

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6356966号
(P6356966)

(45) 発行日 平成30年7月11日(2018.7.11)

(24) 登録日 平成30年6月22日(2018.6.22)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 M 16/20 (2006.01)	A 6 1 M 16/20 G
A 6 1 M 16/00 (2006.01)	A 6 1 M 16/00 3 4 3

請求項の数 14 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-545547 (P2013-545547)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年12月9日 (2011.12.9)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2014-502893 (P2014-502893A)		ヴェ
(43) 公表日	平成26年2月6日 (2014.2.6)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/055574		N. V.
(87) 国際公開番号	W02012/085740		オランダ国 5656 アーエー アイン
(87) 国際公開日	平成24年6月28日 (2012.6.28)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成26年12月5日 (2014.12.5)		High Tech Campus 5,
審判番号	不服2017-4754 (P2017-4754/J1)		NL-5656 AE Eindhoven
審判請求日	平成29年4月5日 (2017.4.5)		n
(31) 優先権主張番号	61/425,515	(74) 代理人	100107766
(32) 優先日	平成22年12月21日 (2010.12.21)		弁理士 伊東 忠重
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工呼吸器のための電源を備えたバルブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人工呼吸システム内の圧力緩和及び圧力調整を提供するためのバルブであって、当該バルブが：

電磁石と；

該電磁石に接続されたシャフトと；

該シャフトに接続されたダイヤフラムと；を備え、

前記電磁石は、入力信号に基づいて前記シャフトを介して前記ダイヤフラムに力を加えて、患者回路への接続部に関して前記ダイヤフラムを昇降させ、

前記患者回路内の圧力が正の圧力閾値以上である場合に、前記バルブの開口部を通じて前記接続部から周囲に空気を、前記患者回路内の圧力が前記正の圧力閾値未満となるまで放出させることを可能にするように前記ダイヤフラムを上昇させ、前記患者回路内の圧力が負の圧力閾値以下である場合に、前記バルブの開口部を通じて前記周囲から前記接続部に空気を、前記患者回路内の圧力が前記負の圧力閾値を超えるまで提供することを可能にするように前記ダイヤフラムを上昇させる、

バルブ。

【請求項 2】

前記ダイヤフラムと前記シャフトとの間に接続されたプランジャをさらに備え、該プランジャは、前記入力信号に基づいて前記ダイヤフラムを昇降させるように構成されている、

10

20

請求項 1 に記載のバルブ。

【請求項 3】

前記電磁石は、磁石の周りに配置されたコイルを有する、
請求項 1 に記載のバルブ。

【請求項 4】

前記シャフトは、前記磁石を介して設けられている、
請求項 3 に記載のバルブ。

【請求項 5】

前記ダイヤフラムは、前記入力信号によって前記電磁石に電流が全く供給されないようなときに、前記人工呼吸システムの前記患者回路から圧力を放出するように構成されている、
請求項 1 に記載のバルブ。 10

【請求項 6】

前記ダイヤフラムは、前記電磁石に供給される電流に基づいて、前記人工呼吸システムの前記患者回路内の選択された圧力を維持するように構成されている、
請求項 1 に記載のバルブ。

【請求項 7】

人工呼吸システムであって、当該人工呼吸システムが：
前記人工呼吸システム内の圧力を制御する請求項 1 に記載のバルブと；
該バルブに接続されるとともに、前記入力信号を前記バルブに提供するように構成された制御装置と；を備え、
前記電磁石は、前記入力信号に基づいて前記シャフトを介して前記ダイヤフラムに力を加える、
人工呼吸システム。 20

【請求項 8】

前記患者回路内の圧力を測定するように構成された圧力変換器をさらに含む、
請求項 7 に記載の人工呼吸システム。

【請求項 9】

前記制御装置は、前記圧力変換器によって測定された前記圧力に基づいて前記入力信号を変更するように構成されている、
請求項 8 に記載の人工呼吸システム。 30

【請求項 10】

前記制御装置は、前記患者回路から圧力を放出させるために、前記電磁石に電流を全く提供しない、
請求項 9 に記載の人工呼吸システム。

【請求項 11】

前記制御装置は、前記電磁石に電流を供給するように構成されており、該電流の大きさは、前記ダイヤフラムによって加えられた圧力に比例する、
請求項 9 に記載の人工呼吸システム。

