

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号
特表2024-518030
(P2024-518030A)

(43)公表日 令和6年4月24日(2024.4.24)

(51)国際特許分類	F I			テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 1 L	4 C 0 3 8
A 6 1 M 16/00 (2006.01)	A 6 1 M	16/00	3 4 3	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/085(2006.01)	A 6 1 B	5/085		

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全18頁)

(21)出願番号	特願2023-562697(P2023-562697)	(71)出願人	513285561
(86)(22)出願日	令和4年4月14日(2022.4.14)		ベンテック ライフ システムズ, イン
(85)翻訳文提出日	令和5年10月31日(2023.10.31)		コーポレイテッド
(86)国際出願番号	PCT/US2022/071729		アメリカ合衆国 ワシントン 9 8 0 2 1
(87)国際公開番号	WO2022/221863		, ボセル, 2 6 ティーエイチ アベニ
(87)国際公開日	令和4年10月20日(2022.10.20)		ュー サウスイースト 2 2 0 0 2
(31)優先権主張番号	63/175,405	(74)代理人	100078282
(32)優先日	令和3年4月15日(2021.4.15)		弁理士 山本 秀策
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)	(74)代理人	100113413
			弁理士 森下 夏樹
(81)指定国・地域	AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA	(74)代理人	100181674
	,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(		弁理士 飯田 貴敏
	AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,A	(74)代理人	100181641
	T,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR		弁理士 石川 大輔
	,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,	(74)代理人	230113332
	最終頁に続く		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 患者肺圧を測定するためのシステムおよび方法

(57)【要約】

本技術は、圧力制御式または体積制御式換気の間に患者内の患者肺圧を測定するためのシステムおよび方法を対象とする。例えば、本技術は、氣息の吸気相の間に第1の速度において換気装置吹送機を動作させ、ガスを、流路に沿って、換気装置から患者に指向することと、氣息の吸気相の後かつ呼気相の前に、第1の速度未満である、第2の速度において吹送機を動作させ、ガスが、患者の肺の中に流入することまたはそこから外に流出することのいずれでもない間に流路内でゼロ流量状態を達成することを含む。ゼロ流量状態の間、流路内の圧力は、患者肺圧に等しい、または少なくともそれにほぼ等しい。故に、圧力が、ゼロ流量状態の間に流路に沿った任意の位置において測定され、患者肺圧を決定することができる。

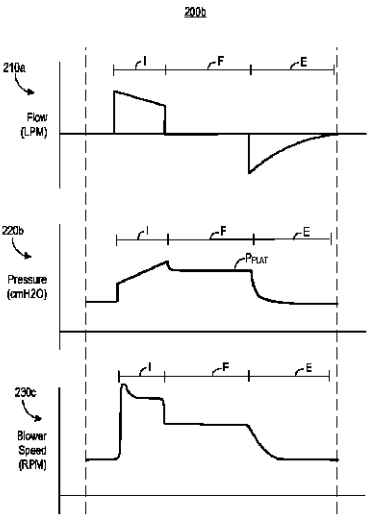


FIG. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者回路および患者接続部によって前記患者に接続される換気装置を使用した換気の間、患者内の患者肺圧を測定するための方法であって、前記方法は、

氣息の吸気相の間に第 1 の速度において前記換気装置の吹送機を動作させ、前記患者回路と、前記患者接続部とを含む流路に沿って、前記換気装置から前記患者にガスを指向することと、

前記氣息の吸気相の後かつ呼気相の前に、前記第 1 の速度未満である第 2 の速度において前記吹送機を動作させ、ガスが前記患者の肺の中に流入することまたは前記患者の肺から外に流出することのいずれでもない間に、前記流路内でゼロ流量状態を達成することと

10

、
前記ゼロ流量状態の間に前記流路内のプラトー圧を測定することであって、前記測定されるプラトー圧は、前記患者肺圧に等しいかまたは前記患者肺圧にほぼ等しい、こととを含む、方法。

【請求項 2】

前記第 1 の速度未満である第 2 の速度において前記吹送機を動作させ、前記ゼロ流量状態を達成することは、

流量センサを介して、前記流路内のガス流量を測定することと、

前記測定されたガス流量に基づいて、前記吹送機の速度を自動的に調節し、前記ゼロ流量状態を達成し、維持することと

20

を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記流量センサは、前記換気装置内に位置付けられる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記流量センサは、前記患者回路内に位置付けられる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記流路内の前記プラトー圧を測定することは、前記換気装置内に位置付けられる圧力センサを使用して前記プラトー圧を測定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 2 の速度において前記吹送機を動作させることは、約 1 秒～約 6 秒にわたって前記ゼロ流量状態を維持することを含む、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記測定されたプラトー圧に基づいて、患者静的コンプライアンスを自動的に計算することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

少なくとも部分的に前記計算された患者静的コンプライアンスに基づいて、患者気道抵抗を自動的に計算することをさらに含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記ゼロ流量状態が達成された後、および前記氣息の呼気相の間に、第 3 の速度において前記吹送機を動作させることであって、前記第 3 の速度は、前記第 2 の速度未満である、こと

40

をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

換気装置システムであって、

患者へのガスの流量を制御するように構成される吹送機を有する換気アセンブリと、

前記吹送機を制御するように構成される制御モジュールであって、前記制御モジュールは、

1 つまたはそれを上回るプロセッサと、

患者肺圧を測定するために保持操作を実施するための命令を記憶するメモリであって、前記命令は、前記 1 つまたはそれを上回るプロセッサによって実行されると、前記換気

50

装置システムに、

気息の吸気相の間に第1の速度において前記吹送機を動作させ、患者回路と、患者接続部とを含む流路に沿って、前記換気装置から前記患者にガスを指向することと、

前記気息の吸気相の後かつ呼気相の前に、前記吹送機の速度を低減させ、ガスが前記患者の肺の中に流入することまたは前記患者の肺から外に流出することのいずれでもない間に、前記流路内でゼロ流量状態を達成することと

を含む動作を実施させる、メモリと

を含む、制御モジュールと、

前記ゼロ流量状態の間に前記流路内のプラトー圧を測定するように構成される圧力センサであって、前記測定されるプラトー圧は、前記患者肺圧に等しいかまたは前記患者肺圧にほぼ等しい、圧力センサと

を備える、換気装置システム。

【請求項11】

前記流路内のガス流量を測定するように構成される流量センサをさらに備え、前記吹送機の速度を低減させ、ゼロ流量状態を達成する動作はさらに、

前記流量センサから、前記流路内のガス流量を示す信号を受信することと、

前記受信された信号に基づいて、前記吹送機の速度を自動的に調節し、前記ゼロ流量状態を達成し、維持することと

を含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記ゼロ流量状態は、約1秒～約6秒にわたって維持される、請求項10に記載のシステム。

【請求項13】

前記動作はさらに、前記測定されたプラトー圧に基づいて患者静的コンプライアンスを自動的に計算することを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項14】

前記動作はさらに、少なくとも部分的に前記計算された患者静的コンプライアンスに基づいて、患者気道抵抗を自動的に計算することを含む、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記動作はさらに、前記ゼロ流量状態が達成された後、および前記呼気相の間に、前記吹送機の速度をさらに低減させ、患者呼気を可能にすることを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項16】

