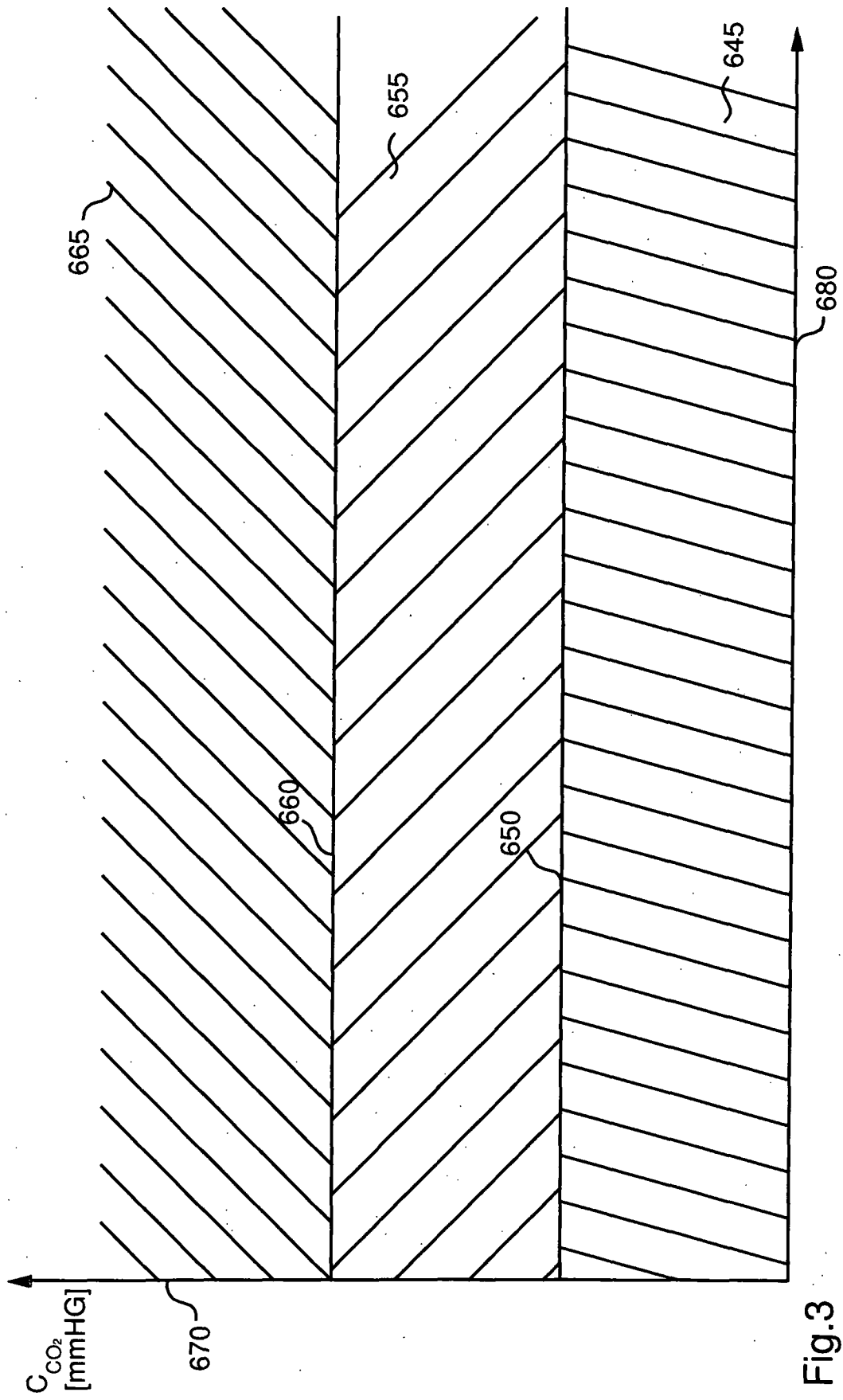


Fig.3

