

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
27. Januar 2022 (27.01.2022)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2022/017601 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61M 16/14 (2006.01) A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/16 (2006.01) G01N 27/22 (2006.01)
A61M 16/10 (2006.01) A61M 16/04 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2020/070751

(22) Internationales Anmeldedatum:
23. Juli 2020 (23.07.2020)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(71) Anmelder: WILAMED GMBH [DE/DE]; Aurachhöhe
5-7, 91126 Kammerstein (DE).

(72) Erfinder: KLINGER, Miriam; Rohrer Str. 14, 91126
Schwabach (DE).

(74) Anwalt: STIPPL, Hubert; Freiligrathstraße 7a, 90482
Nürnberg (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

(54) Title: RESPIRATORY GAS HUMIDIFICATION SYSTEM

(54) Bezeichnung: ATEMGAS-ANFEUCHTUNGSSYSTEM

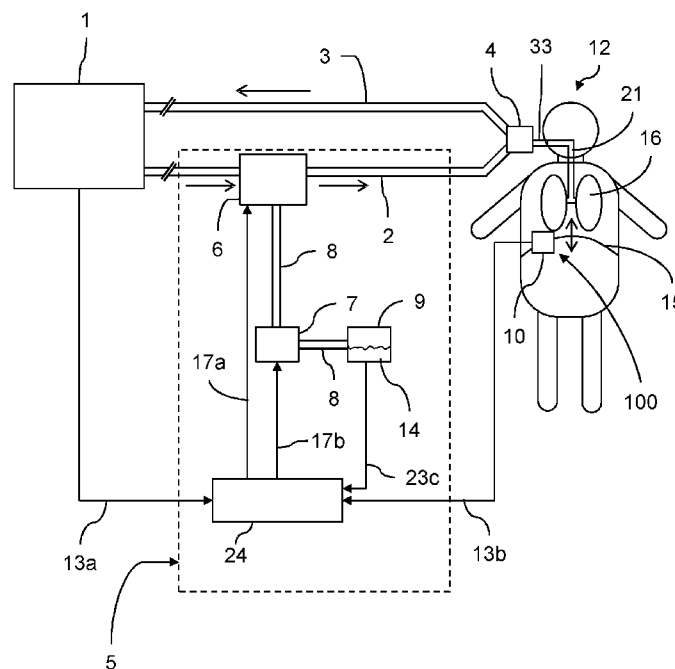


Fig. 1

(57) Abstract: Respiratory gas humidification system (5) for conditioning respiratory gas during ventilation of patients (12), comprising a fluid reservoir (9), more particularly a water reservoir, providing a fluid stock, an atomizer (6) for atomizing a supplied fluid (14) in conjunction with a respiratory gas supply unit (2) leading to the patient (12), a pump (7) for pumping a defined amount of fluid (14) from the fluid reservoir (9) to the atomizer (6), a first sensor system (100) having at least one, preferably a plurality of sensors for detecting the respiratory activity of the patient (12), and a control unit (11) for controlling the respiratory gas humidification system (5). The pump (7) supplies, depending on the respiratory activity of the patient (12), the atomizer (6) with an amount of fluid (14), and the atomizer (6) atomizes this amount and supplies the humidified respiratory gas to the patient. The first sensor system (100) comprises



WO 2022/017601 A1

GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

a sensor (10) acquiring information relating to the spontaneous respiratory effort of the patient (12), or a mechanical ventilator (1) produces information relating to the respiratory activity of the mechanical ventilator (1) and the pump (7) meters out a fluid amount depending on the information and the atomizer (6) atomizes the fluid amount.

(57) Zusammenfassung: Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) zur Konditionierung von Atemgas bei der Beatmung von Patienten (12) umfassend ein Fluidreservoir (9), insbesondere ein Wasserreservoir, zur Bereitstellung eines Fluidvorrats, einen Verdampfer (6) zur Verdampfung eines zugeführten Fluids (14) in Verbindung mit einer zum Patienten (12) führenden Atemgaszufuhr (2), eine Pumpe (7) für den Transport einer definierten Menge an Fluid (14) von dem Fluidreservoir (9) zu dem Verdampfer (6), ein erstes Sensorsystem (100) mit mindestens einem, vorzugsweise mehreren Sensoren zur Ermittlung der Atemtätigkeit des Patienten (12), eine Steuerungseinheit (11) zur Steuerung des Atemgas-Anfeuchtungssystems (5), wobei die Pumpe (7) dem Verdampfer (6) eine von der Atemtätigkeit des Patienten (12) abhängige Menge an Fluid (14) zuleitet, der Verdampfer (6) diese Menge verdampft und dem Patienten das angefeuchtete Atemgas zugeführt wird, und wobei das erste Sensorsystem (100) einen Sensor (10) für eine Information zur Spontanatmung des Patienten (12) umfasst oder ein Beatmungsgerät (1) eine Information zur Beatmungstätigkeit des Beatmungsgerätes (1) erzeugt und von der Pumpe (7) in Abhängigkeit der Information eine Fluidmenge dosiert und vom Verdampfer (6) verdampft wird.

- 1 -

Atemgas-Anfeuchtungssystem

Die vorliegende Anmeldung betrifft ein Atemgas-Anfeuchtungssystem zur Konditionierung von Atemgas bei der Beatmung von Patienten gemäß Anspruch 1.

5

Technologischer Hintergrund

10 Patienten mit besonders schweren oder lebensbedrohlichen Verletzungen oder Krankheiten müssen intensivmedizinisch betreut werden. Insbesondere zur Versorgung von Patienten mit unzureichender oder ausgesetzter Spontanatmung werden Beatmungsgeräte verwendet. Diese steuern den Atemgasfluss hin zu und weg von einem Patienten. Als Atemgas kann entweder normale Raumluft oder ein spezielles Sauerstoff-Luft-Gemisch verwendet werden.

15

Das Atemgas muss, bevor es in die Lunge des Patienten gelangt, konditioniert werden. Diese Atemgaskonditionierung kann entweder natürlich stattfinden oder künstlich durchgeführt werden, wobei bei beiden Atemgaskonditionierungen eine Temperatur von 37 °C und eine relative Feuchte von 100 % in der Lunge vorliegen müssen. Erreicht das Atemgas diese Werte nicht, kann eine Keimbesiedlung innerhalb der Atemorgane des Patienten deutlich erleichtert werden. Bei intubierten Patienten ist die natürliche Atemgaskonditionierung nicht möglich, sodass diese künstlich von Atemgasbefeuchtern durchgeführt werden muss, sodass eine Temperatur von ca. 37 °C und eine relative Feuchte von ca. 100 % vorliegt. Bei nicht intubierten Patienten können diese Werte auch niedriger sein, da eine natürliche Konditionierung des Atemgases stattfindet. Für die Konditionierung von Atemgas durch Atemgasbefeuchter wird in einer Befeuchungskammer eine bestimmte Wassermenge von einer Heizplatte erhitzt und verdampft. Die Befeuchungskammer ist an die Atemgaszufuhr des Patienten angeschlossen. Der Wasserdampf wird bei der Einatmung des Patienten mit dem Luftstrom in Richtung des Patienten transportiert und von diesem eingeatmet.

20

25

30

- 2 -

Die Funktionen des Atemgasbefeuchters können allerdings nicht durch das Be-
atmungsgerät gesteuert werden. Somit kann die Leistung des Atemgasbefeuch-
ters nicht an die individuelle Atemdauer und -intensität des Patienten angepasst
werden. Dadurch muss dieser selbstständig, beispielsweise durch eine Luft-
strommessung in der Befeuchtungskammer, auf die Atmung des Patienten oder
5 des Beatmungsgerätes reagieren. Die Steuerung des Atemgasbefeuchters benö-
tigt allerdings Zeit, um die Verdampfungseinheit zu aktivieren. Folglich wird beim
Beginn der Einatmung zu wenig Atemgas konditioniert und nicht-konditioniertes
Atemgas vom Patienten eingeatmet. Nach der Beendigung der Einatmung
10 kommt es zu einer verzögerten Abschaltung des Atemgasbefeuchters und es
verbleibt zu viel Wasserdampf in der Befeuchtungskammer. Dies hat eine be-
darfsunabhängige Konditionierung des Atemgases zur Folge und begünstigt eine
Kondensation von Wasserdampf in der Atemgaszufuhr. Alternativ kann eine
Zielmenge an Wasserdampf pro Zeiteinheit von medizinischem Personal einge-
15 stellt werden und der Wasserdampf wird kontinuierlich produziert. Dadurch findet
mitunter eine Überproduktion an Wasserdampf während der Ausatmung des Pa-
tienten statt. Durch diese Überproduktion kann der Wasserdampf an den Wän-
den des Beatmungsschlauches kondensieren und eine Keimansiedlung inner-
halb des Beatmungsschlauches begünstigt werden.