前記ゼロ流量状態の間に前記測定されたプラトー圧を表示するように構成されるユーザディスプレイをさらに備える、請求項10に記載のシステム。

【請求項17】

前記保持操作の動作を選択的に開始するためのユーザ入力をさらに含む、請求項10に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、その開示が参照することによってその全体として本明細書に組み込まれる、2021年4月15日に出願され、「SYSTEMS AND METHODS FOR MEASURING PATIENT LUNG PRESSURE IN VOLUME-CONTROLLED VENTILATION」と題された、米国仮出願第63/175,405号の優先権を主張する。

【0002】

本技術は、概して、換気装置システムおよび使用方法を対象とし、具体的には、患者肺圧および他の生理学的メトリックを測定することを対象とする。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0003】

機械的換気装置は、典型的には、患者回路を使用して患者に接続される。いったん患者に接続されると、換気装置は、吸気ガスを患者の肺の中に駆動し、患者の氣息を補助する。ガス流量が、圧力制御式換気または体積制御式換気のいずれかを使用して、制御されることができる。圧力制御式換気では、換気装置は、所定の圧力に到達するまで、空気を患者に送達する。いったん所定の圧力に到達すると、患者回路内の呼気弁が、開放し、患者回路内の圧力を低減させ、ガスが患者の肺から外に流出し、呼気弁を介して患者回路から退出することを可能にする。体積制御式換気では、換気装置は、所定の体積の空気を患者に送達する。いったん所定の体積の空気が患者に送達されると、流量が、低減され、空気が、自然に患者の肺から外に、換気装置に向かって戻るように流動する。

10

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本技術は、概して、圧力制御式または体積制御式の機械的換気の際に患者肺圧を測定するためのシステムおよび方法を対象とする。いくつかの実施形態では、本技術はさらに、測定された患者肺圧に基づいて、患者静的コンプライアンスおよび／または患者気道抵抗を計算するためのシステムおよび方法を提供する。例えば、本技術は、氣息の吸気相の間に第1の速度において換気装置吹送機を動作させ、ガスを、流路に沿って、換気装置から患者に指向することと、氣息の吸気相の後かつ呼気相の前に、第1の速度未満である、第2の速度において吹送機を動作させ、ガスが、患者の肺の中に流入することまたはそこから外に流出することのいずれでもない間に流路内でゼロ流量状態を達成することを含む。ゼロ流量状態の間、流路内の圧力は、患者肺圧に等しい、または少なくともそれにほぼ等しい。故に、圧力が、ゼロ流量状態の間に流路に沿った任意の位置において測定され、患者肺圧を決定することができる。測定された患者肺圧は、次いで、患者静的コンプライアンスおよび／または患者気道抵抗を自動的に計算するために使用されることができる。本明細書に詳細に説明されるように、そのような測定は、換気の際の患者の肺の健全性を監視する、患者のために適切な療法レベルを選択する、または同等物を補助し得る。

20

【0005】

患者肺圧（例えば、呼吸サイクルの間の任意の所与の時点における、患者の肺内の圧力）は、吸気／呼気呼吸サイクルの全体を通して変動する。例えば、患者の肺内の圧力は、概して、空気が肺の中に移動し、それを膨張させるにつれて、氣息の吸気相の間に増加する。吸気相と呼気相との間の遷移時、患者肺圧は、概して、（例えば、プラトー圧としても公知である）そのピーク値にある、またはピーク値に近接する。患者肺圧は、次いで、呼気相の間に、空気が肺から外に移動し、肺が収縮するにつれて、減少する。

30

【0006】

患者肺圧は、標準的な吸気／呼気呼吸サイクルの間には、直接測定されることはできない。これは、患者肺圧が、概して、患者の気道（例えば、気管）の抵抗に起因して、換気の際に患者接続部（または換気装置と患者の口との間の流路に沿った、任意の他の位置）における圧力に等しくないためである。例えば、患者の口における圧力は、概して、（例えば、患者気道抵抗に起因して）吸気相の間の任意の所与の瞬間において、患者肺圧を上回り、患者の口における圧力は、概して、（例えば、また、患者気道抵抗に起因して）呼気相の任意の所与の瞬間において患者肺圧を下回るのであろう。故に、吸気または呼気相の間に患者の口（または換気装置と患者の口との間の流路に沿った別の位置）において圧力を測定することは、患者肺圧の正確な推定を提供するものではない。したがって、患者肺圧は、単純に患者の口における患者接続部上に圧力センサを設置することによって、測定されることができない。

40

【0007】

いくつかの状況では、患者肺圧は、吸気相の直後に保持操作を使用して査定されることができる。保持操作の間に、患者回路内の呼気弁が、吸気相の終結に続いて、閉鎖位置に

50

保持される。これは、空気が、患者の肺の中に流入すること、そこから外に流出することもない間に、患者回路内にゼロ流量状態を引き起こす。ゼロ流量が、存在するため、患者気道抵抗は、患者の肺内の圧力に影響を及ぼさない。故に、換気装置と患者との間の流路に沿って（「プラトー圧」として公知である）ゼロ流量状態の間に測定される圧力は、患者のピーク肺圧を表す。

【0008】

しかしながら、全ての換気装置システムが、患者回路内に、選択的に閉鎖され、ゼロ流量状態を達成し、維持し得る、呼気弁を組み込んでるわけではない。本技術は、したがって、能動的に制御される呼気弁を伴わないシステムにおけるような、患者肺圧を測定するためのシステムおよび方法を提供する。特に、下記に詳細に説明されるように、本技術は、吹送機の動作を自動的に制御し、保持操作の間にゼロ流量状態を達成し、プラトー圧、したがって、患者肺圧が測定されることを可能にする。

【0009】

プラトー圧を査定することは、換気療法パラメータを設定することにおいて有用である。保持操作の間またはその終了時において高すぎるプラトー圧（例えば、約20 cmH₂Oを上回る、約25 cmH₂Oを上回る、約30 cmH₂Oを上回る、または別の患者固有パラメータ）は、患者の肺が、過膨張されていることを示し得、これは、気圧性外傷を引き起こし、肺の損傷につながり得る。保持操作の間またはその終了時において低すぎるプラトー肺圧は、患者が、呼吸の間に十分な空気を受容していないことを示し得る。故に、換気療法パラメータは、特定の患者のための臨床的に容認可能な範囲内の、吸気相の終了時の患者肺圧（例えば、プラトー圧）を達成するように選択されることができる。

【0010】

患者静的コンプライアンス（例えば、所与の圧力にわたって容積が伸展または拡張するための肺の伸張性／能力）および患者気道抵抗（例えば、患者の解剖学的構造によって発生される空気流に対する耐性）もまた、換気療法パラメータを設定すること、および／または患者の状態を監視することにおいて有用であることができる。例えば、低い患者肺コンプライアンスは、患者が「堅い」、すなわち、線維性の肺を有することを示し得る一方、高い患者肺コンプライアンスは、患者の肺が過度に柔順であることを示し得る。しかしながら、患者肺圧と同様に、患者静的コンプライアンスおよび患者気道抵抗は、圧力制御式または体積制御式換気の間に直接測定されることができない。しかしながら、下記に詳細に説明されるように、本技術は、測定された患者肺圧値を利用し、患者コンプライアンスおよび患者気道抵抗を計算することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