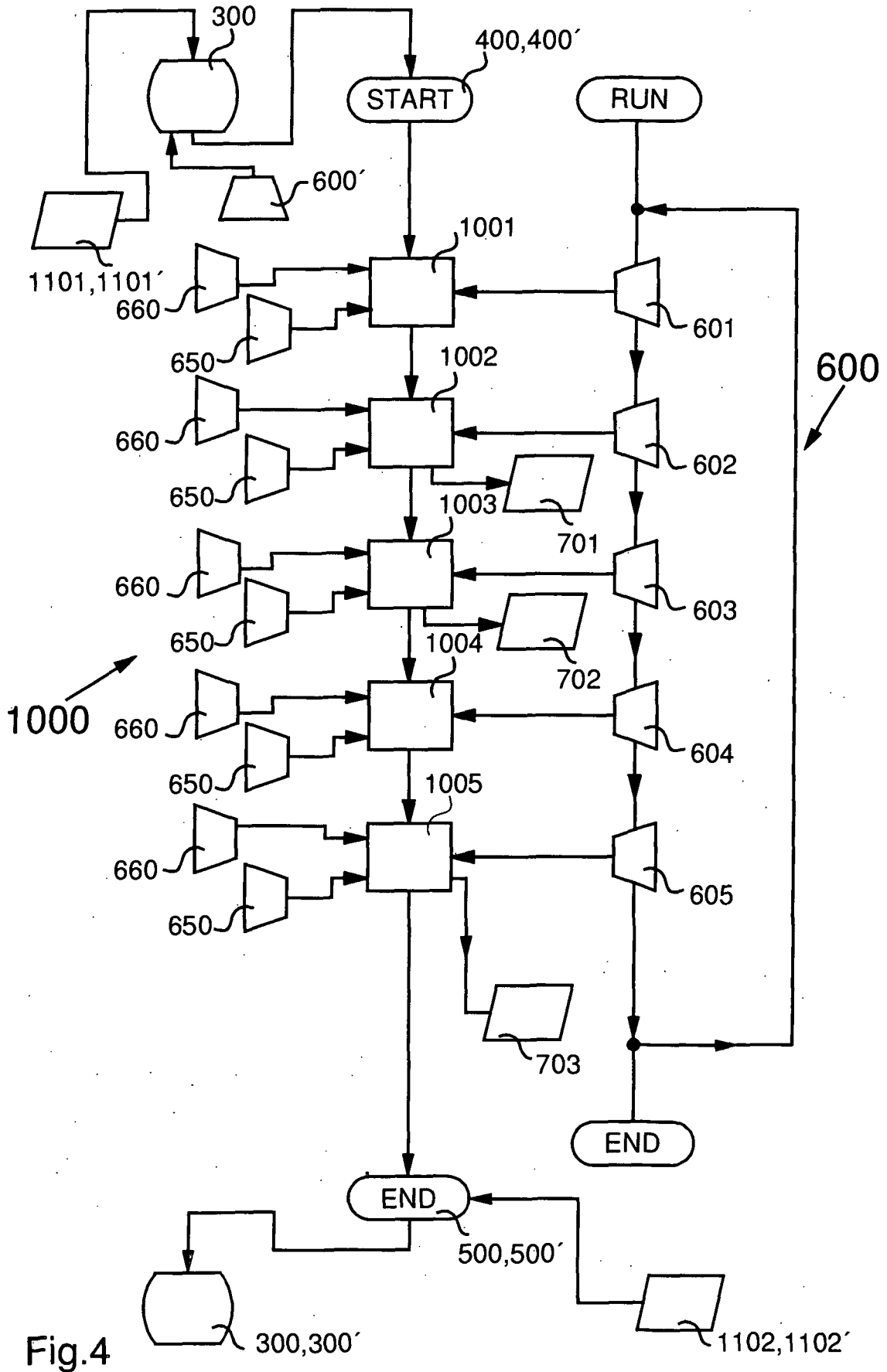


Fig.4

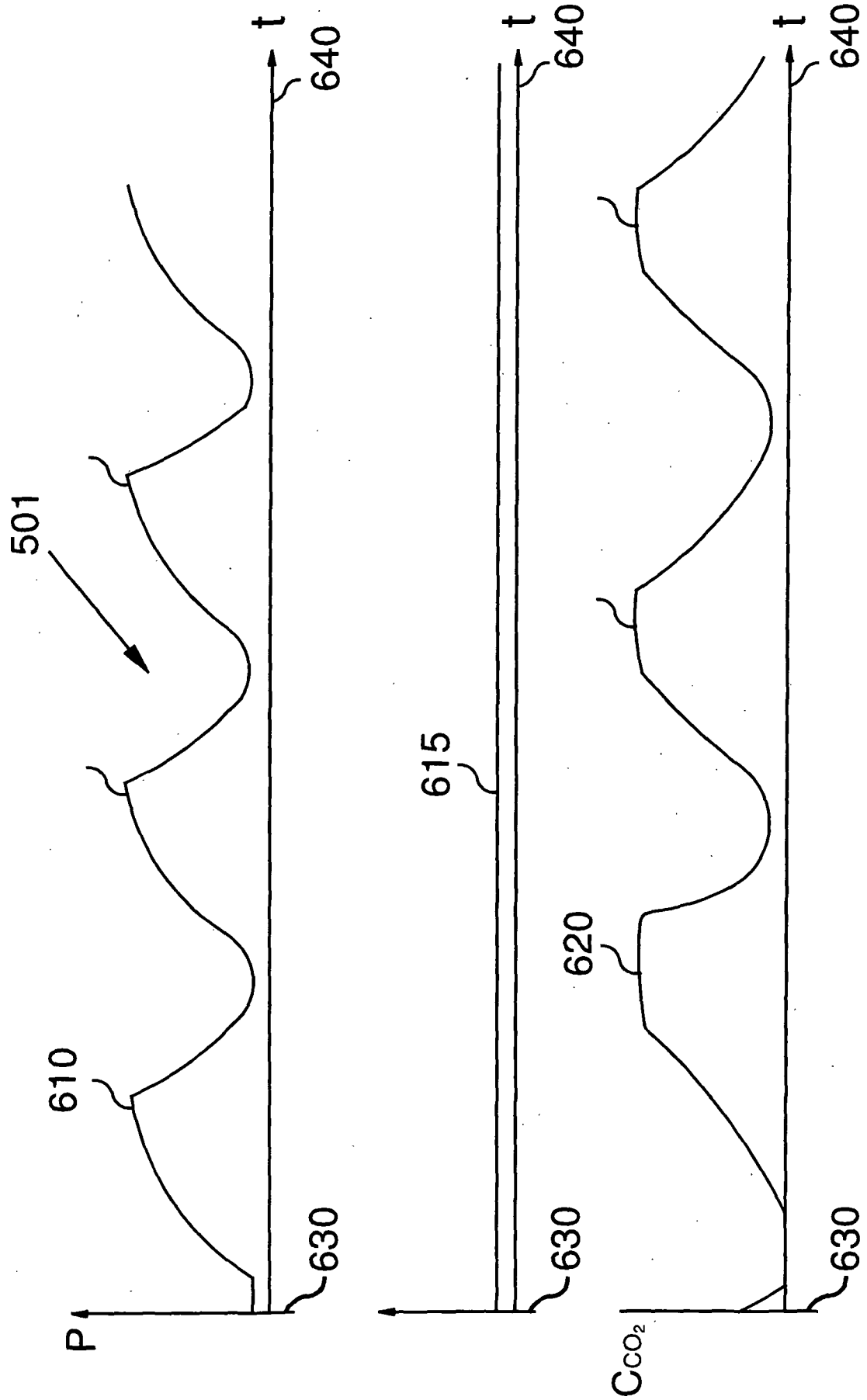