【請求項 12】

人工呼吸システムの圧力緩和及び圧力調整を提供するためのバルブの作動方法であって、当該作動方法は：
前記人工呼吸システムの制御装置が、患者回路内の圧力を示す電気信号を受信するステップと；
前記制御装置が、メモリから読み取った正の圧力閾値を設定するステップと；
前記制御装置が、前記メモリから読み取った負の圧力閾値を設定するステップと；
接続部を介して前記患者回路に接続されたバルブであって、前記電気信号に基づいて、電磁石と、該電磁石に接続されたシャフトと、該シャフトに接続されたダイヤフラムとを含むバルブに入力信号を前記制御装置が提供するステップであって、それによって、前記電磁石は、前記入力信号に基づいて、前記シャフトを介して前記ダイヤフラムに力を加え 40 50

て前記患者回路への接続部に関して前記ダイヤフラムを昇降させる、提供するステップと；

前記患者回路内の圧力が前記正の圧力閾値以上である場合に、前記制御装置が前記入力信号を提供して、前記バルブの開口部を通じて前記接続部から周囲に空気を、前記患者回路内の圧力が前記正の圧力閾値未満となるまで放出させることを可能にするように前記ダイヤフラムを上昇させるステップと；

前記患者回路内の圧力が前記負の圧力閾値以下である場合に、前記制御装置が前記入力信号を提供して、前記バルブの開口部を通じて前記周囲から前記接続部に空気を、前記患者回路内の圧力が前記負の圧力閾値を超えるまで提供することを可能にするよう前記ダイヤフラムを上昇させるステップと；を含む、

10

作動方法。

【請求項 1 3】

前記制御装置によって、前記圧力が前記正の圧力閾値未満となるときを判定するステップと、前記圧力が前記正の圧力閾値未満となるときに、前記制御装置が、前記バルブを閉じた位置に維持するステップと、をさらに含む、

請求項 1 2 に記載の作動方法。

【請求項 1 4】

前記制御装置によって、前記圧力が前記負の圧力閾値未満となるときを判定するステップと、前記圧力が前記負の圧力閾値未満となるときに、前記制御装置が、前記バルブを閉じた位置に維持するステップと、をさらに含む、

20

請求項 1 2 に記載の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

人工呼吸器は、患者の非侵襲性の（例えば、マスクを介して）人工呼吸及び侵襲性の（例えば、気管内チューブを介して）人工呼吸を提供するために、様々な用途で使用されている。

【背景技術】

【0002】

安全バルブと、正圧逃しバルブ（PPRV）と、負圧逃しバルブ（NPRV）とが、人工呼吸器の構成要素であり、多くの場合、人工呼吸器に適用可能な基準が必要とされる。通常公知の人工呼吸器において、安全バルブと、正圧逃しバルブ（PPRV）と、負圧逃しバルブ（NPRV）とは、3つの別々の部品であり、それぞれが特定の機能を提供している。特に、安全バルブは、患者回路内の圧力が一定レベルを超過しないことを保証し、正圧逃しバルブ（PPRV）は、所定の（正の）圧力での吸気が可能であり、負圧逃しバルブ（NPRV）は、患者回路内の負圧が、所定の（負の）圧力を超過しているとき（例えば、人工呼吸システム障害時に）、周囲からの空気を患者に送達することができる。

30

【0003】

公知の安全バルブと、正圧逃しバルブ（PPRVs）と、負圧逃しバルブ（NPRVs）とは、通常純粋に機械的な性質に由来する。このように、圧力閾値が（例えば、ばね機構によって）設定されており、人工呼吸の間に患者の様々な要求に適応するように変更することはできない。例えば、安全バルブは、人工呼吸器の最高圧力レベルよりも上の圧力を逃がすために特定の値にのみ設定することができ、負圧逃しバルブ（NPRV）は、人工呼吸器の最低圧力レベルよりも下の圧力を緩和させるために特定の負圧レベルに設定することができる。さらに、公知のアクチュエータにおいて時間の経過とともに、バルブの精度が損なわれる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

必要なことは、上述した公知の装置の少なくとも欠点を克服するような人工呼吸器にお

50

いて使用するための装置及び方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

代表的な実施形態では、人工呼吸システム内の圧力を制御するためのバルブが、電磁石と、電磁石に接続されたシャフトと、シャフトに接続されたダイヤフラムとを備える。電磁石は、入力に基づいてダイヤフラムに力を加える。

【0006】

別の代表的な実施形態では、人工呼吸システムは、患者回路に接続された人工呼吸器と、人工呼吸システム内の圧力を制御するように構成されたバルブとを備え、このバルブが、電磁石と、電磁石に接続されたシャフトと、シャフトに接続されたダイヤフラムとを備える。人工呼吸システムは、バルブに接続されるとともに入力をバルブに提供するように構成された制御装置を備える。電磁石は、入力に基づいてダイヤフラムに力を加える。