本技術の多くの側面が、以下の図面を参照してより深く理解されることができる。図面内の構成要素は、必ずしも縮尺通りではない。代わりに、本技術の原理を明確に図示することに重点が置かれている。

【0012】

【図1】図1は、本技術の実施形態に従って構成される、換気装置システムの概略図である。

【0013】

【図2】図2は、本技術の実施形態に従って発生される、3つの呼吸サイクルにわたる、流量波形グラフ、圧力波形グラフ、および吹送機速度グラフを図示する。

【0014】

【図3】図3は、本技術の実施形態による、患者肺圧を測定するための保持操作を図示する、図2の流量波形グラフ、圧力波形グラフ、および吹送機速度グラフの一部の拡大図である。

【0015】

【図4A】図4Aは、本技術の実施形態による、能動患者回路との併用のための、患者肺圧を測定するための保持操作を実施するように構成される、換気装置制御モジュールを図

10

20

30

40

50

示する、概略図である。

【0016】

【図4B】図4Bは、本技術の実施形態による、受動患者回路との併用のための、患者肺圧を測定するための保持操作を実施するように構成される、換気装置制御モジュールを図示する、概略図である。

【0017】

【図5】図5は、患者肺圧を測定するための保持操作を実施するように構成され、本技術の実施形態に従って構成される、換気装置の概略図である。

【0018】

【図6】図6は、本技術の実施形態による、換気の際に患者内の患者肺圧を測定するための方法のフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0019】

詳細な説明

本デバイス、方法、および使用のさらなる側面および利点が、実施例として与えられるにすぎない、続く説明から明白な状態になるであろう。

【0020】

下記に提示される説明において使用される専門用語は、本技術のある具体的な実施形態の詳細な説明と併せて使用されている場合でも、その最も広範な合理的な様式において解釈されることを意図している。ある用語が、下記においてさらに強調され得るが、しかしながら、任意の制限された様式において解釈されることが意図されるいかなる専門用語も、本詳細な説明の節においてそのようなものとして明確かつ具体的に定義されるであろう。加えて、本技術は、実施例の範囲内にあるが、図1-6に関して詳細に説明されていない、他の実施形態も含むことができる。

20

【0021】

本明細書の全体を通した、「one embodiment（一実施形態）」または「an embodiment（ある実施形態）」の言及は、その実施形態と関連して説明される特定の特徵、構造、または特性が、本技術の少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書内全体を通した種々の場所における語句「in one embodiment（一実施形態では）」または「in one embodiment（ある実施形態では）」の表出は、必ずしも全てが同一の実施形態を参照しているわけではない。さらに、特定の特徵または特性は、1つまたはそれを上回る実施形態において任意の好適な様式において組み合わせられ得る。

30

【0022】

本明細書の全体を通した、例えば、「generally（概して）」、「approximately（おおよそ）」、および「about（約）」等の相対用語の言及は、本明細書では、記載される値±10%を意味するために使用される。用語「substantially（実質的に）」またはその文法的変形例は、少なくとも約50%、例えば、75%、85%、95%、または98%を指す。

【0023】

図1は、患者102に換気療法を提供するための、本技術の実施形態に従って構成される、換気システム100（「システム100」）の概略図である。システム100は、換気装置110と、患者回路106と、患者接続部104とを含む。換気装置110は、患者回路106および患者接続部104を介して、患者102に結合されることができる。例えば、患者回路106は、ガスを患者102に、および／または患者から輸送するための、導管または管腔（例えば、管類）を含むことができる。患者回路106は、米国特許第10,518,059号および第10,105,509号（その開示は、それらの全体として、あらゆる目的のために参照することによって本明細書に組み込まれる）に説明されているもの等の受動患者回路または能動患者回路を含むことができる。患者接続部104は、完全リブリーザマスク、部分リブリーザマスク、鼻マスク、マウスピース、気管チ

40

50

ューブ、または同等物等、患者 102 にガスを送達するために患者回路 106 に結合される、任意の好適なインターフェースであることができる。

【0024】

換気装置 110 は、患者 102 に吸気ガス（例えば、「空気 126」）を提供するための吹送機 122 を有する、換気アセンブリ 120 を含むことができる。空気 126 は、換気装置 110 によって、換気アセンブリ 120 に結合される、患者空気取入部 124 を介して受容される。「空気」として識別されているが、当業者は、空気 126 が、換気装置 110 の外部にある任意の源から取得される、周囲空気または加圧空気を含み得ることを理解するであろう。空気 126 はまた、随意に、米国特許第 10, 245, 406 号および第 10, 315, 002 号（その開示は、それらの全体として、あらゆる目的のために参照することによって本明細書に組み込まれる）に説明されるような濃縮酸素も含み得る。

10

【0025】

吹送機 122 は、患者 102 への空気 126 の流量を制御する。例えば、呼吸サイクルの吸気相の間に、吹送機 122 は、患者空気取入部 124 と、換気アセンブリ 120 と、メイン換気装置接続部 116 と、患者回路 106 と、患者接続部 104 とを含む、流路を介して、空気 126 を患者 102 に指向することができる。呼気相の間の吹送機の動作は、システム 100 によって提供される療法のモードに依存する。例えば、システム 100 が呼気終末陽圧（PEEP または EPAP）療法を提供するように構成される実施形態では、吹送機 122 はまた、呼気相の間に空気 126 をメイン換気装置接続部 116 に指向する。これは、呼気相の間の患者の気道内の陽圧を維持し、これは、患者の肺が呼気の間に虚脱するであろうリスクを低減させ得る。いくつかの実施形態では、換気装置 110 は、呼気相の間に呼気ガスを受容してもよい。換気装置 110 は、患者空気取入部 124 を介して呼気ガスを排気してもよい、および／または患者呼気ガスを換気するための別個の出口ポート（図示せず）を有してもよい。

20

【0026】

システム 100 はさらに、流量センサ 118 および／または圧力センサ 119 等の 1 つまたはそれを上回るセンサを含むことができる。流量センサ 118 は、患者空気取入部 124 と患者接続部 104 との間の流路に沿った任意の好適な位置に位置付けられることができる。例えば、図示される実施形態では、流量センサ 118 は、患者空気取入部 124 と換気アセンブリ 120 との間に位置付けられる。その位置にかかわらず、流量センサ 118 は、患者空気取入部 124 と患者 102 との間での（例えば、1 分あたりのリットル、すなわち、LPM において）ガスの流量を測定するように構成される。同様に、圧力センサ 119 も、患者空気取入部 124 と患者 102 との間の流路内で圧力を測定するために任意の好適な位置に位置付けられることができる。例えば、圧力センサ 119 は、換気アセンブリ 120 とメイン換気装置接続部 116 との間の換気装置 110 内に位置付けられることができる。患者回路 106 が能動患者回路である実施形態では、システム 100 は、随意に、患者 202 に近接する、二次流量センサ 105 を含むことができる。