Fig.5a

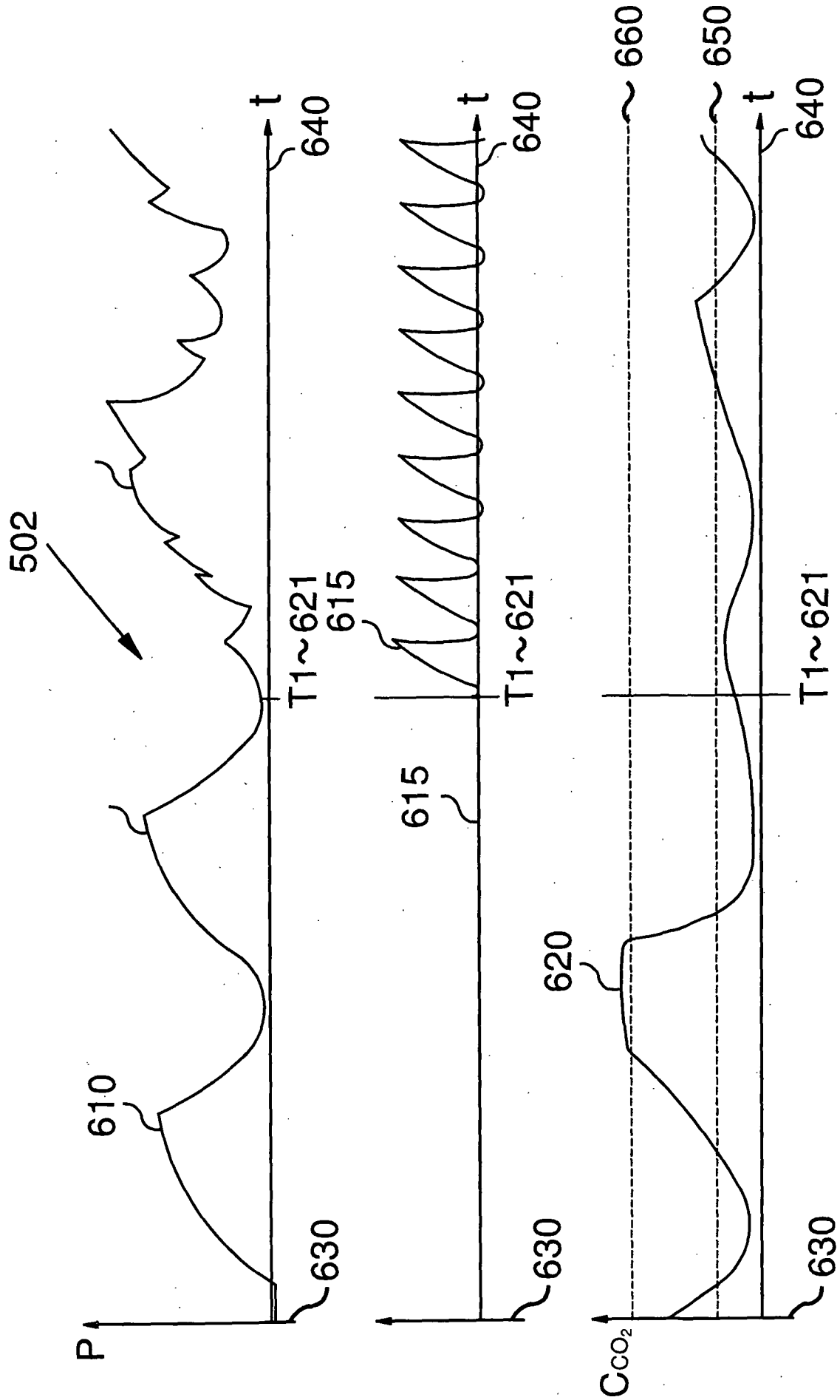