20

Druckschriftlicher Stand der Technik

Eine Inline-Verdampfungseinrichtung ist aus der EP 2 329 977 B1 bekannt, wel-
25 che direkt in einer Trägergasleitung positioniert ist und eine Flüssigkeit ver-
dampft. Die Flüssigkeit wird aus einem Reservoir innerhalb oder außerhalb der
Trägergasleitung mit einer Pumpe zu einer Verdampfungseinrichtung mit einem
Heizelement gepumpt. Ein Sensor innerhalb der Trägergasleitung misst die
Temperatur, den Durchfluss und/oder den Dampfgehalt der Trägergas Mischung
30 und gibt diese Daten an die Steuereinrichtung weiter. Eine Steuereinrichtung
steuert mit diesen Daten die Verdampfungsrate der Inline-
Verdampfungseinrichtung, indem sie die Leistung der Pumpe, die Temperatur
des Heizelementes und den Durchfluss des Trägergases an von einem Bediener

eingestellte Werte anpasst. Der Sensor kann Temperaturschwankungen innerhalb des Trägergassystems erfassen, welche bei der Atmung des Patienten entstehen. Bei beginnender Einatmung des Patienten erhöht sich der Luftstrom, wodurch die Temperatur absinkt. Bei der Ausatmung erhöht sich die Temperatur aufgrund des niedrigeren Luftstroms. Mit diesen Temperaturschwankungen bestimmt die Steuereinrichtung die Atemtätigkeit des Patienten. Die Steuerung berechnet aus den historischen Respirationsdaten statistisch, wann die nächste Inspiration des Patienten wahrscheinlich erfolgt. Durch diese Antizipation kann die Inline-Verdampfungseinrichtung ihre Verdampfungsleistung anpassen, wenn eine neue Inspiration des Patienten am wahrscheinlichsten ist. Die Atemtätigkeit des Patienten wird somit nur indirekt über Temperaturschwankungen innerhalb der Trägergasleitung gemessen. Die Inline-Verdampfungseinrichtung ist zwischen 15 – 45 cm entfernt vom Patienten positioniert.

Aus der EP 2 269 680 B1 ist ein System zum Anfeuchten von Atemgasen bekannt. Hierbei wird von einem Arzt eine definierte Menge an Wasser eingestellt, welche einer Verdampfungskammer über ein präzise gesteuertes Dosiersystem zugeleitet wird. Dort wird das Wasser kontinuierlich verdampft. Der Wasserdampf wird im Anschluss zu einem Feuchtigkeitstauscher geleitet, wo der Wasserdampf gesammelt wird. Bei der Inspiration eines Patienten strömt das Atemgas durch den Feuchtigkeitstauscher und nimmt die dort akkumulierte Feuchtigkeit auf.

DE 697 28 819 T2 beschreibt eine Einrichtung zur Behandlung von Atemgas eines intubierten Patienten. Hierbei wird eine bestimmte Menge an Wasser dem Atemgas für die Inhalation des Patienten zugeführt. Die Wassermenge wird anhand der davorliegenden, einzelnen Exhalation bestimmt. Die bestimmte Wassermenge wird von einem Kolben in einen Zylinder gesaugt und bei der Inhalation des Patienten direkt in den Intubationsschlauch gesprüht. Die Befeuchtung des Atemgases findet möglichst patientennah an der patientenseitigen Öffnung des Intubationsschlauches statt.

Die DE 10 2006 045 739 B3 offenbart eine Vorrichtung mit einem Beatmungsgerät und einem Anfeuchter. Hierbei ist eine bidirektionale Datenübertragung zwi-

- 4 -

schen dem Beatmungsgerät und dem Anfeuchter vorgesehen, sodass beide Geräte Daten untereinander austauschen können. Dies können unter anderem Daten zur Sauerstoffkonzentration und zu den Gebläseeinstellungen des Beatmungsgerätes sein. Der Datenaustausch ermöglicht, dass der Anfeuchter bei
5 deaktiviertem Gasfluss vom Beatmungsgerät zum Patienten deaktiviert wird. Dadurch kann eine Auskondensation von Wasser im Einatemschlauch verhindert werden. Zusätzlich kann die Befeuchtungsleistung des Anfeuchters während der Inspiration des Patienten an den Gasfluss zum Patienten angepasst werden.

10

Aufgabe der vorliegenden Erfindung

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein Atemgas-Anfeuchtungssystem zur Verfügung zu stellen, welches eine an die aktuelle und
15 individuelle Atemtätigkeit eines Patienten angepasste Konditionierung von Atemgas ermöglicht.

Lösung der Aufgabe

20

Die vorstehende Aufgabe wird bei dem Atemgas-Anfeuchtungssystem durch die Merkmale des Anspruchs 1 gelöst. Zweckmäßige Ausgestaltungen der Erfindung werden in den abhängigen Ansprüchen beansprucht.

25

Erfindungsgemäß umfasst das Atemgas-Anfeuchtungssystem ein erstes Sensorsystem, welches einen Sensor für eine Information zur Spontanatmung eines Patienten umfasst oder ein Beatmungsgerät eine Information zur Atemtätigkeit des Patienten erzeugt und eine Pumpe in Abhängigkeit der Information eine Fluidmenge dosiert, welche von einem Verdampfer verdampft wird. Die Fluidmenge
30 korreliert somit mit der Atemtätigkeit des Patienten. Die Information kann beispielsweise ein digitales Signal oder ein analoges Signal oder Daten oder eine Messgröße sein, welche die Atemtätigkeit des Patienten oder die Beatmungstätigkeit des Beatmungsgerätes, z. B. die Atmungstiefe und/oder -dauer, wieder-

- 5 -

gibt. Dadurch kann die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems durch ein Steuergerät an die aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten angepasst werden. Mithin findet eine bedarfsgerechte Konditionierung des Atemgases statt. Durch die bedarfsgerechte Konditionierung des Atemgases wird eine Über-

5 sättigung des Atemgases vermieden und die Gefahr einer Kondensation des Fluidampfes innerhalb der Atemgas-Zufuhr zum Patienten kann reduziert werden. Somit atmet der Patient optimal konditioniertes Atemgas ein und es kann eine optimale Versorgung des Patienten während der Beatmung sichergestellt werden. Durch das bedarfsgerecht konditionierte Atemgas werden die Reinigungs-

10 mechanismen des Atmungstraktes, z. B. die mukoziliäre Clearance, gefördert und die Gefahr eine Keimbesiedlung innerhalb des Atmungstraktes wird reduziert. Vorzugsweise ist das Atemgas-Anfeuchtungssystem patientennah positioniert. Dadurch wird die Strecke, welche das konditionierte Atemgas zurücklegen muss, erheblich reduziert und eine Kondensation des Fluidampfes kann effektiv

15 vermieden werden.

Vorteilhafterweise ist der Sensor direkt am Patienten angebracht. Dadurch wird die Information direkt am Patienten aufgenommen, wodurch sie die Atemtätigkeit des Patienten besonders präzise wiedergibt. Dies hat den Vorteil, dass das

20 Atemgas-Anfeuchtungssystem direkt auf die aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten reagieren und das Atemgas bedarfsgerecht konditionieren kann.

Dadurch, dass der Sensor ein Abdominalsensor und/oder ein Zwerchfellsensor sein kann, kann über eine Bewegung des Abdomens und/oder des Zwerchfells die aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten bestimmt werden. Dar-

25 aus resultiert der Vorteil, dass die Atemtätigkeit des Patienten besonders einfach und direkt gemessen werden kann.

30 Vorteilhafterweise erkennt die Steuerungseinheit, ob sie die Information von dem Beatmungsgerät oder von dem Sensor erhält. Demnach kann das Atemgas-Anfeuchtungssystem auch für Patienten verwendet werden, welche keine Spontanatmung mehr aufweisen und künstlich beatmet werden müssen. Bei Patienten

- 6 -

mit unruhiger Spontanatmung und mit teilweise unterstützender künstlicher Beatmung kann das Atemgas-Anfeuchtungssystem verwendet werden, da es automatisch auf die Information zurückgreift, welche die aktuellen Informationen über die Atem- oder Beatmungstätigkeit enthält.

5

Indem die Steuerungseinheit aus der Information ein Dampfvolumen bestimmen kann, welches zur bedarfsgerechten Konditionierung des Atemgases benötigt wird, kann sichergestellt werden, dass das erzeugte Dampfvolumen zur Konditionierung des Atemgases mit der aktuellen und individuellen Atemtätigkeit des Patienten korreliert. Dadurch findet eine optimale Konditionierung des Atemgases statt und eine Übersättigung des Atemgases mit Fluid Dampf sowie eine Kondensation des Fluids werden effektiv vermieden.