30

【0027】

換気装置 110 はさらに、換気装置 110 の動作を制御するための制御モジュール 112 を含んでもよい。特に、制御モジュール 112 は、（例えば、患者に好適な流量の空気 126 を提供する、および／または換気装置 110 の動作と患者の氣息を同期化するために）吹送機 122 の速度を自動的に制御すること等のために換気アセンブリ 120 の動作を制御するための、1 つまたはそれを上回る信号を発生させることができる。例えば、制御モジュール 112 は、吹送機 122 に、氣息の吸気相の間に第 1 の速度において、および氣息の呼気相の間に第 1 の速度より遅い、第 2 の速度において動作するように指示してもよい。制御モジュール 112 はまた、流量センサ 118 および／または圧力センサ 119 から信号を受信してもよい。例えば、体積制御式換気では、制御モジュール 112 は、吸気相の間に流量センサ 118 から信号を受信し、受信された信号に基づいて、吸気相の間に患者に送達された空気の体積を自動的にかつリアルタイムで計算してもよい。いったん

40

50

計算された体積が、所定の閾値に到達すると、制御モジュール 112 は、換気アセンブリ 120 を制御し、（例えば、吹送機 122 の速度を減速させることによって）呼気相を開始することができる。なおもさらに、図 2-6 に関して詳細に説明されるように、制御モジュール 112 はまた、流量センサ 118 から受信された信号に基づいて、吹送機 122 の速度を自動的に制御し、患者肺圧を測定するために、保持操作の間に流路内でゼロ流量状態を達成することもできる。

【0028】

換気装置 110 はさらに、ユーザインターフェース 114 を含むことができる。ユーザインターフェース 114 は、ユーザ（例えば、患者、介護者、臨床医、または患者 102 と関連付けられる他のユーザ）から入力を受容し、その入力を制御モジュール 112 に提供するように構成される。ユーザインターフェース 114 を介して受容される入力は、換気装置設定と、動作のパラメータと、動作のモードと、同等物とを含むことができる。特定の実施例では、図 5 に関してより詳細に説明されるように、ユーザは、患者肺圧を測定するために、ユーザインターフェース 114 を使用して保持操作を開始してもよい。ユーザインターフェース 114 はさらに、選択された換気装置設定と、動作のパラメータと、動作のモードと、生理学的パラメータと、同等物とを含む、情報をユーザおよび／または患者に表示するように構成されることができる。ユーザインターフェース 114 は、換気装置設定および動作パラメータのデジタルディスプレイを有するタッチスクリーン等、当技術分野において公知である任意の好適なユーザインターフェースであることができる。

【0029】

システム 100 は、随意に、上記に説明されるもの以外の付加的特徴と、機能とを含むことができる。例えば、システム 100 は、患者 102 に酸素補給を提供するための酸素アセンブリ、患者 102 に咳嗽補助を提供するための咳嗽補助アセンブリ、患者に薬物療法を提供するための噴霧器アセンブリ、患者 102 に吸込を提供するための吸込アセンブリ、または同等物のうちの 1 つまたはそれを上回るものを含むことができる。いくつかの実施形態では、前述のアセンブリのうちの 1 つまたはそれを上回るもの（例えば、咳嗽補助アセンブリ）が、システム 100 が、患者回路 106 から患者を接続解除することなく患者 102 に複数の呼吸療法を提供し得るように、換気装置 110 の中に統合されることができる。本技術との併用のために好適な換気装置の付加的特徴が、米国特許第 9,956,371 号（その開示は、その全体として、あらゆる目的のために参照することによって本明細書に組み込まれる）に説明されている。

【0030】

図 2-6 に関して下記に説明されるように、システム 100 は、機械的換気の際に患者肺圧、患者静的コンプライアンス、および／または患者気道抵抗を測定および／または計算するために使用されることができる。特に、患者肺圧は、吸気相に続いて、システム 100 内の正味流量をゼロまで低減させるように吹送機 122 の動作を制御することによって、測定されることができる。患者静的コンプライアンスおよび患者気道抵抗は、測定された患者肺圧を使用して計算されることができる。

【0031】

図 2 は、（例えば、図 1 に示されるシステム 100 を使用した）体積制御式換気の際の、3 つの呼吸サイクル 200 a-c にわたる代表的流量波形を示す、第 1 のグラフ 210 と、同一の 3 つの呼吸サイクル 200 a-c にわたる代表的圧力波形を示す、第 2 のグラフ 220 と、同一の 3 つの呼吸サイクル 200 a-c にわたる吹送機（例えば、図 1 に示される吹送機 122）速度を示す、第 3 のグラフ 230 とを含む。第 1 のサイクル 200 a および第 3 のサイクル 200 c は、吸気相 I と、その直後に続く呼気相 E とを有する、標準的呼吸サイクルである。第 1 のサイクル 200 a および第 3 のサイクル 200 c では、流量が、吸気相 I の間の正值から呼気相 E の間の負値に遷移し、圧力が、吸気相 I の間に上昇し、呼気相 E の間に降下し、吹送機は、吸気相 I の間に速度のバーストを有し、呼気相 E の間に、呼気終末陽圧を維持するために一貫したレベルまで降下する。

【0032】

第1および第3のサイクル200aおよび200cとは異なり、第2のサイクル200bは、本技術の実施形態による、ピーク患者肺圧（例えば、プラトー圧）を測定するために使用される、保持操作を含む。図3は、保持操作を示す、第2のサイクル200bの拡大図であり、他のサイクルは、明確化のために省略されている。第1および第3のサイクル200aおよび200cと同様に、第2のサイクル200bは、吸気相Iと、呼気相Eとを含む。しかしながら、第2のサイクル200bはまた、吸気相Iと呼気相Eとの間に、ゼロ流量相Fも含む。ゼロ流量相Fの間に、吹送機は、下記に詳細に説明されるように、患者空気取入部124と患者102との間の流路内でゼロ流量を達成し、維持する速度に設定（例えば、自動的に設定）される。流量が、ゼロであるため、圧力は、ゼロ流量相Fの間に、概して、吸気相の終了時に観察される、最大圧力を下回るが、呼気相の終了時に観察される、ベースライン圧力を上回る値において平坦になる（図3においてP_{PLAT}として標識される）。着目すべきこととして、ゼロ流量相Fの間の流路内のプラトー圧P_{PLAT}は、患者の肺内の圧力に等しい、または少なくともそれにほぼ等しい。これは、ゼロに設定された流量を用いると、任意の患者気道抵抗および患者回路抵抗の影響が、無効であり、したがって、圧力に影響を及ぼさないためである。したがって、流路に沿った任意の場所において（例えば、換気アセンブリ120において、患者回路106に沿って、または患者接続部104において）測定される圧力は、患者肺圧に等しい。故に、ゼロ流量相Fの間および／または終了時に測定される、プラトー圧P_{PLAT}は、測定値が得られる場所にかかわらず、患者肺圧に等しい、または少なくともそれにほぼ等しい。