Fig.5b

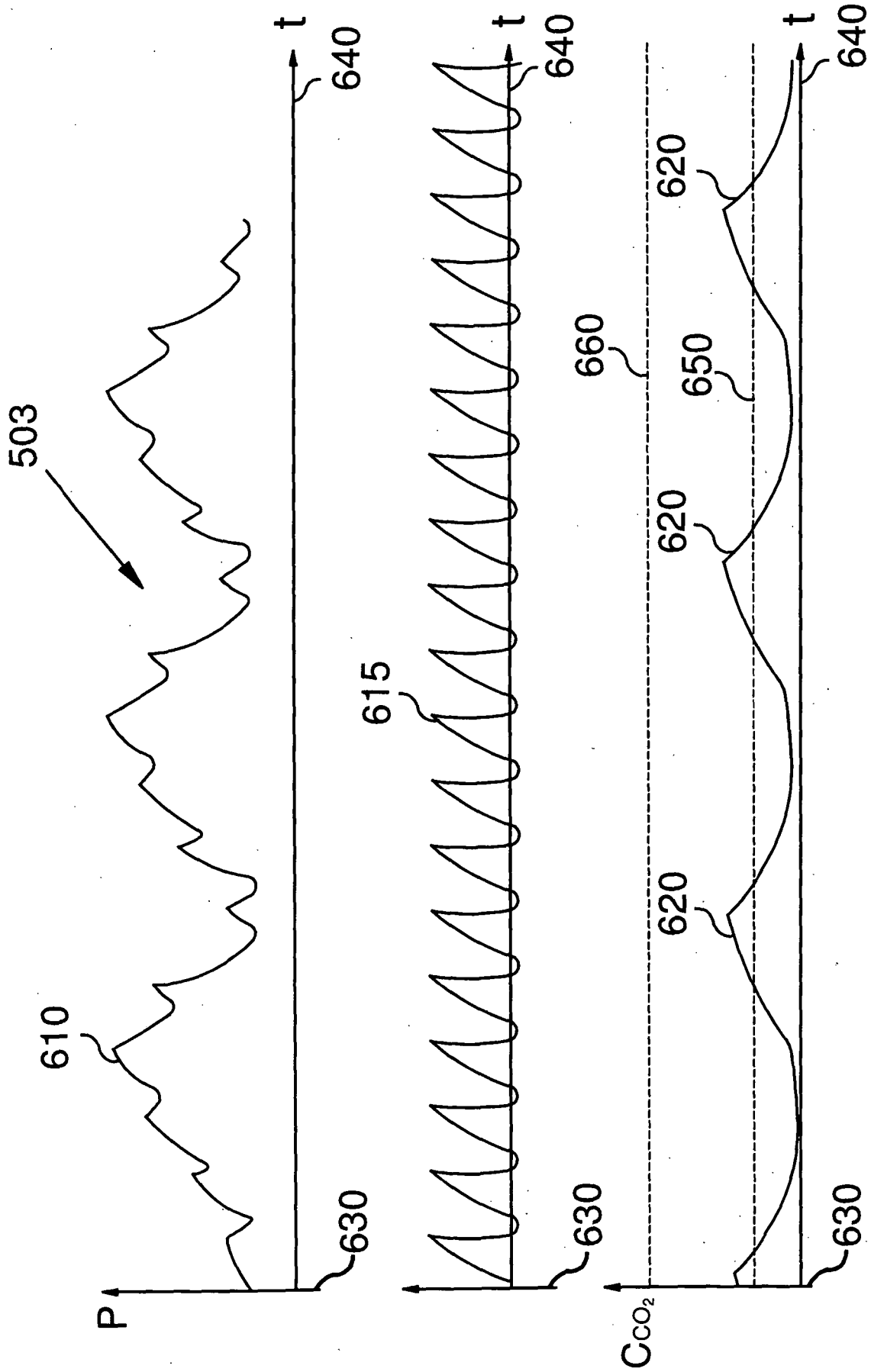


Fig. 5c