10

【0007】

別の代表的な実施形態では、コンピュータ可読媒体は、内部に記録されたコンピュータ可読プログラムコードを有している。コンピュータ可読プログラムコードは、人間の人工呼吸を制御する方法を実行するように適合されている。この方法は、吸気圧力制限を提供するステップと、圧力が吸気圧力制限よりも大きいかなかを判定するステップと、圧力が吸気圧力制限よりも大きいときに、バルブを開けるステップとを含む。

【図面の簡単な説明】

【0008】

20

【図1A】図1Aは、代表的な実施形態によるバルブの斜視図である。

【図1B】図1Bは、図1Aに図示されたバルブの分解図である。

【図2】図2は、代表的な実施形態による人工呼吸システムの簡略化したブロック図である。

【図3】図3は、代表的な実施形態による人間の人工呼吸を制御する方法のフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

代表的な実施形態は、添付の図面と共に考慮したときに、以下の詳細な説明から最もよく理解される。図面中の機構の寸法は、説明を明確化するために適宜増減させることができる。適用可能な及び実用的な同様の参照番号は同じ要素を指す。

30

【0010】

以下の詳細な説明において、限定ではなく説明のために、特定の詳細を開示する代表的な実施形態は、本発明の教示による実施形態の完全な理解を提供するために説明されている。しかしながら、本発明の開示の利益を受ける当業者には、本明細書に開示された特定の詳細から逸脱するような本発明の教示による他の実施形態が、添付の特許請求の範囲内に含まれることは明らかであろう。さらに、公知の装置及び方法の説明は、例示的な実施形態の説明を不明瞭にしないように省略することができる。このような方法及び装置は、本発明の教示の範囲内にある。

【0011】

40

特に断りのない限り、第1装置が第2装置に接続されるとき、これは、1つ以上の中間装置が、2つの装置を互いに接続するために用いることができる場合を包含する。しかしながら、第1装置が第2装置に直接的に接続されるときに、これは、2つの装置は、いかなる中間装置又は介在装置なしに互いに接続されている場合のみを包含する。

【0012】

以下に説明する代表的な実施形態では、患者の人工呼吸システムで使用するためのバルブについて説明されている。このバルブは、安全バルブと、正圧逃しバルブ（PPRV）と、負圧逃しバルブ（NPRV）として機能し、これらの機能を単一の部品として提供している。代表的な実施形態のバルブは、非侵襲性の人工呼吸システム及び侵襲性の人工呼吸システムにおける使用のために企図されている。

50

【 0 0 1 3 】

図 1 A には、代表的な実施形態によるバルブ 1 0 0 の斜視図が示されている。このバルブ 1 0 0 は、接続部 1 0 1 上に患者回路（図 1 に図示せず）に向けて配置され、代表的な実施形態に関連して後述する方法で圧力の緩和・逃し（relief）を提供する。バルブ 1 0 0 は、接続部 1 0 1 に固定される下部筐体 1 0 2 を有する。中間筐体 1 0 3 が、下部筐体 1 0 2 と上部筐体 1 0 4 との間に接続されている。以下でより詳細に説明するように、上部筐体 1 0 4 は、コイル 1 0 5 を備える電磁石を収容している。

【 0 0 1 4 】

図 1 B には、図 1 A に図示されるバルブの分解図が示されている。コイル 1 0 5 は、磁石 1 0 6 の周囲に配置されている。コイル 1 0 5 と磁石 1 0 6 とが、一緒に電磁石となる。シャフト 1 0 7 が、磁石 1 0 6 を通ってコイル 1 0 5 に取り付けられるとともに、中間筐体 1 0 3 を通って延びている。シャフト 1 0 7 は、示されるように、コネクタ 1 0 8 を介してプランジャ 1 0 9 に接続されている。プランジャ 1 0 9 は、ダイヤフラム 1 1 0 に装着され、ダイヤフラム 1 1 0 は、接続部 1 0 1 の開口部（図示せず）上に装着される。以下により詳細に説明するように、コイル 1 0 5 は、コイル 1 0 5 に電流を印加することにより、図 1 B に示される座標系の z 軸の正と負方向に駆動される。コイル 1 0 5 の運動によって、同じ z 方向にシャフト 1 0 7 の運動を生じさせ、交互にプランジャ 1 0 9 を（+ z 方向）又は（- z 方向）に昇降させ、交互にダイヤフラム 1 1 0 を（+ z 方向）又は（- z 方向）に昇降させる。