10

【0033】

20

第3のグラフ230cは、（例えば、ガスが、患者の肺の中に流入することまたはそこから外に流出することのいずれでもない）ゼロ流量相Fの間にゼロ流量を維持するための、吹送機122の動作を示す。着目すべきこととして、吹送機122は、ゼロ流量を達成するために、単純にオフにする、またはさらにそのベースライン速度に戻することはできない。吹送機122が、吸気相Iの直後にオフにされた場合、患者の肺は、収縮し、空気が、患者の肺から外に流出し、患者回路の中に流入し、負の流量（例えば、換気アセンブリ120に向かう流動）をもたらすであろう。吹送機122が、第1および第3のサイクル200aおよび200cにおけるもの等、吸気相Iの直後にそのベースライン速度に戻された場合、患者の肺は、依然として、正常な呼気イベントにおいて収縮し、空気が、患者の肺から外に流出し、患者回路の中に流入し、また、負の流量をもたらすであろう。吹送機122が、吸気相Iの間にその速度またはその近傍に維持された場合、吹送機122は、空気を患者の肺の中に移動させ続け、正の流量（例えば、患者に向かう流動）をもたらすであろう。故に、ゼロ流量を達成するために、吹送機122は、ゼロ流量相Fの間に、吸気相Iの間のそのピーク速度と呼気相Eの間のそのベースライン速度との間である、中間速度において動作する。

30

【0034】

特に、システム100は、（例えば、流量センサ118を介して）流量を測定し、測定された流量に基づいて、吹送機122を自動的に制御し、ゼロ流量状態を達成し、維持することができる。例えば、図4Aは、能動患者回路との併用のための、吹送機の速度を自動的に制御し、保持操作の間にゼロ流量状態を達成するように構成される、第1の換気装置制御モジュール112aを図示する、フローチャートである。保持操作に関して、流量基準値（例えば、標的流量）が、ゼロに設定される。流量基準値および吹送機出口において測定された圧力に基づいて、制御モジュール412aは、（例えば、圧力と、流量と、吹送機速度との間の所定の相関を有するルックアップテーブルを使用して）流量基準値を達成するために好適な吹送機速度を推定することができる。第1のPIコントローラはまた、測定された流量と流量基準値を比較し、流量が流量基準値にあるかどうかを決定することができる。第2のPIコントローラは、（例えば、吹送機を駆動するモータのデューティサイクルを制御することによって）吹送機の速度を推定される速度に自動的に制御することができる。いったん吹送機が推定される速度において動作すると、第1のPIコントローラは、吹送機の速度をさらに微調整し、流量基準値を達成し、維持することができ

40

50

る。

【0035】

図4Bは、受動患者回路との併用のための、吹送機を自動的に制御し、保持操作の間にゼロ流量状態を達成するように構成される、第2の換気装置制御モジュール112bを図示する、フローチャートである。第2の換気装置制御モジュール112bは、図4Bに関して前述に説明される、第1の換気装置制御モジュール112aに実質的に類似することができる。しかしながら、第1の換気装置制御モジュール112aに対して、第2の換気装置制御モジュール112bは、受動患者回路内の漏出または患者接続部における任意の漏出を考慮するために、患者推定流量を使用し、吹送機を速度を制御する。

【0036】

前述で説明されたように、吸気相Iに続いてシステム100内でゼロ流量状態を維持することは、流路内の圧力を患者の肺内の圧力と等しくさせる。故に、ゼロ流量相Fの間に流路に沿って測定される圧力（例えば、プラトー圧）は、患者肺圧に等しい、または少なくともそれにほぼ等しい。

【0037】

いったん患者肺圧が測定されると、患者静的コンプライアンスおよび患者気道抵抗が、以下の方程式の変形例を使用して計算されることができ、式中、Pは、圧力であり、Qは、流量であり、 R_p は、患者気道抵抗であり、 V_t は、1回換気量であり、 C_L は、患者肺コンプライアンスである。

【化1】

$$P = Q \times R_p + \frac{V_t}{C_L}$$

【0038】

保持操作の間、圧力Pは、患者肺圧 P_L であり、流量Qは、ゼロであり、患者気道抵抗 R_p は、したがって、無効である。1回換気量 V_t は、吸気相の間に患者に送達される空気の体積に基づいて、既知である。故に、患者静的コンプライアンスは、以下の方程式を使用して計算されることができる。

【化2】

$$C_L = \frac{V_t}{P_L}$$

いったん患者静的コンプライアンスが計算されると、患者気道抵抗もまた、計算されることができる。

【0039】

いくつかの実施形態では、システム100は、いったん保持操作が開始されると、患者肺圧、患者静的コンプライアンス、および／または患者気道抵抗を自動的に決定することができる。例えば、制御モジュール112は、保持操作の間に患者肺圧を自動的に測定し、次いで、測定された患者肺圧に基づいて、患者静的コンプライアンスおよび患者気道抵抗を自動的に計算する、コンピューティングモジュールを含むことができる。システム100は、次いで、（例えば、ユーザインターフェース114を使用して）患者肺圧、患者静的コンプライアンス、および／または患者気道抵抗を表示することができる。

【0040】

図5は、保持操作を開始するためのユーザ入力保持操作制御部550（例えば、ボタン、スイッチ、トグル等）を図示する、図1の換気装置110のユーザインターフェース114の概略図である。動作時、ユーザは、患者肺圧を測定するためにゼロ流量状態を維持する、保持操作を開始するために、保持操作制御部550をアクティブ化（例えば、押下）することができる。例えば、ユーザが、保持操作制御部550をアクティブ化すると、

制御モジュール 112（図 1）は、前述に説明されるように、吹送機 122 の動作を自動的に制御し、システム 100 内でゼロ流量状態を達成することができる。いくつかの実施形態では、保持操作は、下記に説明される最大保持周期に従って、ユーザが保持操作制御部 550 をアクティブ化（例えば、押下）する限りにわたって継続する。

【0041】

いくつかの実施形態では、ユーザインターフェース 114 は、圧力波形グラフ 552 をリアルタイムで表示することができる。故に、ユーザが、保持操作制御部 550 をアクティブ化すると、ユーザは、同時に圧力波形グラフも閲覧し、保持操作制御部 550 を解放し、保持操作（保持操作圧力波形は図 5 に図示せず）を終結する前に、プラトー圧が達成されることを確実にすることができる。ユーザインターフェース 114 はまた、直近に測定されたプラトー圧メトリック 554 および直近に計算された静的コンプライアンスメトリック 556 を表示することもできる。

10

【0042】

ユーザは、したがって、ユーザインターフェース 114 を使用して保持操作を開始し、1 日の全体を通した種々の時間において患者肺圧（例えば、要望に応じた測定値）を測定することができる。保持操作の持続時間は、上記に説明されるように、（例えば、1 秒、2 秒、3 秒、4 秒、5 秒、または 6 秒）に事前設定されることができる、またはユーザによって制御されることができる。患者の安全性のために、システム 100 は、ユーザが、保持操作制御部 550 をアクティブ化された状態に保つ場合でも、その後にシステム 100 が標準的換気に戻る、最大保持持続時間（例えば、6 秒）を含むことができる。いくつかの実施形態では、システム 100 は、事前設定された間隔において保持操作を自動的に開始することができる。例えば、システム 100 は、保持操作を 1 日あたり 1 回、1 日あたり 2 回、1 日あたり 3 回、1 日あたり 4 回、1 日あたり 5 回、1 日あたり 6 回等で開始するようにプログラムされることができる。

20

【0043】

患者肺圧を測定し、患者静的コンプライアンスおよび患者気道抵抗を計算するための前述のシステムおよび技法が、システム 100 に関して説明されているが、当業者は、同一の技法が、吹送機を使用して動作する、他の換気システムとともに利用され得ることを理解するであろう。故に、本技術は、システム 100 に限定されない。