10

Vorteilhafterweise wird die Pumpe von der Steuerungseinheit in der Art angesteuert, dass die Pumpe dem Verdampfer eine bestimmte Menge an Fluid zuleitet, welches erforderlich ist, um das benötigte Dampfvolumen durch den Verdampfer zu erzeugen. Hierdurch wird sichergestellt, dass der Verdampfer die richtige Menge an Fluid erhält.

15

Zweckmäßigerweise verarbeitet die Steuerungseinheit die Information des Beatmungsgerätes oder des Sensors in Echtzeit und steuert das Atemgas-Anfeuchtungssystem in Echtzeit. Dadurch wird ein Echtzeitbetrieb des Atemgas-Anfeuchtungssystems sichergestellt und eine sofortige Reaktion des Atemgas-Anfeuchtungssystems auf die Atemtätigkeit des Patienten kann gewährleistet werden. Das Atemgas wird dementsprechend in Echtzeit bedarfsgerecht konditioniert. Insbesondere ist dadurch auch eine schnelle Reaktion auf eine unruhige Atemtätigkeit des Patienten möglich. Durch die Echtzeitsteuerung wird eine verzögerte Konditionierung des Atemgases vermieden. Demzufolge wird die Versorgung des Patienten deutlich verbessert.

25

30

Vorteilhafterweise sind die Pumpe und der Verdampfer nur während der Einatmung des Patienten aktiv. Dadurch wird während der Ausatmung des Patienten

- 7 -

kein Fluid verdampft und eine Übersättigung des Atemgases innerhalb der Atemgaszufuhr wird effektiv vermieden.

Indem der Verdampfer das Fluid, welches ihm durch die Pumpe zugeleitet wird, vollständig verdampft, verbleibt kein Fluid im Verdampfer. Dies verhindert, dass sich nicht verdampftes Fluid innerhalb des Verdampfers ansammelt, wodurch im nächsten Einatmungszug zu viel Fluid verdampft werden könnte. In diesem Fall würde eine zu große Menge an Fluid Dampf entstehen und das Atemgas würde unzureichend konditioniert bzw. übersättigt werden. Folglich könnte der Fluid Dampf innerhalb der Atemgas-Zufuhr kondensieren.

Zweckmäßigerweise kann der Verdampfer ein Heizelement umfassen, welches das zugeleitete Fluid verdampft.

Vorteilhafterweise kann das Heizelement als Peltier-Element ausgebildet sein. Peltier-Elemente zeichnen sich durch geringe Einbaumaße und eine exakte Ansteuerbarkeit aus.

Vorteilhafterweise kann das Atemgas-Anfeuchtungssystem ein zweites Sensorsystem mit mindestens einem Sensor, vorzugsweise mehreren Sensoren, umfassen, wobei der Sensor bzw. die Sensoren innerhalb der zum Patienten führenden Atemgaszufuhr vor und/oder nach dem Verdampfer positioniert ist bzw. sind.

Dadurch dass das zweite Sensorsystem einen Feuchtigkeitssensor umfasst, kann die Feuchte, vorzugsweise die relative Feuchte des Atemgases bestimmt werden. Dies ist vorteilhaft, um die Menge des verdampften Fluids an die Feuchte des eintreffenden Atemgases anzupassen, sodass dieses beim Verlassen des Verdampfers optimal konditioniert ist.

30

Indem das zweite Sensorsystem einen Temperatursensor umfasst, kann die Temperatur des zugeführten Atemgases besonders einfach bestimmt werden. Da die relative Feuchte von der Temperatur des Atemgases abhängt, kann über eine

Temperaturmessung des Atemgases derjenige Fluidbedarf ermittelt werden, welcher benötigt wird, um die gewünschte Feuchte des Atemgases zu erreichen.

Dadurch, dass das zweite Sensorsystem einen Strömungssensor zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit des zugeführten Atemgases umfasst, kann die Leistung des Verdampfers besonders einfach an wechselnde Strömungsgeschwindigkeiten innerhalb der Atemgaszufuhr angepasst werden.

Vorteilhafterweise verwendet die Steuerungseinheit die ermittelten Sensordaten des zweiten Sensorsystems, um die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems zu steuern, sodass eingestellte Zielgrößen erreicht werden. Als Zielgrößen können beispielsweise die relative Feuchte und die Temperatur des Atemgases nach dem Verdampfer eingestellt werden. Indem die Sensordaten vor und/oder nach dem Verdampfer mit Zielgrößen verglichen werden, kann die Steuerungseinheit die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems kontinuierlich justieren, sodass die eingestellten Zielgrößen erreicht werden.

Bevorzugt verwendet die Steuerungseinheit zur Bestimmung des benötigten Dampfvolumens zusätzlich die Daten des zweiten Sensors. Dadurch kann das benötigte Dampfvolumen besonders effektiv und genau bestimmt werden und an die Eigenschaften des Atemgases vor dem Verdampfer angepasst werden.

Vorteilhafterweise konditioniert das Atemgas-Anfeuchtungssystem das Atemgas auf eine relative Feuchte von 80 % bis 100 %, vorzugsweise von 90 % bis 100 %, besonders bevorzugt von 95 % bis 100 %.

Idealerweise konditioniert das Atemgas-Anfeuchtungssystem das Atemgas auf eine auf eine Temperatur von 33 °C bis 38 °C, vorzugsweise von 35 °C bis 37 °C, besonders bevorzugt von 36 °C bis 37 °C.

Beschreibung der Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen

Nachstehend werden zweckmäßige Ausgestaltungen der vorliegenden Erfindung
5 näher beschrieben. Wiederkehrende Merkmale sind der Übersichtlichkeit halber
lediglich mit einem Bezugszeichen versehen. Es zeigen:

Fig. 1: eine schematische Darstellung einer ersten Ausgestaltung des Atem-
gas-Anfeuchtungssystems gemäß der vorliegenden Erfindung;

10

Fig. 2: eine beispielhafte Darstellung der Funktionselemente des Computers
des Atemgas-Anfeuchtungssystems gemäß Fig. 1.

Fig. 3: eine schematische Darstellung der Funktionselemente des Verdamp-
fers des Atemgas-Anfeuchtungssystems gemäß Fig. 1;

15

Fig. 4: eine schematische Darstellung einer zweiten Ausgestaltung des
Atemgas-Anfeuchtungssystems gemäß der vorliegenden Erfindung
sowie

20

Fig. 5: eine beispielhafte Darstellung der Funktionselemente des Computers
des Atemgas-Anfeuchtungssystems gemäß Fig. 4.

Bezugszeichen 5 in Fig. 1 bezeichnet das Atemgas-Anfeuchtungssystem gemäß
25 der vorliegenden Erfindung in seiner Gesamtheit. Das Atemgas-
Anfeuchtungssystem 5 dient der Konditionierung von Atemgas bei der Beatmung
von Patienten 12. Hierfür wird neben dem Atemgas-Anfeuchtungssystem ein
Beatmungsgerät 1, eine Atemgaszufuhr 2 und eine Atemgasrückfuhr 3 einge-
setzt. Die Atemgaszufuhr 2 leitet das Atemgas vom Beatmungsgerät 1 hin zum
30 Patienten 12. Die Atemgasrückfuhr 3 führt das ausgeatmete Atemgas des Pati-
enten 12 zurück zu dem Beatmungsgerät 1. Die Atemgaszufuhr 2 und die Atem-
gasrückfuhr 3 werden über ein Y-Stück 4 zusammengeführt, an welchem ein
Anschlussstück 33 befestigt ist. Das Anschlussstück 33 ist mit dem Patienten 12

- 10 -

verbunden, sodass der Patient 12 über dieses mit Atemgas versorgt wird. Das Y-Stück 4 sorgt dafür, dass ausgeatmetes Atemgas ausschließlich in die Atemgasrückfuhr 3 geleitet wird und das Atemgas während der Einatmung des Patienten 12 nur aus der Atemgaszufuhr 2 strömen kann. Das erfindungsgemäße Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 wird in die Atemgaszufuhr 2 integriert und ist hierbei
5 möglichst patientennah positioniert. Vorzugsweise ist das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 zwischen 10 cm und 50 cm vom Patienten 12 entfernt.