【 0 0 1 5 】

ダイヤフラム 1 1 0 は、例示的に、ゴム、又はポリマー材料、或いは他の適切な材料から作製される。ダイヤフラム 1 1 0 は、このダイヤフラム 1 1 0 が、電磁石によってプランジャ 1 0 9 に加えられる力にตอบสนองして昇降可能となるような側壁 1 1 1 を備えている。代表的な実施形態では、電磁石は、接続部 1 0 1、従って患者回路内の所望の圧力に比例する力を、プランジャ 1 0 9 を介してダイヤフラム 1 1 0 に提供する。

【 0 0 1 6 】

以下により詳細に説明するように、ダイヤフラム 1 1 0 によって提供される力の大きさと方向（+ z / - z 方向）とは、（図 1 B には示されない）制御装置によって判定されたコイル 1 0 5 の電流の大きさと方向とによって決定される。特定の実施形態では、圧力閾値が、制御装置に設定されている。圧力変換器（図 1 B に図示せず）からのフィードバックに基づいて、制御装置は、コイル 1 0 5 の電流の方向を変化させて、シャフト 1 0 7 を介してプランジャ 1 0 9 とダイヤフラム 1 1 0 とを上昇させる。ダイヤフラム 1 1 0 の上昇によって、下部筐体 1 0 2 の開口部（図示せず）を通じて接続部 1 0 1 から周囲に空気を放出させることが可能となり、又は下部筐体 1 0 2 の開口部を通じて周囲から接続部 1 0 1 に空気を提供することが可能となる。他の実施形態では、ダイヤフラム 1 1 0 を選択的に昇降させて、患者回路内の圧力を制御装置に設定された所定のレベルに維持する。制御装置は、圧力変換器から圧力データを受信して、患者回路内の圧力が所定のレベルを超えた場合にダイヤフラム 1 1 0 を上昇させ、患者回路内の圧力が所定のレベルを下回った場合にダイヤフラム 1 1 0 を下降させる。ダイヤフラム 1 1 0 の選択的な昇降は、制御装置からの信号に基づいてコイル 1 0 5 内の電流の方向の変化にตอบสนองしている。

【 0 0 1 7 】

有利には、ダイヤフラム 1 1 0 に加えられる力に基づいて安全バルブとして動作するとき、バルブ 1 0 0 は、制御装置に設定された正圧の閾値又は負圧の閾値のそれぞれに基づいて正圧又は負圧を緩和するように設定することができる。圧力調整器として動作するとき、バルブ 1 0 0 は、ダイヤフラム 1 1 0 の選択的な昇降を通じて患者回路内の圧力を所定のレベルに維持して、圧力緩和を提供することができる。正圧の閾値及び負圧の閾値を設定するとともに患者回路内の圧力を調整する能力によって、単一部品のバルブ 1 0 0 が、安全バルブ、正圧逃しバルブ（PPRV）、及び負圧逃しバルブ（NPRV）の機能を提供することを可能にする。また、正圧の閾値及び負圧の閾値を設定するとともに患者回路内の圧力を調整する能力によって、バルブ 1 0 0 は、様々な用途（例えば、新生児用人

10

20

30

40

50

工呼吸、小児用人工呼吸、及び成人用人工呼吸)に実装することが可能になる。

【0018】

図2には、代表的な実施形態による人工呼吸器200の単純化した概略図が示されている。人工呼吸器200は、非侵襲性の人工呼吸又は侵襲性の人工呼吸を提供するように構成することができる。人工呼吸器200は、吸気送達システム201と呼気システム202とを含み、これら吸気及び呼気システムは、患者インターフェイス(図示せず)を有する患者回路204を介して患者203に接続されている。吸気送達システム201と、呼気システム202と、患者回路204と、人工呼吸器200の患者インターフェイスとの特定の態様が公知である。例えば、吸気送達システム201と、呼気システム202と、患者回路204と、人工呼吸器200の患者インターフェイスとは、例えばオランダのアイントホーフェンにあるコーニンク・フィリップス・エレクトロニクスN.V.から市販されている様々な人工呼吸器の一つに見出すことができる。