【0044】

本技術はさらに、患者肺圧を測定するための方法を含む。例えば、図 6 は、圧力制御式または体積制御式換気の間に患者内の患者肺圧を測定するための方法 600 のフローチャートである。方法 600 は、ステップ 602 において、気息の吸気相の間に第 1 の速度において換気装置吹送機（例えば、システム 100 の吹送機 122）を動作させることによって開始することができる。第 1 の速度は、ガスを、患者回路と、患者接続部とを含み得る、流路を介して、換気装置から患者に指向するために十分であることができる。吸気相の間に、ガスは、患者の肺を膨張させるために十分な流量において供給される。

30

【0045】

気息の吸気相の後、かつ呼気相の前に、方法 600 は、ステップ 604 において、第 1 の速度未満である、第 2 の速度において吹送機を動作させ、流路内でゼロ流量状態を達成する（例えば、患者が吐出することを防止する）ことによって継続することができる。これは、例えば、（例えば、システム 100 の流量センサ 118 を使用して）流路内のガスの流量を測定し、測定された流量に基づいて、吹送機の速度を自動的に調節し、ゼロ流量状態を達成し、維持することを含むことができる。ゼロ流量状態は、約 1 秒、約 2 秒、約 3 秒、約 4 秒、約 5 秒、または約 6 秒等にわたって、約 1 秒～約 6 秒にわたって維持されることができる。

40

【0046】

方法 600 はさらに、ステップ 606 において、ゼロ流量状態の間にプラトー圧を測定することを含む。これは、例えば、換気装置内に位置付けられる圧力センサを使用して、圧力を測定することを含むことができる。着目すべきこととして、前述で説明されたよう

50

に、ゼロ流量状態の間に測定されるプラトー圧は、患者肺圧に等しい、または少なくともそれにほぼ等しい。測定されたプラトー圧は、したがって、患者肺圧としてユーザに表示されることができる。患者静的コンプライアンスもまた、上記に説明されるように、測定された患者肺圧を使用して計算されることができる。同様に、患者気道抵抗が、上記にも説明されているように、計算された静的コンプライアンスを使用して計算されることができる。プラトー圧が、ステップ606において測定された後、方法600は、第2の速度未満である、第3の速度において吹送機を動作させ、ユーザが氣息の吸気相の間に送達されるガスを呼気することを可能にすることによって、継続することができる。

【実施例】

【0047】

本技術のいくつかの側面が、以下の実施例に記載される。

1. 患者回路および患者接続部によって患者に接続される換気装置を使用した換気の間に、患者内の患者肺圧を測定するための方法であって、方法は、

氣息の吸気相の間に第1の速度において換気装置の吹送機を動作させ、患者回路と、患者接続部とを含む流路に沿って、換気装置から患者にガスを指向することと、

氣息の吸気相の後かつ呼気相の前に、第1の速度未満である第2の速度において吹送機を動作させ、ガスが患者の肺の中に流入することまたは患者の肺から外に流出することのいずれでもない間に流路内でゼロ流量状態を達成することと、

ゼロ流量状態の間に流路内のプラトー圧を測定することであって、測定されるプラトー圧は、患者肺圧に等しいかまたは患者肺圧にほぼ等しい、ことと、

を含む、方法。

2. 第1の速度未満である、第2の速度において吹送機を動作させ、ゼロ流量状態を達成することは、

流量センサを介して、流路内のガス流量を測定することと、

測定されたガス流量に基づいて、吹送機の速度を自動的に調節し、ゼロ流量状態を達成し、維持することと

を含む、実施例1に記載の方法。

3. 流量センサは、換気装置内に位置付けられる、実施例2に記載の方法。

4. 流量センサは、患者回路内に位置付けられる、実施例2に記載の方法。

5. 流路内のプラトー圧を測定することは、換気装置内に位置付けられる圧力センサを使用してプラトー圧を測定することを含む、実施例1-4のいずれかに記載の方法。

6. 第2の速度において吹送機を動作させることは、約1秒〜約6秒にわたってゼロ流量状態を維持することを含む、実施例1-5のいずれかに記載の方法。

7. 測定されたプラトー圧に基づいて、患者静的コンプライアンスを自動的に計算することをさらに含む、実施例1-6のいずれかに記載の方法。

8. 少なくとも部分的に計算された患者静的コンプライアンスに基づいて、患者気道抵抗を自動的に計算することをさらに含む、実施例7に記載の方法。

9. ゼロ流量状態が達成された後、および氣息の呼気相の間に、第3の速度において吹送機を動作させることであって、第3の速度は、第2の速度未満である、こと

をさらに含む、実施例1-8のいずれかに記載の方法。

10. 換気装置システムであって、

患者へのガスの流量を制御するように構成される吹送機を有する換気アセンブリと、

吹送機を制御するように構成される制御モジュールであって、制御モジュールは、

1つまたはそれを上回るプロセッサと、

患者肺圧を測定するために保持操作を実施するための命令を記憶するメモリであって、命令は、1つまたはそれを上回るプロセッサによって実行されると、換気装置システムに、

氣息の吸気相の間に第1の速度において吹送機を動作させ、患者回路と、患者接続部とを含む流路に沿って、換気装置から患者にガスを指向することと、

氣息の吸気相の後かつ呼気相の前に、吹送機の速度を低減させ、ガスが患者の肺の

10

20

30

40

50

中に流入することまたは患者の肺から外に流出することのいずれでもない間に流路内でゼロ流量状態を達成することと

を含む動作を実施させる、メモリと

を含む、制御モジュールと、

ゼロ流量状態の間に流路内のプラトー圧を測定するように構成される圧力センサであって、測定されるプラトー圧は、患者肺圧に等しいかまたは患者肺圧にほぼ等しい、圧力センサと、

を備える、換気装置システム。

11. 流路内のガス流量を測定するように構成される、流量センサをさらに備え、吹送機の速度を低減させ、ゼロ流量状態を達成する動作はさらに、

流量センサから、流路内のガス流量を示す、信号を受信することと、

受信された信号に基づいて、吹送機の速度を自動的に調節し、ゼロ流量状態を達成し、維持することと、

を含む、実施例10に記載のシステム。

12. ゼロ流量状態は、約1秒～約6秒にわたって維持される、実施例10または11に記載のシステム。

13. 動作はさらに、測定されたプラトー圧に基づいて患者静的コンプライアンスを自動的に計算することを含む、実施例10～12のいずれかに記載のシステム。

14. 動作はさらに、少なくとも部分的に計算された患者静的コンプライアンスに基づいて、患者気道抵抗を自動的に計算することを含む、実施例13に記載のシステム。

15. 動作はさらに、ゼロ流量状態が達成された後、および呼気相の間に、吹送機の速度をさらに低減させ、患者呼気を可能にすることを含む、実施例10～14のいずれかに記載のシステム。