Falls der Patient 12 über Spontanatmung verfügt, kontrahiert das Zwerchfell 15
10 während der Einatmung und senkt sich ab. Dadurch entsteht ein Unterdruck im Brustraum, wodurch sich die Lunge 16 mit Atemgas füllt. Das Atemgas strömt hierbei vom Beatmungsgerät 1, über die Atemgaszufuhr 2, das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5, das Y-Stück 4 und über das Anschlussstück 33 durch den Atemtrakt 21 des Patienten 12 in seine Lunge 16. Bei der Ausatmung ent-
15 spannt sich das Zwerchfell 15, wobei es sich anhebt, die Lunge 16 zieht sich zusammen und das Atemgas strömt über das Mundstück 33, das Y-Stück 4 und die Atemgasrückfuhr 3 zurück zu dem Beatmungsgerät 1. Das Beatmungsgerät 1 kann bei der Spontanatmung des Patienten 12 die Atmung unterstützen.

20 Alternativ kann die Beatmung des Patienten 12 auch ausschließlich über das Beatmungsgerät 1 stattfinden, wenn der Patient 12 nicht mehr selbstständig atmet. Hierbei wird das Atemgas bei der Einatmung durch das Beatmungsgerät 1 in die Lunge 16 des Patienten 12 gedrückt und bei der Ausatmung aus der Lunge 16 des Patienten 12 gesaugt.

25

Das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 umfasst ein Fluid 14, vorzugsweise Wasser, welches in einem Fluidreservoir 9 bevorratet wird, einen Verdampfer 6, eine Pumpe 7 und einen Computer 24, welcher eine Steuerungseinheit 11 umfasst, siehe auch Fig. 2. Die Steuerungseinheit 11 steuert das Atemgas-
30 Anfeuchtungssystem 5. Die Pumpe 7 pumpt eine definierte, an die Atemtätigkeit des Patienten 12 angepasste Menge an Fluid 14 vom Fluidreservoir 9 über Fluidleitungen 8 zu dem Verdampfer 6. Die Atemgaszufuhr 2 verläuft über den Verdampfer 6 oder durch den Verdampfer 6 hindurch. Die definierte Menge an Fluid

- 11 -

14 wird von dem Verdampfer 6 verdampft, sodass sich das Atemgas innerhalb der Atemgaszufuhr 2, welche durch den Verdampfer 6 verläuft, mit Feuchtigkeit anreichert und sich innerhalb der Atemgaszufuhr 2 ein Aerosol bildet. Ebenfalls kann das Atemgas durch den Verdampfer 6 erhitzt werden. Dadurch wird das Atemgas konditioniert. Wenn der Patient 12 einatmet bzw. beatmet wird, strömt das konditionierte Atemgas in die Lunge 16 des Patienten 12.

Erfindungsgemäß umfasst das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 ein erstes Sensorsystem 100 mit mindestens einem Sensor zur Ermittlung der Atemtätigkeit des Patienten 12. Das erste Sensorsystem 100 umfasst einen Sensor 10 für eine Information, welche beispielsweise die Spontanatmung des Patienten 12 hinsichtlich Respirationsdauer und/oder Respirationstiefe wiedergibt. Alternativ kann gemäß der Erfindung die Information auch von dem Beatmungsgerät 1 erzeugt werden. Die Information gibt hierbei z. B. die Beatmungsdauer und/oder Beatmungstiefe des Patienten 12 wieder. Erfindungsgemäß wird in Abhängigkeit der Information von der Pumpe 7 eine Fluidmenge dosiert, welche dem Verdampfer 6 zugeleitet wird und von diesem verdampft wird. Dadurch kann die Konditionierung des Atemgases an die aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten 12 angepasst werden.

An dem Computer 24 werden eine Datenleitung 13a des Beatmungsgerätes 1 und eine Datenleitung 13b des Sensors 10 angeschlossen, wie Fig. 1 und 2 zeigen. Die Datenleitungen 13a, 13b dienen dazu, die Information an die Steuerungseinheit 11 zu übertragen. Zusätzlich werden eine Steuerungssignalleitung 17a zur Steuerung des Verdampfers 6 und eine Steuerungssignalleitung 17b zur Steuerung der Pumpe 7 sowie eine Messsignalleitung 23c angeschlossen. Die Messsignalleitung 23c dient beispielsweise der Übertragung der aktuellen Fluidmenge innerhalb des Fluidreservoirs 9. Die Informationsübertragung zwischen dem Computer 24 und dem Beatmungsgerät 1, dem Sensor 10 sowie dem Fluidreservoir 9 und weiteren Messsignalgebern kann sowohl kabelgebunden als auch drahtlos erfolgen.

- 12 -

Der Sensor 10 für die Information ist vorzugsweise direkt am Patienten 12 angebracht. Bei dem Sensor 10 kann es sich um einen Abdominalsensor und/oder einen Zwerchfellsensor handeln. Mit diesen Sensoren kann z. B. der Beginn, das Ende und/oder die Tiefe eines Atemzuges bestimmt werden und/oder erfasst werden, ob der Atemzug gleichmäßig oder ungleichmäßig ist. Mit diesen Sensoren kann insbesondere der Beginn der Einatmung festgestellt werden, bevor sich die Lunge 16 mit Atemgas füllt. Dadurch kann die Steuerung 11 des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 auf eine bevorstehende Einatmung reagieren und die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 erhöhen, bevor Atemgas in die Lunge 16 des Patienten 12 strömt.

Die Funktionselemente des Computers 24 werden in Fig. 2 dargestellt. Die Datenleitungen 13a, 13b werden über eine Signalauswertung 30 mit der Steuerungseinheit 11 verbunden. Die Steuerungssignalleitungen 17a, 17b sind über einen Steuerungssignalausgang 31 mit der Steuerungseinheit 11 verbunden. Über eine Sensorschnittstelle 29 wird die Messsignalleitung 23c mit der Steuerungseinheit 11 verbunden. Alternativ oder zusätzlich können auch weitere Messsignalleitungen an der Sensorschnittstelle 29 angeschlossen werden, um weitere Statusinformationen des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 zu erhalten. Der Computer 24 wird mit einer Energieversorgung 25 mit Strom versorgt. Hierbei kann die Stromversorgung durch einen Netzanschluss, einen Akkumulator oder eine Batterie erfolgen. Ferner umfasst der Computer 24 eine Benutzerschnittstelle 26 mit einem Bedienelement 28 und einem Display 27.

Mit Hilfe des Bedienelementes 28 können Einstellungen am Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 durchgeführt werden. Es können beispielsweise Zielgrößen eingestellt werden, welche das Atemgas durch das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 erreichen sollen, um bedarfsgerecht zu konditioniert zu werden. Entsprechende Zielgrößen des Atemgases können beispielsweise eine bestimmte Temperatur und/oder eine bestimmte Feuchte des Atemgases sein. Dadurch können beispielsweise die Temperatur und die Feuchte an den individuellen Bedarf des Patienten 12 angepasst werden können. So kann der Gehalt der Feuchte und Temperatur zwischen intubierten und nicht-intubierten Patienten

unterschiedlich eingestellt werden. Dies verbessert die Versorgung des Patienten erheblich.

Auf dem Display 27 können z. B. Messwerte von unterschiedlichen Sensoren und Statusmeldungen des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 angezeigt werden. So kann beispielsweise der aktuelle Füllstand des Fluidreservoirs 9 angezeigt werden. Sollten Messwerte außerhalb eines festgelegten Bereichs liegen, so kann eine visuelle Warnmeldung erfolgen, beispielsweise wenn der Füllstand des Fluidreservoirs 9 niedrig ist. Diese Warnmeldung kann mit Hilfe eines (nicht in der Fig. dargestellten) Lautsprechers durch eine akustische Warnmeldung ergänzt oder ersetzt werden.

Durch die Signalauswertung 30 erhält die Steuerungseinheit 11 alle relevanten Daten der eintreffenden Information des Sensors 10 oder des Beatmungsgerätes 1. Dadurch kann die Steuerungseinheit 11 erkennen, ob sie die Information von dem Beatmungsgerät 1 oder dem Patienten 12 erhält.

Die Steuerungseinheit 11 kann aus der Information des Sensors 10 oder des Beatmungsgerätes 1 ein benötigtes Dampfvolumen bestimmen, welches benötigt wird, um das Atemgas zu konditionieren. Die Konditionierung des Atemgases wird hierbei an die aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten 12 angepasst.

Basierend auf dem benötigten Dampfvolumen steuert die Steuerungseinheit 11 die Pumpe 7 in der Art, dass diese dem Verdampfer 7 eine Menge an Fluid 14 zuleitet, welche benötigt wird, um das Dampfvolumen zu erzeugen. Dadurch wird sichergestellt, dass dem Verdampfer 6 nur die Menge an Fluid 14 zugeleitet wird, welche benötigt wird, um das Atemgas zu konditionieren. Durch diese Ansteuerung wird vermieden, dass zu große oder zu geringe Mengen an Fluid 14 dem Verdampfer 6 zugeleitet werden. Dies wirkt einer unzureichenden Konditionierung und einer Übersättigung des Atemgases entgegen. Dadurch wird der Patient 12 optimal versorgt und eine Kondensation des Atemgases innerhalb der Atemgaszufuhr 2 wird vermieden.