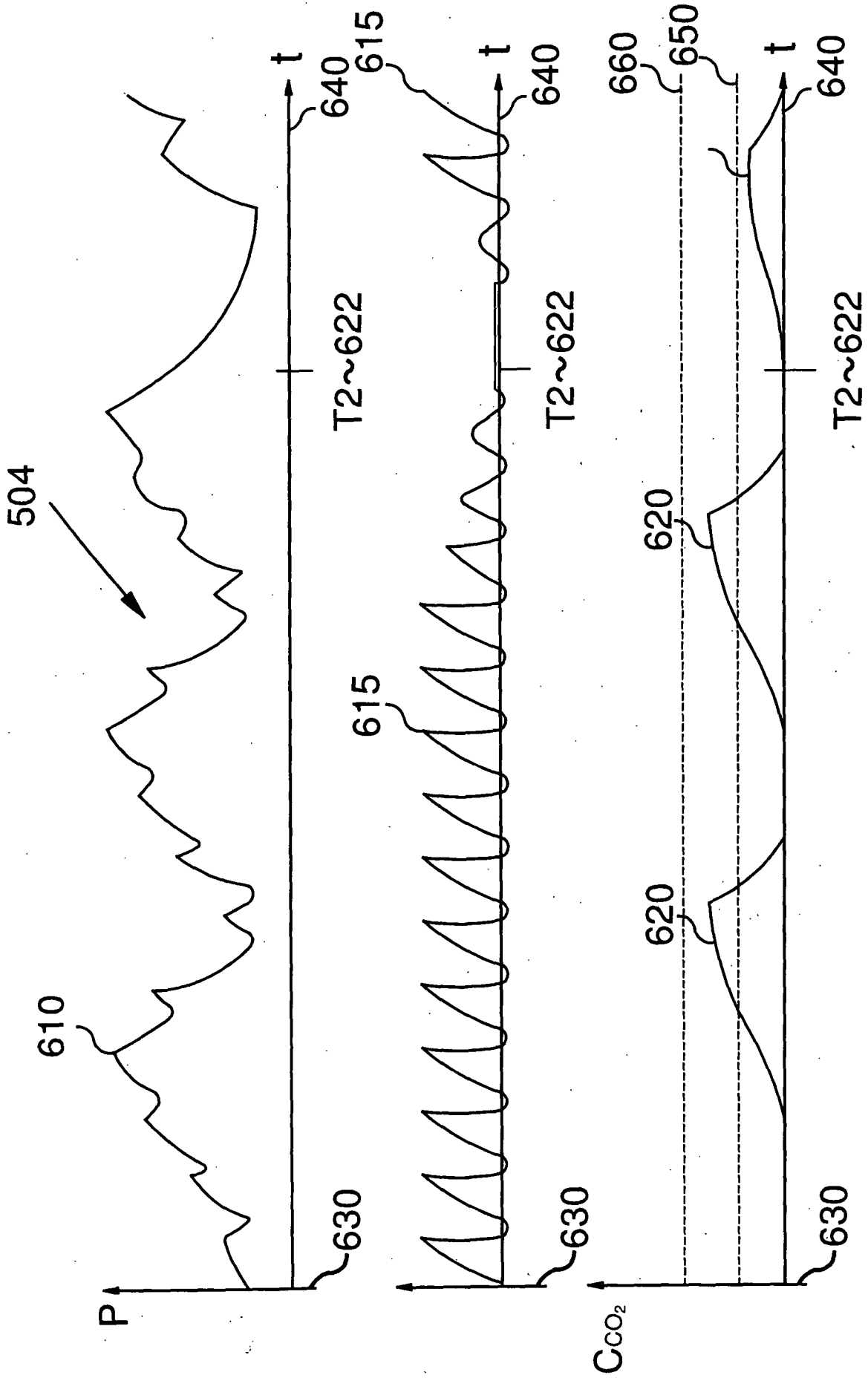


Fig.5d