10

【0019】

人工呼吸器200は、例示的に吸気送達システム201と患者203との間に設けられたバルブ100を備えている。圧力変換器205は、患者203とバルブ100との間の患者回路204に接続されている。圧力変換器205は、患者203とバルブ100との間の患者回路204内の圧力(圧力測定値)を示す電気信号を提供する。以下でより詳細に説明するように、これらの圧力測定値は、ダイヤフラム110上昇させる(バルブ100を開ける)、又はダイヤフラムを下降させる(バルブ100を閉じる)、或いはその現在位置にダイヤフラム110を維持するために使用される。

20

【0020】

人工呼吸器200は、圧力変換器205から圧力測定値を受信するとともに、バルブ・ドライバ207に命令を与える制御装置206を備えている。バルブ・ドライバ207は、制御装置206からの命令に基づいて特定の方向に電流を提供するとともに、バルブ100のコイル105に特定の大きさの電流を提供する例示的な電流の増幅器/制御装置である。上述したように、コイル105を通じての電流の大きさと方向とによって、プランジャ109に、従ってダイヤフラム110に加えられる力の大きさと方向が決定付けられる。以下でより詳細に説明するように、ダイヤフラム110の運動とダイヤフラム110によって加えられた力とによって、患者203とバルブ100との間の患者回路204内の空気の圧力緩和又は圧力調整が提供される。

30

【0021】

制御装置206は、プロセッサ、マイクロプロセッサ、又は中央演算処理装置(CPU)等の処理装置、特定用途向け集積回路(ASICs)、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ(FPGAs)、又はソフトウェア、ファームウェア、ハードワイヤード論理回路、又はこれらの組み合わせを使用するASICsやFPGAsの組み合わせのいずれであってもよい。代表的な実施形態では、制御装置206は、人工呼吸器200の制御装置(例えば、マイクロプロセッサ)である。別の実施形態では、制御装置206は、人工呼吸器200とは別の構成部品である。このような実施形態では、制御装置206と、圧力変換器205と、バルブ100とは、患者回路204に接続されたスタンドアロン型装置を備えている。

40

【0022】

メモリ(図示せず)は、実行可能なソフトウェア/ファームウェア及び/又は制御装置206用の実行可能なコードを記憶するために含まれている。実行可能なソフトウェア/ファームウェア及び/又は実行可能なコードは、圧力変換器から受信したデータに基づいてバルブ100と患者203との間の患者回路204内の圧力の測定を可能にする。実行可能なソフトウェア/ファームウェア及び/又は実行可能なコードは、バルブ・ドライバ207によってバルブ100のコイル105に印加される電流の必要とされる大きさ及び方向について制御装置206による測定を可能にする。メモリは、任意の数及び形式の、不揮発性読み出し専用メモリ(ROM)、揮発性ランダムアクセスメモリ(RAM)、及びこれらの組み合わせとすることができ、プロセッサ又はCPUによって実行可能なコン

50

ピュータ・プログラム及びソフトウェア・アルゴリズム等の様々なタイプの情報を記憶することができる。メモリは、任意の数及び形式の、ディスクドライブ、電気的プログラム可能な読み出し専用メモリ（ＥＰＲＯＭ）、電気的消去及びプログラム可能読み取り専用メモリ（ＥＥＰＲＯＭ）等のタンジブル・コンピュータ可読記憶媒体、ＣＤ、ＤＶＤ、ユニバーサル・シリアル・バス（ＵＳＢ）ドライブ等、及びこれらの組み合わせとすることができる。

【００２３】

上述したように、制御装置２０６は、圧力変換器２０５からの圧力測定値に基づいてコイルに印加される電流の方向及び大きさに関して、バルブ・ドライバ２０７に命令を与える。これに応答して、バルブ１００は、圧力変換器２０５から受信した圧力測定値に基づいて圧力緩和又は圧力調整を提供するように構成されている。一例では、（正又は負の）限界値が、患者回路２０４内の圧力に対して設定されている。限界値は、患者２０３に安全に提供することができる（正又は負の）最大圧力値である。限界値を超える圧力値は、患者にとって危険となることがある。例えば、圧力変換器２０５によって測定された圧力が限界値を超過すると、圧力変換器２０５からこれらのデータが受信され、制御装置２０６は、バルブ１００のコイル１０５内の電流の流れの方向を逆転させるべく、バルブ・ドライバ２０７に命令を与える。電流の流れの逆転によって、ダイヤフラム１１０を（図１Ｂに示される座標系の＋ｚ方向に）上昇させる。限界値が正圧である場合に、ダイヤフラムを上昇させることによって、下部筐体１０２の開口部を通じて周囲に空気を放出させる。別の実施形態では、電流の流れの方向を逆転させるというよりも、バルブ・ドライバ２０７からコイル１０５への電流が、制御装置２０６からの命令に基づいて打ち切られる。コイル１０５に電流が流れていない状態では、プランジャ１０９によってダイヤフラム１１０に力が全く加えられていない。この結果、ダイヤフラム１１０の上昇をもたらし、下部筐体１０２の開口部を通じて周囲に空気を放出させる。理解されるように、この例では、バルブ１００は、安全バルブとして機能する。