Die Steuerungseinheit 11 kann die Information des Beatmungsgerätes 1 oder des Sensors 10 in Echtzeit verarbeiten und das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 in Echtzeit steuern. Durch diesen Echtzeitbetrieb des Atemgas-Anfeuchtungssystems kann die Steuerungseinheit 11 besonders schnell auf die
5 aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten 12 reagieren. Insbesondere kann die Steuerungseinheit 11 auf eine unruhige Atmung des Patienten 12 reagieren und somit eine effektive Versorgung des Patienten 12 sicherstellen.

10 Die Pumpe 6 und der Verdampfer 7 sind vorzugsweise nur während der Einatmung des Patienten 12 aktiv. Hierdurch kann sichergestellt werden, dass während der Ausatmung kein Fluid 14 verdampft wird und es zu einer Übersättigung des Atemgases innerhalb des Verdampfers 6 und/oder der Atemgaszufuhr 2 kommt und das Atemgas kondensiert.

15

Das Fluid 14, welches die Pumpe 7 dem Verdampfer 6 zuleitet, wird vorzugsweise durch den Verdampfer 6 vollständig verdampft. Somit verbleibt kein Fluid 14 im Verdampfer 6. Dies hat den Vorteil, dass während der nächsten Einatmung des Patienten 12 die richtige Menge an Fluid 14 im Verdampfer 6 vorliegt.

20 Dadurch wird sichergestellt, dass sich kein Fluid 14 im Verdampfer 6 ansammelt.

Wie in Fig. 3 dargestellt, umfasst der Verdampfer 6 ein Heizelement 22, welches vorzugsweise ein Peltier-Element ist. Das Heizelement 22 ist direkt an der Atemgaszufuhr 2 positioniert, sodass das Fluid 14 direkt in der Atemgaszufuhr 2 von dem Heizelement 22 erhitzt und verdampft werden kann. Durch die Verdampfung
25 entstehen Aerosolpartikel 32, welche direkt mit dem Atemgas in Berührung kommen. Die Aerosolpartikel 32 befeuchten das Atemgas und werden mit dem Atemgas zusammen vom Patienten 12 eingeatmet.

30 Eine zweite Ausgestaltung des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 ist in Fig. 4 dargestellt. Hierbei umfasst das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 ein zweites Sensorsystem 120. Das zweite Sensorsystem 120 ist innerhalb der Atemgaszufuhr 2 positioniert und umfasst mehrere Sensoren, welche vor und nach dem

- 15 -

Verdampfer 6 angeordnet sind. Alternativ können die Sensoren entweder ausschließlich vor oder nach dem Verdampfer 6 angeordnet sein.

Die Sensoren des zweiten Sensorsystems 120, welche sich vor dem Verdampfer
5 6 befinden, sind über eine Messsignalleitung 23a mit dem Computer 24 verbunden. Die Sensoren, welche nach dem Verdampfer 6 positioniert sind, werden über eine Messsignalleitung 23b mit dem Computer 24 verbunden. Die Messsignalleitungen 23a, 23b werden über die Sensorschnittstelle 29 des Computers 24 mit der Steuerungseinheit 11 verbunden, wie Fig. 5 zeigt.

10

Bei den Sensoren des zweiten Sensorsystems 120 handelt es sich z. B. um Feuchtigkeitssensoren 18a, 18b. Mit den Feuchtigkeitssensoren 18a, 18b wird vorzugsweise die relative Feuchte des Atemgases vor und nach dem Verdampfer
6 bestimmt. Durch eine Messung der Feuchte durch den Feuchtigkeitssensor 18a
15 vor dem Verdampfer 6 kann bestimmt werden, wie viel Feuchtigkeit und somit Fluidampf dem Atemgas hinzugefügt werden muss. Durch die Messung der Feuchte durch den Feuchtigkeitssensor 18b nach dem Verdampfer 6 kann festgestellt werden, wie erfolgreich die Konditionierung des Atemgases mit Fluidampf ist.

20

Ferner kann das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 Temperatursensoren 19a, 19b umfassen. Je höher die Temperatur des Atemgases ist, desto mehr Fluid 14 kann in diesem gelöst werden. Durch die Messung der Temperatur mittels des Temperatursensors 19a vor dem Verdampfer 6 kann somit bestimmt werden, wie
25 viel Fluid 14 dem Verdampfer zugeführt werden muss, um eine optimale Konditionierung zu erreichen. Hierzu können zusätzlich die Sensordaten der Feuchtigkeitssensoren 18a, 18b herangezogen werden. Durch eine Messung der Temperatur durch den Temperatursensor 19b nach dem Verdampfer kann überprüft werden, ob die gewünschte Temperatur des Atemgases erreicht wird.

30

Des Weiteren kann das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 Strömungssensoren 20a, 20b umfassen. Hiermit kann beispielsweise die aktuelle Strömungsgeschwindigkeit des Atemgases innerhalb der Atemgaszufuhr 2 bestimmt werden

und die Leistung des Verdampfers 6 und der Pumpe 7 entsprechend angepasst werden.

Zusätzlich oder alternativ kann das zweite Sensorsystem 120 beispielsweise
5 Sensoren zur Bestimmung der Atemgaszusammensetzung oder Drucksensoren umfassen.

Die Steuerungseinheit 11 kann die Sensordaten des zweiten Sensorsystems 120
10 verwenden, um die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 so zu steuern, dass eingestellte Zielgrößen erreicht werden. Die Eigenschaften des Atemgases nach dem Verdampfer 6 kann über die Sensoren des zweiten Sensorsystems 120 gemessen werden. Die gemessenen Eigenschaften können mit den eingestellten Zielgrößen verglichen werden. Dadurch kann die Steuerungseinheit 11 die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 so anpassen, dass die
15 Zielgrößen erreicht werden. Das Erreichen der Zielgrößen kann durch die fortlaufende Messung der Eigenschaften laufend kontrolliert werden und die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems 5 kontinuierlich angepasst werden.

Ferner können die Sensordaten des zweiten Sensorsystems 120 dazu verwendet
20 werden, das benötigte Dampfvolumen zur Konditionierung des Atemgases zu bestimmen. Durch die Analyse des Atemgases vor dem Verdampfer 6 können die Eigenschaften des nicht-konditionierten Atemgases gemessen werden. Damit kennt die Steuerungseinheit 11 die Eigenschaften des Atemgases vor der Konditionierung. In Kombination mit der Information des Sensors 10 oder des Beatmungsgerätes 1 kann die Steuerungseinheit 11 die Leistung des Atemgas-
25 Anfeuchtungssystems 5 an die aktuelle und individuelle Atemtätigkeit des Patienten 12 und die Eigenschaften des Atemgases vor dem Verdampfer 6 angepasst werden. Dadurch können Schwankungen des Feuchtigkeitsgrades und der Temperatur des Atemgases ausgeglichen werden.

30 Durch eine Überprüfung der Eigenschaften des konditionierten Atemgases mit Hilfe des zweiten Sensorsystems 120 kann die Leistung des Atemgasanfeuchtungssystems noch präziser an den Bedarf des Patienten angepasst werden.

- 17 -

Die relative Feuchte kann durch das Atemgas-Anfeuchtungssystem 5 auf einen Wert zwischen 80 % und 100 %, vorzugsweise zwischen 90 % und 100 %, besonders bevorzugt zwischen 95 % und 100 % konditioniert werden. Das Atemgas-Anfeuchtungssystem kann das Atemgas auf eine Temperatur von 33 °C bis 38 °C, vorzugsweise von 35 °C bis 37 °C, besonders bevorzugt von 36 °C bis 37 °C temperieren. Dadurch kann der Patient 12 bestmöglich versorgt und die Reinigungsmechanismen des Atemtraktes 21, z. B. die mukoziliäre Clearance, kann gefördert werden. Hierdurch wird die Gefahr eine Keimbesiedlung innerhalb des Atmungstraktes 21 wirksam reduziert.

Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass auch die Kombination von Einzelmerkmalen sowie Untermerkmalen als erfindungswesentlich und vom Offenbarungsgehalt der Anmeldung umfasst anzusehen sind.