16. ゼロ流量状態の間に測定されたプラトー圧を表示するように構成される、ユーザディスプレイをさらに備える、実施例10～15のいずれかに記載のシステム。

17. 保持操作の動作を選択的に開始するためのユーザ入力をさらに含む、実施例10～16のいずれかに記載のシステム。

結論

【0048】

本明細書に説明されるシステムおよび方法は、コンピューティングアーキテクチャとともに実装される、および／またはコンピューティングアーキテクチャを横断して分散されることができる。例えば、本明細書に説明されるシステムの多くのものは、データ、ソフトウェアモジュール、命令、または同等物を記憶する、メモリを含む。本明細書に説明されるメモリは、揮発性および不揮発性記憶装置のための種々のハードウェアデバイスのうちの1つまたはそれを上回るものを含むことができ、読取専用および書込可能メモリの両方を含むことができる。例えば、メモリは、ランダムアクセスメモリ（RAM）、種々のキャッシュ、CPUレジスタ、読取専用メモリ（ROM）、およびフラッシュメモリ、ハードドライブ、フロッピー（登録商標）ディスク、CD、DVD、磁気記憶デバイス、テープドライブ、デバイスバッファ等の書込可能な不揮発性メモリを含むことができる。メモリは、下層のハードウェアから切り離された伝搬信号ではなく、メモリは、したがって、非一過性である。いくつかの実施形態では、メモリは、例えば、プログラム、ソフトウェア、データ、または同等物を記憶する、非一過性コンピュータ可読記憶媒体である。

【0049】

当業者が本明細書における開示から理解するであろうように、上記に説明されるシステムの種々の構成要素が、本技術の範囲から逸脱することなく省略されることができる。同様に、上記において明示的に説明されていない付加的な構成要素が、本技術の範囲から逸脱することなく、本システムに追加され得る。例えば、本技術の具体的な実施形態が、例証の目的のために本明細書に説明されているが、周知の構造および機能が、本技術の実施形態の説明を不必要に不明瞭にすることを回避するために、詳細に示されていない、または説明されていないことを理解されたい。また、本技術の具体的な実施形態およびそれに

10

20

30

40

50

関する実施例は、例証的目的のために上記に説明されているが、種々の同等な修正も、当業者が認識するであろうように、本技術の範囲内で可能性として考えられる。例えば、ステップが、所与の順序において提示されているが、代替実施形態が、異なる順序においてステップを実施してもよい。本明細書に説明される種々の実施形態はまた、さらなる実施形態を提供するために組み合わせられ得る。故に、本技術は、本明細書に明示的に識別される構成に限定されず、むしろ、説明されるシステムおよび方法の変形例および改変物を包含する。

【0050】

さらに、本技術のいくつかの実施形態と関連付けられる利点が、それらの実施形態の文脈において説明されているが、他の実施形態もまた、そのような利点を呈し得、全ての実施形態が、必ずしも本技術の範囲内に入るような利点を呈する必要はない。故に、本開示および関連付けられる技術は、本明細書に明示的に示され、説明されていない他の実施形態も包含し得る。

【0051】

文脈が明確に別様に要求しない限り、説明および実施例の全体を通して、単語「comprise（～を備える）」、「comprising（～を備える）」、および同等物は、排他的と対照的に包括的意味において、または網羅的意味において、すなわち、「including, but not limited to（限定ではないが、～を含む）」の意味において解釈されるべきである。本明細書で使用されるように、用語「接続される」、「結合される」、またはそれらの任意の異形は、2つまたはそれを上回る要素間の直接的または間接的のいずれかの任意の接続または結合を意味し、要素間の接続の結合は、物理的、論理的、またはそれらの組み合わせであることができる。加えて、単語「本明細書において」、「上記において」、「下記において」、および類似の趣旨の単語は、本願において使用されるとき、本願全体を指し、本願の任意の特定の部分を指さないものとする。文脈が可能にする場合、単数または複数の数を使用する上記の詳細な説明における単語もまた、それぞれ、複数の数または単数の数を含み得る。本明細書で使用されるように、「Aおよび／またはB」におけるような語句「および／または」は、Aのみと、Bのみと、AおよびBとを指す。さらに、実施形態が関連する技術分野において公知の等価物を有する、具体的な完全なものが、本明細書において述べられる場合、そのような公知の等価物は、個々に記載される場合と同様に、本明細書に組み込まれると見なされる。