【００２４】

別の例では、患者２０３とバルブ１００との間の患者回路２０４内の所望の圧力が、制御装置２０６に設定されている。制御装置２０６によって圧力変換器２０５から受信された圧力測定値は、圧力が所望の圧力よりも大きくなる（正圧の閾値未満以外）ことを示す場合に、制御装置２０６は、バルブ・ドライバ２０７に命令を与えて、コイル１０５の電流の流れを打ち切る、又はダイヤフラム１１０を（図１Ｂに示す座標系の＋ｚ方向に）上昇させるとともに下部筐体１０２の開口部を通じて周囲に空気を放出させるようにコイル１０５の電流の流れを逆転させる。圧力変換器２０５からの次の測定データは、バルブ１００と患者２０３との間の患者回路２０４内の圧力が、所望の圧力以下であることが示された場合に、制御装置２０６は、バルブ駆動部２０７に命令を与えて、ダイヤフラム１１０を（図１Ｂに示す座標系の－ｚ方向に）下降させるために所定の大きさと方向とを有する電流を供給するとともに、ダイヤフラム１１０と接続部１０１の開口部との間のシールを維持するために適切な力を開口部（図示せず）に提供する。代表的な実施形態に関連して後述するように、圧力測定値を取得して、バルブ１００と患者２０３との間の患者回路２０４内の圧力を調整するために必要に応じてダイヤフラム１１０を昇降させるプロセスが反復される。理解されるように、この例では、バルブ１００は、正圧逃しバルブ（ＰＰＲＶ）として機能する。

【００２５】

別の例では、患者２０３とバルブ１００との間の患者回路２０４内の所望の圧力が、制御装置２０６に設定されている。制御装置２０６によって圧力変換器２０５から受信されたデータは、圧力が負圧となる（ただし、負圧の閾値に等しくない）ことを示す場合に、制御装置２０６は、コイル１０５の電流の流れを打ち切るか、又はダイヤフラム１１０を（図１Ｂに示す座標系の＋ｚ方向に）上昇させるとともに、下部筐体１０２の開口部を通じて周囲から患者回路２０４に空気を提供させるようにコイル１０５の電流の流れを逆転させる命令が与えられる。圧力変換器２０５からの次の測定データは、バルブ１００と患

者 203 との間の患者回路 204 内の圧力がもはや負圧でなくなったことを示す場合に、制御装置 206 は、ダイヤフラム 110 を（図 1B に示す座標系の - z 方向に）下降させるような電流の流れをレジューム(resume)させるとともに、ダイヤフラム 110 と接続部 101 の開口部との間のシールを十分に維持するために力を開口部（図示せず）に提供するための命令を与える。代表的な実施形態に関連して後述するように、圧力測定値を取得して、バルブ 100 と患者 203 との間の患者回路 204 内の圧力を調節するために必要に応じてダイヤフラム 110 を昇降させるプロセスが反復される。理解されるように、この例では、バルブ 100 は、負圧逃しバルブ（NPRV）として機能する。

【0026】

負圧逃しバルブ（NPRV）のようなバルブ 100 の使用の実例としては、患者 203 が、非常に大きな「深呼吸」を行う場合であり、それは人工呼吸器 200 の吸気送達システム 201 の送風機（図示せず）又は他の空気源（図示せず）が、患者にとって必要とされる呼吸を十分に満足させるために患者への空気の流れのサージ（急激な変化）を提供することがないような場合を考える。この場合には、患者 203 は、患者 203 とバルブ 100 との間の患者回路 204 に負圧を形成することになる。この負圧は、圧力変換器 205 によって検出され、圧力測定値が、制御装置 206 に提供される。圧力測定値に基づいて、制御装置 206 は、バルブ・ドライバ 207 に命令を与えてダイヤフラムを上昇させるのに十分な大きさと方向の電流を供給させ、バルブ 100 は、下部筐体 102 の開口部を通じて周囲に開かれることになる。圧力変換器 205 は、後続の圧力測定値を制御装置 206 に与えて、患者 203 とバルブ 100 との間の患者回路 204 内の圧力が、バルブ 100 のダイヤフラム 110 の制御を通じて所望のレベルに維持される。