15

BEZUGSZEICHENLISTE

5	1	Beatmungsgerät
	2	Atemgaszufuhr
	3	Atemgasrückfuhr
	4	Y-Stück
	5	Atemgas-Anfeuchtungssystem
10	6	Verdampfer
	7	Pumpe
	8	Fluidleitung
	9	Fluidreservoir
	10	Sensor
15	11	Steuerungseinheit
	12	Patient
	13a	Datenleitung
	13b	Datenleitung
	14	Fluid
20	15	Zwerchfell
	16	Lunge
	17a	Steuerungssignalleitung
	17b	Steuerungssignalleitung
	18a	Feuchtigkeitssensor
25	18b	Feuchtigkeitssensor
	19a	Temperatursensor
	19b	Temperatursensor
	20a	Strömungssensor
	20b	Strömungssensor
30	21	Atemtrakt
	22	Heizelement
	23a	Messsignalleitung
	23b	Messsignalleitung

- 19 -

	23c	Messsignalleitung
	24	Computer
	25	Energieversorgung
	26	Benutzerschnittstelle
5	27	Display
	28	Bedienelement
	29	Sensorschnittstelle
	30	Signalauswertung
	31	Steuerungssignalausgang
10	32	Aerosolpartikel
	33	Anschlussstück
	100	Sensorsystem
	120	Sensorsystem

15

PATENTANSPRÜCHE

1. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) zur Konditionierung von Atemgas
5 bei der Beatmung von Patienten (12) umfassend
ein Fluidreservoir (9), insbesondere ein Wasserreservoir, zur Bereit-
stellung eines Fluidvorrats,
einen Verdampfer (6) zur Verdampfung eines zugeführten Fluids (14)
in Verbindung mit einer zum Patienten (12) führenden Atemgaszufuhr (2),
10 eine Pumpe (7) für den Transport einer definierten Menge an Fluid
(14) von dem Fluidreservoir (9) zu dem Verdampfer (6),
ein erstes Sensorsystem (100) mit mindestens einem, vorzugsweise
mehreren Sensoren zur Ermittlung der Atemtätigkeit des Patienten (12),
eine Steuerungseinheit (11) zur Steuerung des Atemgas-
15 Anfeuchtungssystems (5),
wobei die Pumpe (7) dem Verdampfer (6) eine von der Atemtätigkeit
des Patienten (12) abhängige Menge an Fluid (14) zuleitet, der Verdampfer
(6) diese Menge verdampft und dem Patienten das angefeuchtete Atemgas
zugeführt wird,
20 **dadurch gekennzeichnet, dass**
das erste Sensorsystem (100) einen Sensor (10) für eine Information
zur Spontanatmung des Patienten (12) umfasst oder
ein Beatmungsgerät (1) eine Information zur Beatmungstätigkeit des
Beatmungsgerätes (1) erzeugt und
25 von der Pumpe (7) in Abhängigkeit der Information eine Fluidmenge
dosiert und vom Verdampfer (6) verdampft wird.
2. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 1, **dadurch ge-**
30 **kennzeichnet, dass** der Sensor (10) am Patienten (12) angeordnet ist.

3. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Sensor (10) ein Abdominalsensor zur Messung der Abdominalbewegung des Patienten (12) und/oder ein Zwerchfellsensor zur Messung der Zwerchfellbewegung des Patienten (12) ist.
- 5
4. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuerungseinheit (11) erkennt, ob sie die Information von dem Beatmungsgerät (1) oder von dem Sensor (10) erhält.
- 10
5. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** in Abhängigkeit der Information das benötigte Dampfvolumen bestimmt wird.
- 15
6. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Pumpe (7) von der Steuerungseinheit (11) in der Art ansteuerbar ist, dass die Pumpe (7) dem Verdampfer (6) eine bestimmte Menge an Fluid (14) zuleitet, welches benötigt wird, um das benötigte Dampfvolumen durch den Verdampfer (6) zu erzeugen.
- 20
7. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuerungseinheit (11) die Information in Echtzeit verarbeitet und das Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) in Echtzeit ansteuerbar ist.
- 25
8. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Pumpe (7) und der Verdampfer (6) nur für die Einatmung des Patienten (12) aktiviert sind.
- 30

9. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Verdampfer (6) das durch die Pumpe (7) zugeleitete Fluid (14) vollständig verdampft.
10. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Verdampfer (6) ein Heizelement (22) umfasst.
11. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Heizelement (22) ein Peltier-Element ist.
12. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) ein zweites Sensorsystem (120) mit mindestens einem Sensor, vorzugsweise mehreren Sensoren, umfasst, wobei der Sensor/die Sensoren in der zum Patienten (12) führenden Atemgaszufuhr (2) vor und/oder nach dem Verdampfer (6) positioniert ist/sind.
13. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Sensorsystem (120) mindestens einen Feuchtigkeitssensor (18a, 18b) zur Bestimmung der Feuchte des zugeführten Atemgases umfasst.
14. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Sensorsystem (120) mindestens einen

Temperatursensor (19a, 19b) zur Bestimmung der Temperatur des zugeführten Atemgases umfasst.

5 15. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Sensorsystem (120) mindestens einen Strömungssensor (20a, 20b) zur Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit des zugeführten Atemgases umfasst.

10

16. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche 12 – 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuerungseinheit (11) die Sensordaten des zweiten Sensorsystems (120) verwendet, um die Leistung des Atemgas-Anfeuchtungssystems (5) zu steuern, sodass eingestellte Zielgrößen erreicht werden.

15

17. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach Anspruch 5 und einem der vorhergehenden Ansprüche 12 – 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Steuerungseinheit (11) zur Bestimmung des benötigten Dampfolumens zusätzlich die Daten des zweiten Sensorsystems (120) verwendet.

20

18. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) das Atemgas auf eine relative Feuchte von 80 % bis 100 %, vorzugsweise von 90 % bis 100 %, besonders bevorzugt von 95 % bis 100 %, konditioniert.

25

30

19. Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Atemgas-Anfeuchtungssystem (5) das Atemgas auf eine Temperatur von 33 °C bis

- 24 -

38 °C, vorzugsweise von 35 °C bis 37 °C, besonders bevorzugt von 36 °C bis 37 °C, konditioniert.