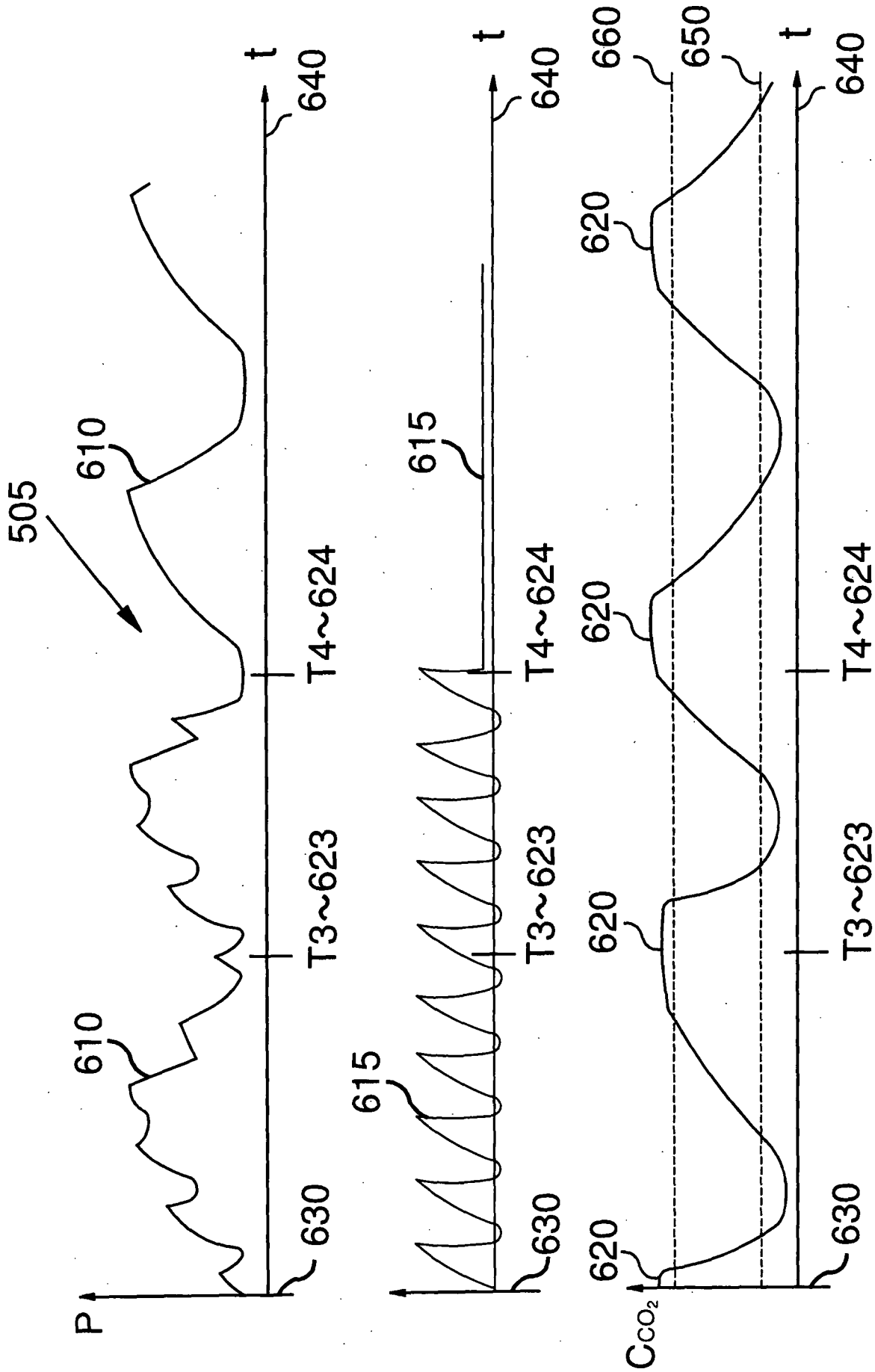


Fig.5e

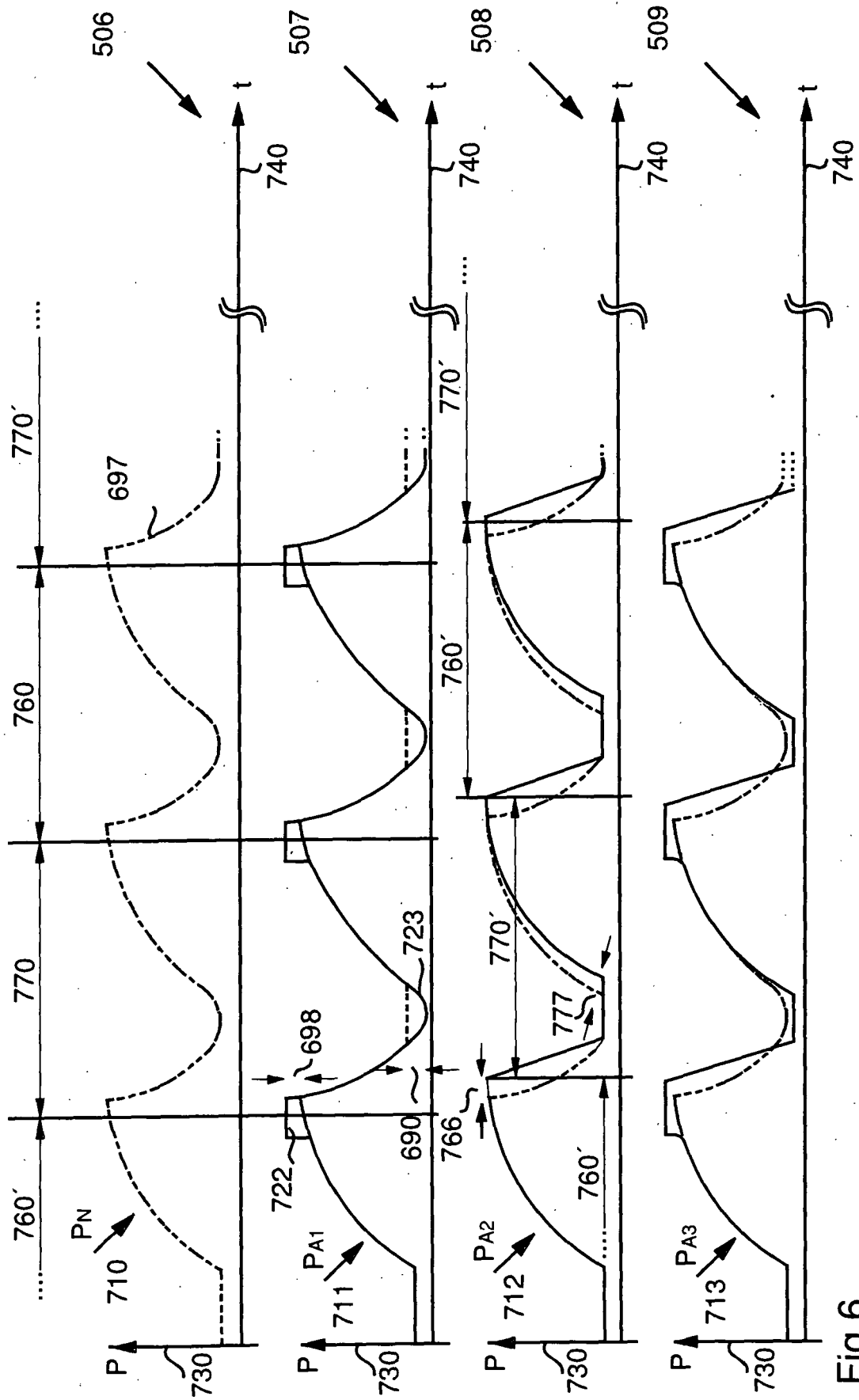