【0027】

図 3 には、代表的な実施形態による人間の人工呼吸を制御する方法 300 のフロー図が示されている。内部に記録されたコンピュータ可読プログラムコードを有するコンピュータ可読媒体は、制御装置 206 によってアクセス可能なメモリに記憶されている。コンピュータ可読プログラムコードは、制御装置 206 を通じて本方法を実行するように適合されている。

【0028】

301 では、本方法は、吸気圧力制限を制御装置 206 に設定するステップを含む。バルブ 100 が安全バルブとして機能している実施形態では、この吸気圧力制限は、バルブ 100 と患者 203 との間の患者回路 204 の正圧の閾値であるか、又はバルブ 100 と患者 203 との間の患者回路 204 の負圧の閾値のいずれかである。理解されるように、正圧の閾値及び負圧の閾値の両方を、マイクロプロセッサに設定することができる。バルブ 100 が正圧逃しバルブ（PPRV）として又は負圧逃しバルブ（NPRV）として機能する実施形態では、吸気圧力制限は、患者 203 とバルブ 100 との間の患者回路 204 の所望の圧力となる。ここでバルブ 100 は、安全バルブ、正圧逃しバルブ（PPRV）、負圧逃しバルブ（NPRV）のいずれかとして用いることができることを強調しておく。このように、吸気圧力制限は、複数の設定を有することができ、それらの設定は、正圧の閾値、負圧の閾値、及び患者 203 とバルブ 100 との間の患者回路 204 内の所望の圧力である。理解されるように、正の閾値及び負の閾値は、患者 203 とバルブ 100 との間の患者回路 204 内の所望の圧力よりも大きさが著しく大きくされている。

【0029】

有利には、吸気圧力制限は、特定の用途に調整することができる。例えば、吸気圧力制限は、新生児用人工呼吸に有用な値に設定することができる。吸気圧力制限は、新生児用人工呼吸に有用な吸気圧力制限より大きい（正又は負の）圧力制限であるような小児用人工呼吸に有用な値に設定することができる。また、吸気圧力制限は、小児用人工呼吸に有用な吸気圧力制限より大きい（正又は負の）圧力制限であるような成人用人工呼吸に有用な値に設定することができる。なお、これらの吸気圧力制限は、単に例示であり、吸気圧力制限の広範な範囲が、301 において制御装置 206 に提供することができることを強調しておく。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

3 0 2では、バルブ 1 0 0は、ダイヤフラム 1 1 0を下降させることによって閉じられる。上述したように、バルブ・ドライバ 2 0 7からの電流が、コイル 1 0 5に供給されるとともに、この電流は、患者 2 0 3とバルブ 1 0 0との間の患者回路 2 0 4内の所望の圧力に基づいて、制御装置 2 0 6によって決定された大きさと方向の電流を有している。

【 0 0 3 1 】

3 0 3では、吸気圧力が読取られる。代表的な実施形態では、バルブ 1 0 0と患者 2 0 3との間の患者回路 2 0 4内の圧力の測定は、圧力変換器 2 0 5によって行われる。この圧力測定値が、制御装置 2 0 6に提供される。

【 0 0 3 2 】

制御装置 2 0 6は、圧力変換器 2 0 5からの測定値をメモリに記憶された正の吸気圧力制限と比較する。正の吸気圧力制限は、圧力変換器 2 0 5による圧力測定値に等しい又はそれ未満である場合に、方法 3 0 0は、3 0 5に進む。3 0 5では、制御装置 2 0 6は、バルブ 1 0 0のダイヤフラム 1 1 0を上昇させるような命令を与える。ダイヤフラム 1 1 0を上昇させることによって、下部筐体 1 0 2の開口部を通じて周囲に空気を放出させることが可能となる。

【 0 0 3 3 】

3 0 6では、別の圧力測定が、圧力変換器 2 0 5によって行われる。方法 3 0 0が、3 0 2に進み、バルブ 1 0 0は、ダイヤフラム 1 1 0を下降させることによって閉じられる。上述したように、バルブ・ドライバ 2 0 7からの電流の大きさと方向は、ダイヤフラム 1 1 0を下降させるとともに、ダイヤフラム 1 1 0を閉じた位置に維持するように適切な力がプランジャ 1 0 9によってダイヤフラム 1 1 0に加えられることを保証するために、3 0 6における圧力測定値に基づいて制御装置 2 0 6によって決定される。吸気制限が、所望の正圧に設定されている場合に、バルブ 1 0 0は、正圧逃しバルブ (P P R V) として機能する。