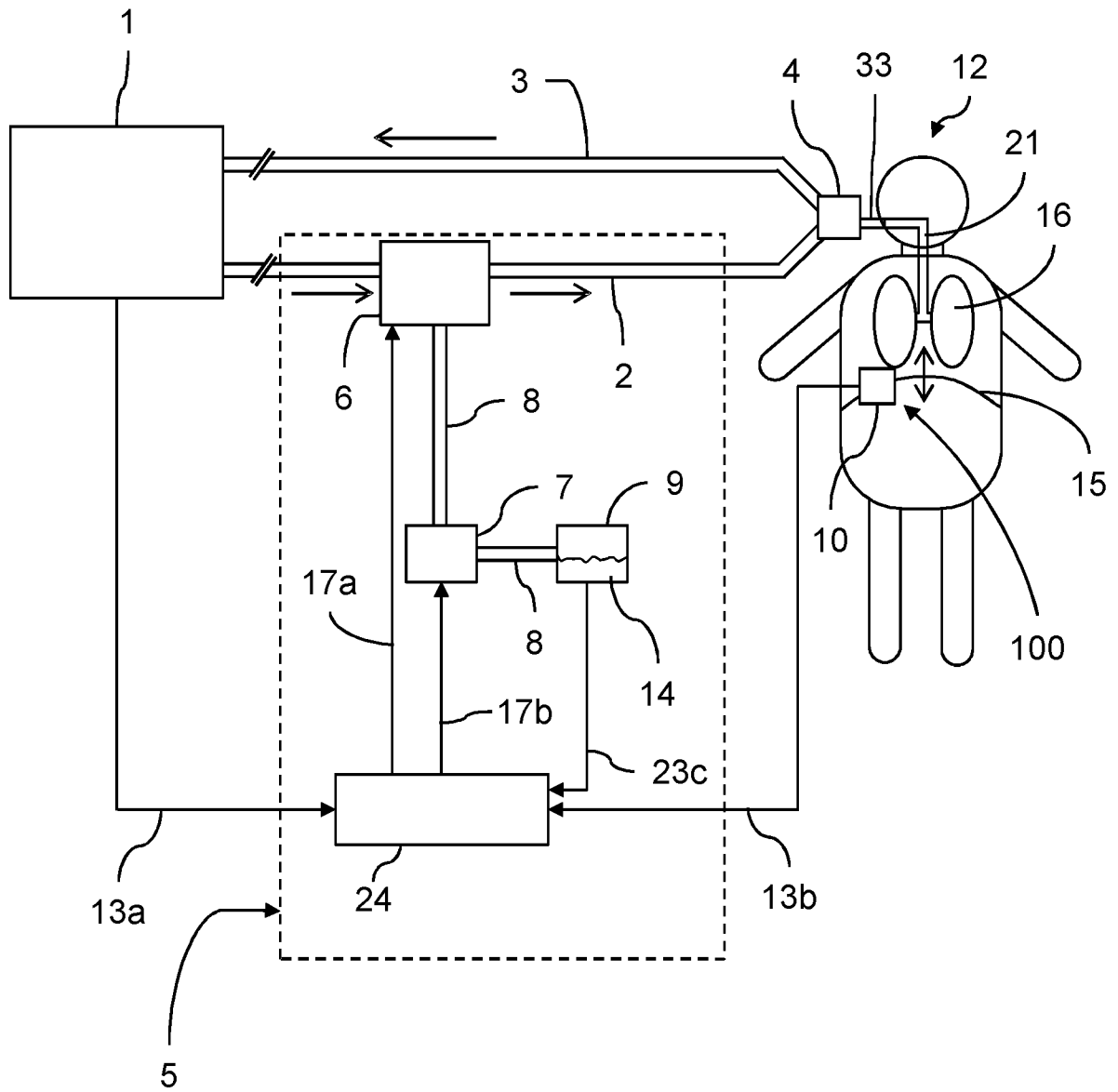


Fig. 1

24

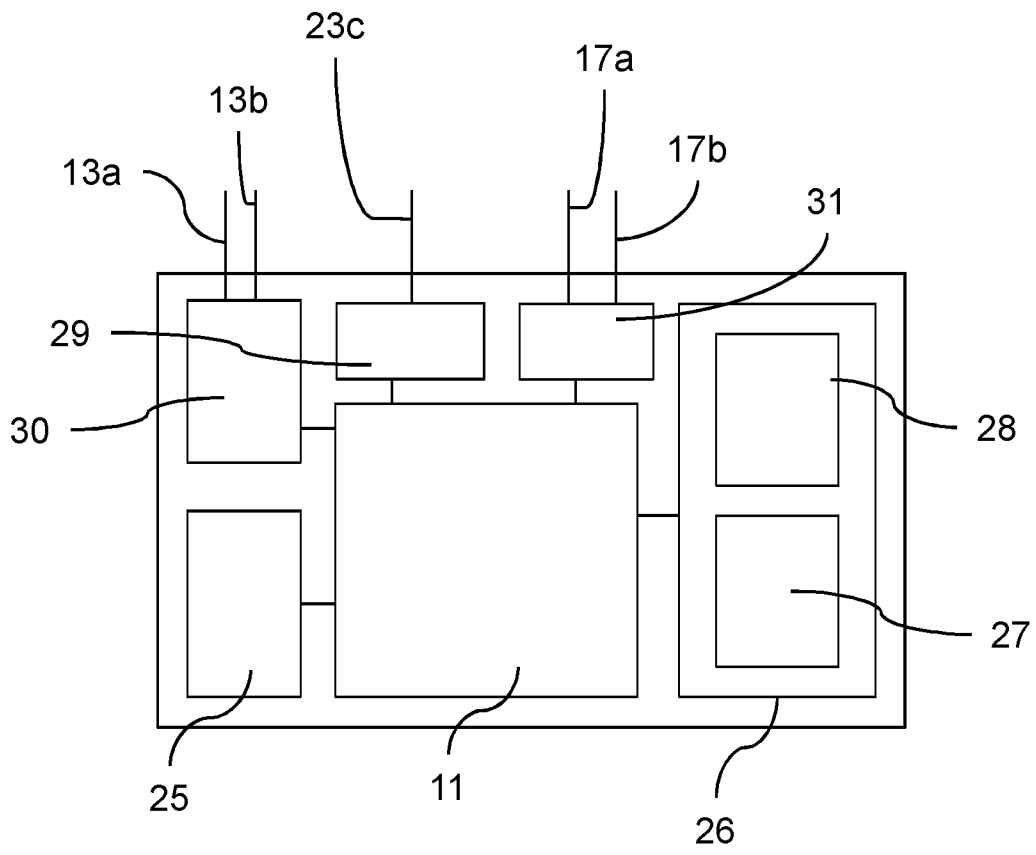


Fig. 2

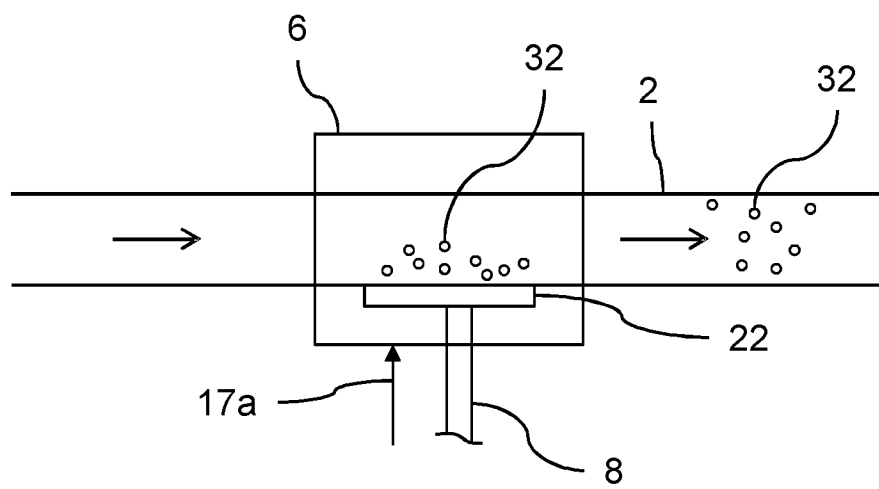


Fig. 3

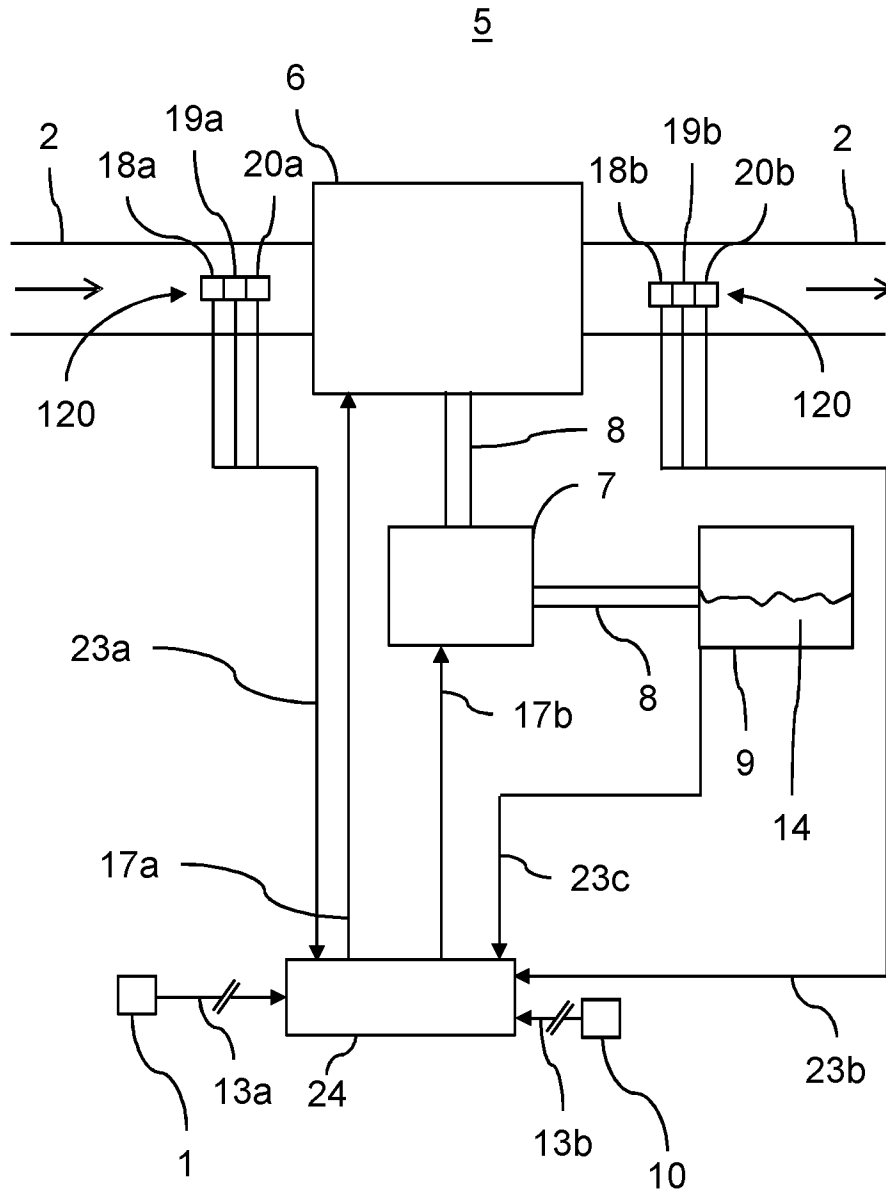


Fig. 4

5/5

24

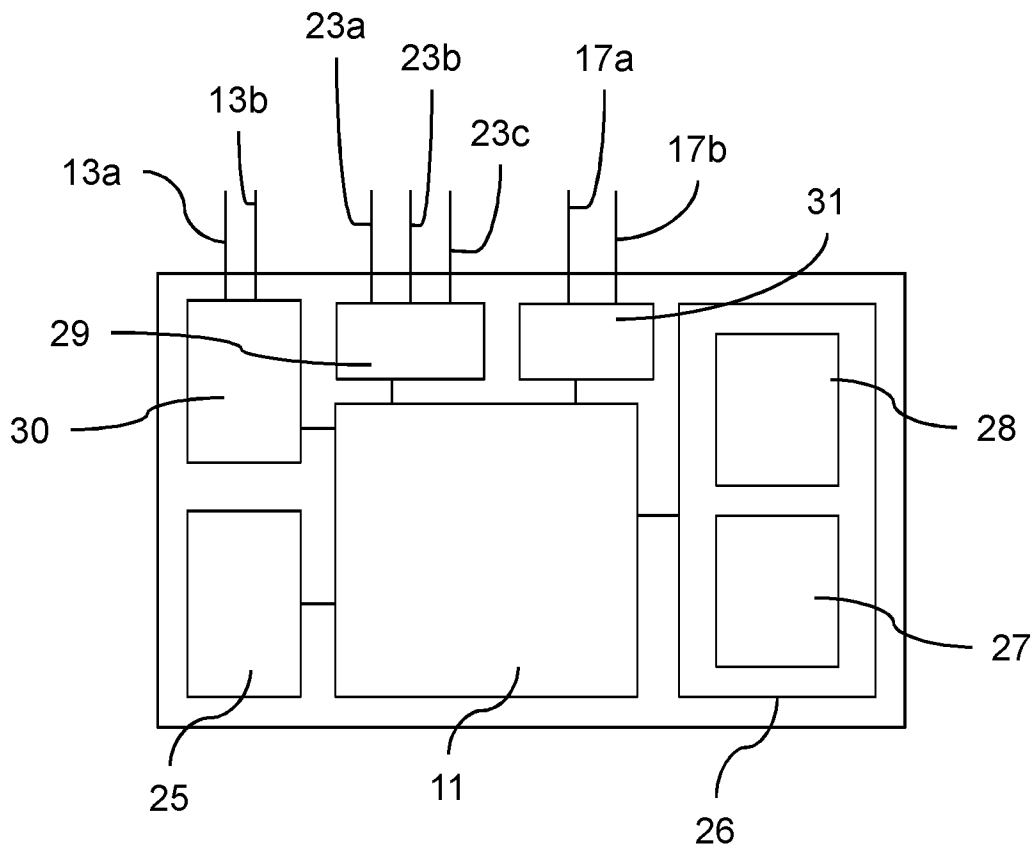


Fig. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2020/070751

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61M 16/14</i> (2006.01)i; <i>A61M 16/16</i> (2006.01)i; <i>A61M 16/10</i> (2006.01)i; <i>A61M 16/00</i> (2006.01)n; <i>G01N 27/22</i> (2006.01)n; <i>A61M 16/04</i> (2006.01)n		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61M; G01N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2018172563 A1 (STAMFORD DEVICES LTD [IE]) 27 September 2018 (2018-09-27) figures 1-11 paragraph [0019] - paragraph [0038]	1-19
X	US 2018250490 A1 (BURGESS RUSSEL WILLIAM [NZ] ET AL) 06 September 2018 (2018-09-06) figure 1E paragraph [0089] - paragraph [0127]	1-19
X	WO 2015196379 A1 (OUTSTANDING HEALTHCARE COMPANY LTD [CN]) 30 December 2015 (2015-12-30) figure 4 page 4, paragraph 4 - page 9, paragraph 2	1-19
X	US 2019344038 A1 (NOVKOV DONALD J [US]) 14 November 2019 (2019-11-14) figures 3, 4 paragraph [0045] - paragraph [0052]	1-19
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 31 March 2021		Date of mailing of the international search report 14 April 2021
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Liess, Helmar Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/EP2020/070751

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2018172563	A1	27 September 2018	AU	2018240522	A1	07 November 2019
				CA	3057404	A1	27 September 2018
				CN	110650764	A	03 January 2020
				EP	3600503	A1	05 February 2020
				JP	2020511280	A	16 April 2020
				WO	2018172563	A1	27 September 2018
<hr/>							
US	2018250490	A1	06 September 2018	AU	2015312522	A1	16 March 2017
				AU	2020200169	A1	30 January 2020
				CA	2959303	A1	10 March 2016
				CN	107106808	A	29 August 2017
				CN	112354062	A	12 February 2021
				CN	112370621	A	19 February 2021
				CN	112370631	A	19 February 2021
				EP	3188782	A1	12 July 2017
				EP	3760265	A2	06 January 2021
				GB	2544225	A	10 May 2017
				GB	2582875	A	07 October 2020
				JP	2017525513	A	07 September 2017
				JP	2021020083	A	18 February 2021
				SG	10201901554Q	A	28 March 2019
				SG	11201701566Y	A	30 March 2017
				TW	201620572	A	16 June 2016
				TW	202026029	A	16 July 2020
				US	2018250490	A1	06 September 2018
US	2020269006	A1	27 August 2020				
WO	2016036260	A1	10 March 2016				
<hr/>							
WO	2015196379	A1	30 December 2015	EP	3160559	A1	03 May 2017