10

20

30

40

50

【図面】
【図 1】

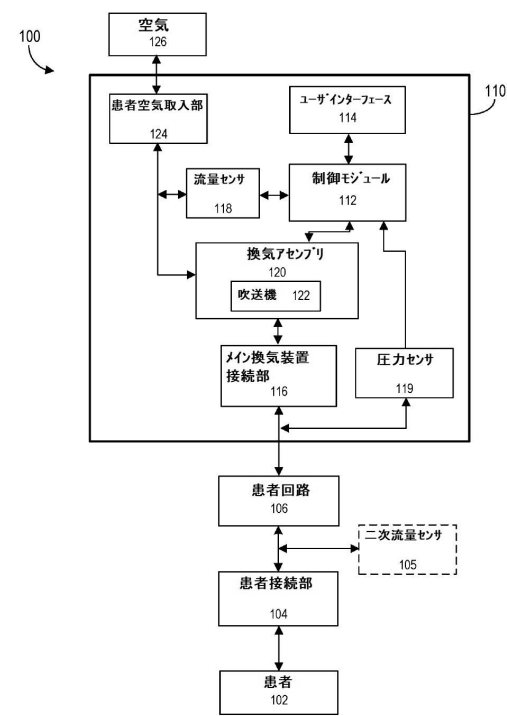


FIG. 1

【図 2】

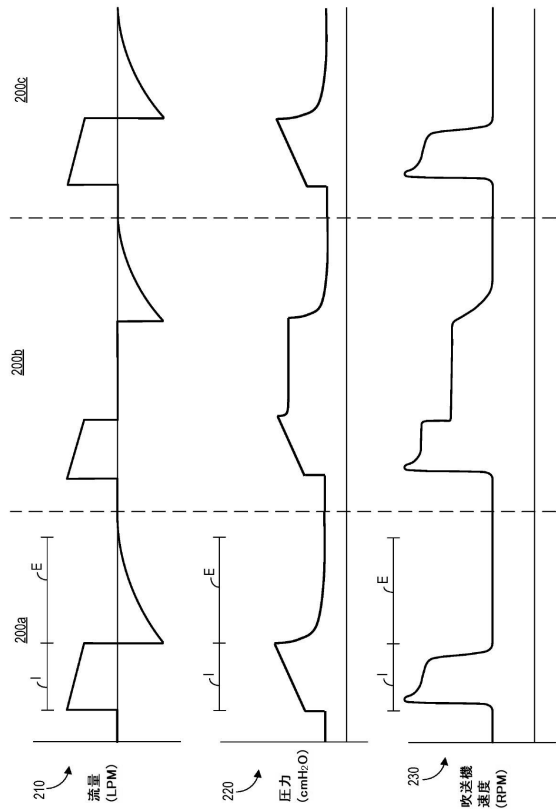


FIG. 2

【図 3】

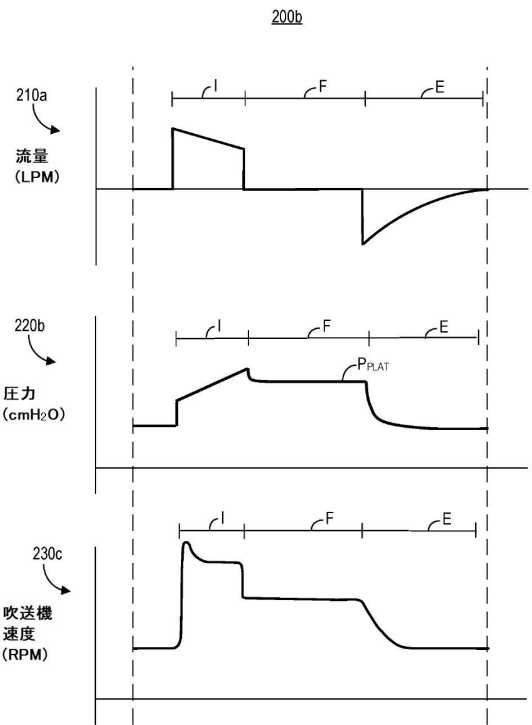


FIG. 3

【図 4 A】

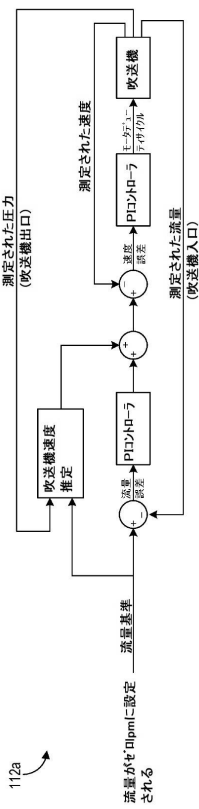


FIG. 4A

10

20

30

40

50

【図 4 B】

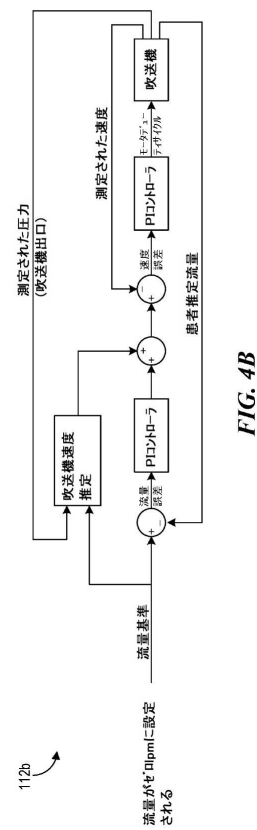


FIG. 4B

【図 5】

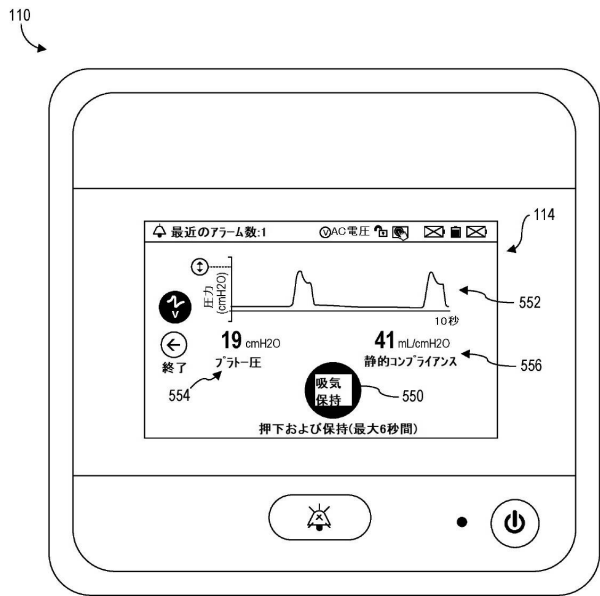


FIG. 5

【図 6】

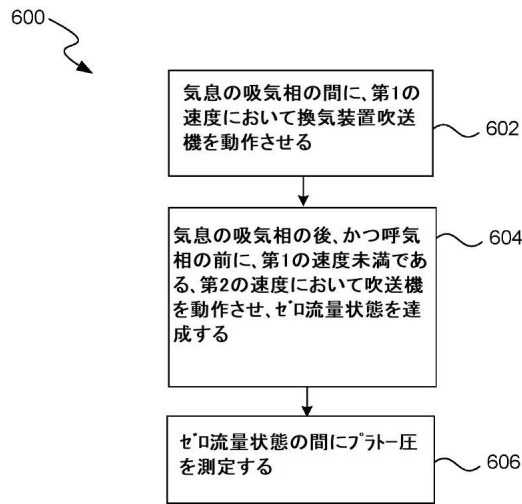


FIG. 6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US22/71729

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC - A61M 16/00; A61M 16/10; A61M 16/20 (2022.01)

CPC - A61M 16/00; A61M 16/101; A61M 16/022; A61M 16/0003; A61M 16/0009; A61M 16/0051; A61M 16/0057; A61M 16/0063; A61M 16/0069; A61M 16/024; A61M 16/10; A61M 16/20; A61M 2016/0027; A61M 2016/0036; A61M 2016/0039; A61M 2016/1025; A61M 2205/3334; A61M 2205/3358; A61M 2205/52; B01D 2259/40009

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)

See Search History document

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

See Search History document

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

See Search History document

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6,371,113 B1 (TOBIA, R ET AL.) 16 April 2002; See figure 1; column 3, lines 1-13; column 3, lines 22-26; column 3, lines 50-65; column 4, lines 1-21; column 4 lines 29-47; claim 9	1-17
A	US 5,850,835 A (TAKAKI, T ET AL.) 22 December 1998; See entire document for additional information	1-17
A	US 3,961,627 A (ERNST, H ET AL.) 08 June 1976; See entire document for additional information	1-17
A	US 2006/0032503 A1 (BERTHON-JONES, M ET AL.) 16 February 2006; See entire document for additional information	1-17

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ 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

"D" document cited by the applicant in the international application

"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

13 June 2022 (13.06.2022)

Date of mailing of the international search report

JUN 29 2022

Name and mailing address of the ISA/US

Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents
P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450
Facsimile No. 571-273-8300

Authorized officer

Shane Thomas

Telephone No. PCT Helpdesk: 571-272-4300

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2019)

フロントページの続き

MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,N
E,SN,TD,TG),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,JM,JO,J
P,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,N
A,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

弁護士 山本 健策

(72)発明者 シポローン, ジョセフ

アメリカ合衆国 ワシントン 98021, ボセル, 26ティーエイチ アベニュー サウスイ
スト 22002, ベンテック ライフ システムズ, インコーポレイテッド 気付

(72)発明者 アハマド, サミール サレハ

アメリカ合衆国 ワシントン 98021, ボセル, 26ティーエイチ アベニュー サウスイ
スト 22002, ベンテック ライフ システムズ, インコーポレイテッド 気付

(72)発明者 ホームズ, マイケル ビー.

アメリカ合衆国 ワシントン 98021, ボセル, 26ティーエイチ アベニュー サウスイ
スト 22002, ベンテック ライフ システムズ, インコーポレイテッド 気付

(72)発明者 セスムンド, ジェイソン

アメリカ合衆国 ワシントン 98021, ボセル, 26ティーエイチ アベニュー サウスイ
スト 22002, ベンテック ライフ システムズ, インコーポレイテッド 気付

F ターム (参考) 4C038 SS04 SU01 SU06 SX04

4C117 XB01 XC21 XD23 XE27