Fig.6

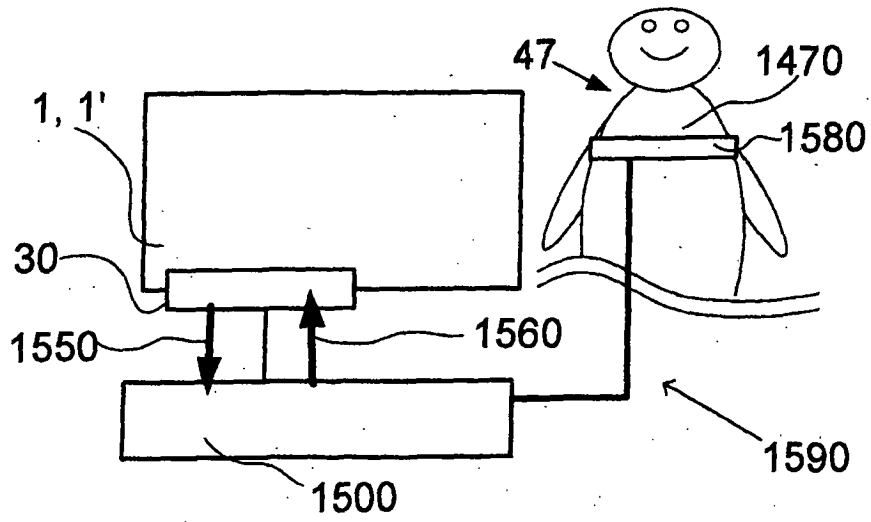