				HK	1214981	A1	12 August 2016
				JP	2017522154	A	10 August 2017
				US	2017143931	A1	25 May 2017
				WO	2015196379	A1	30 December 2015
<hr/>							
US	2019344038	A1	14 November 2019	CA	3099788	A1	21 November 2019
				CN	112135653	A	25 December 2020
				EP	3793653	A1	24 March 2021
				US	2019344038	A1	14 November 2019
				WO	2019222159	A1	21 November 2019

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV.	A61M16/14	A61M16/16
		A61M16/10
ADD.	A61M16/00	G01N27/22
		A61M16/04
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)		
A61M G01N		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2018/172563 A1 (STAMFORD DEVICES LTD [IE]) 27. September 2018 (2018-09-27) Abbildungen 1-11 Absatz [0019] - Absatz [0038] -----	1-19
X	US 2018/250490 A1 (BURGESS RUSSEL WILLIAM [NZ] ET AL) 6. September 2018 (2018-09-06) Abbildung 1E Absatz [0089] - Absatz [0127] -----	1-19
X	WO 2015/196379 A1 (OUTSTANDING HEALTHCARE COMPANY LTD [CN]) 30. Dezember 2015 (2015-12-30) Abbildung 4 Seite 4, Absatz 4 - Seite 9, Absatz 2 ----- -/-	1-19
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
31. März 2021		14/04/2021
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Liess, Helmar

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2019/344038 A1 (NOVKOV DONALD J [US]) 14. November 2019 (2019-11-14) Abbildungen 3, 4 Absatz [0045] - Absatz [0052] -----	1-19

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2020/070751

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2018172563 A1	27-09-2018	AU 2018240522 A1	07-11-2019
		CA 3057404 A1	27-09-2018
		CN 110650764 A	03-01-2020
		EP 3600503 A1	05-02-2020
		JP 2020511280 A	16-04-2020
		WO 2018172563 A1	27-09-2018
US 2018250490 A1	06-09-2018	AU 2015312522 A1	16-03-2017
		AU 2020200169 A1	30-01-2020
		CA 2959303 A1	10-03-2016
		CN 107106808 A	29-08-2017
		CN 112354062 A	12-02-2021
		CN 112370621 A	19-02-2021
		CN 112370631 A	19-02-2021
		EP 3188782 A1	12-07-2017
		EP 3760265 A2	06-01-2021
		GB 2544225 A	10-05-2017
		GB 2582875 A	07-10-2020
		JP 2017525513 A	07-09-2017
		JP 2021020083 A	18-02-2021
		SG 10201901554Q A	28-03-2019
		SG 11201701566Y A	30-03-2017
		TW 201620572 A	16-06-2016
		TW 202026029 A	16-07-2020
		US 2018250490 A1	06-09-2018
US 2020269006 A1	27-08-2020		
WO 2016036260 A1	10-03-2016		
WO 2015196379 A1	30-12-2015	EP 3160559 A1	03-05-2017
		HK 1214981 A1	12-08-2016
		JP 2017522154 A	10-08-2017
		US 2017143931 A1	25-05-2017
		WO 2015196379 A1	30-12-2015
US 2019344038 A1	14-11-2019	CA 3099788 A1	21-11-2019
		CN 112135653 A	25-12-2020
		EP 3793653 A1	24-03-2021
		US 2019344038 A1	14-11-2019
		WO 2019222159 A1	21-11-2019