Fig. 7a

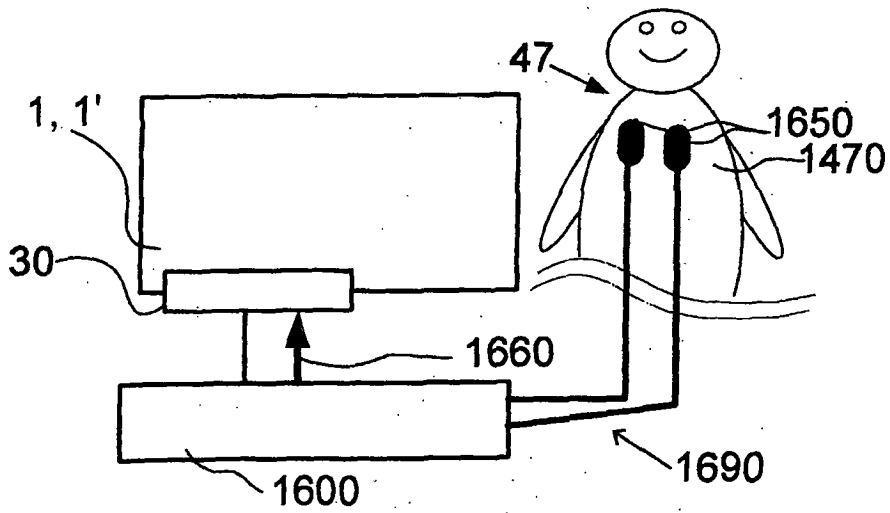


Fig. 7b