【 0 0 3 4 】

方法 3 0 0が、3 0 4に進む。制御装置 2 0 6は、圧力変換器 2 0 5からの測定値を正の吸気圧力制限と比較する。正の吸気圧力制限が、圧力変換器 2 0 5による圧力測定値よりも大きい場合に、方法 3 0 0は、3 0 7に進む。

【 0 0 3 5 】

3 0 7では、制御装置 2 0 6は、圧力変換器 2 0 5からの圧力測定値をメモリに記憶されている負の吸気圧力制限と比較する。負の吸気圧力制限が、圧力変換器 2 0 5による圧力測定値に (大きさで) 等しい又はそれ未満である場合に、方法 3 0 0は、3 0 8に進む。

【 0 0 3 6 】

3 0 8では、制御装置 2 0 6は、バルブ 1 0 0を開けるべく、バルブ 1 0 0のダイヤフラム 1 1 0を上昇させるような命令を与える。ダイヤフラム 1 1 0を上昇させることによって、周囲からの空気が患者 2 0 3に吸気されることを可能にする。上述したように、バルブ・ドライバ 2 0 7からの電流の大きさと方向は、患者 2 0 3とバルブ 1 0 0との間の患者回路 2 0 4内の負圧を克服するのに十分な力でダイヤフラム 1 1 0を上昇させるために、3 0 7における圧力測定値に基づいて制御装置 2 0 6によって決定される。

【 0 0 3 7 】

バルブ 1 0 0が開かれた後に、方法 3 0 0が、3 0 6に進むと、別の圧力測定が、圧力変換器 2 0 5によって行われる。次に、方法 3 0 0が、3 0 2に進むと、バルブ 1 0 0は、ダイヤフラム 1 1 0を下降させることによって閉じられる。上述したように、バルブ・ドライバ 2 0 7からの電流の大きさと方向は、ダイヤフラム 1 1 0を下降させるとともに、ダイヤフラム 1 1 0を閉じた位置に維持するように適切な力がプランジャ 1 0 9によってダイヤフラムに加えられることを保証するために、3 0 6における圧力測定値に基づいて制御装置 2 0 6によって決定される。吸気制限が、所望の正圧に設定されている場合に、バルブ 1 0 0は、正圧逃しバルブ (P P R V) として機能する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

307において、負の吸気圧力制限が、圧力変換器205による圧力測定値よりも（大きさが）大きい場合に、方法300が、309に進み、方法300は、バルブ100が閉じた状態で303において開始ステップを繰り返す。所望の圧力が、正の吸気圧力制限及び負の吸気圧力制限との間に設定されている場合に、方法300を繰り返すことによって、患者203とバルブ100との間の患者回路204内の圧力の調節が可能になる。

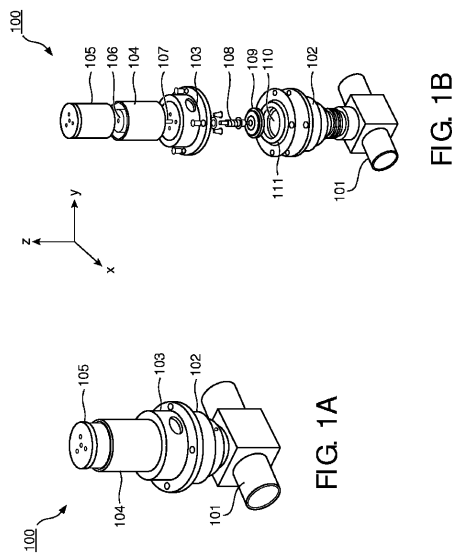
【 0 0 3 9 】

一実施形態では、正の吸気圧力制限が、正圧の閾値に設定される。圧力変換器205によって測定された圧力が、正の吸気圧力制限よりも大きい場合に、305において、ダイヤフラム110を上昇させて空気を周囲に放出させる。別の実施形態では、負の圧力制限が、負圧の閾値に設定される。圧力変換器205によって測定された圧力が、負の吸気圧力制限よりも（大きさが）大きい場合に、308において、ダイヤフラム110は、周囲から空気を受容するように上昇する。正の吸気圧力制限が正圧の閾値に設定されている、又は負の吸気圧力制限が負圧の閾値に設定されている実施形態では、バルブ100は、安全バルブとして機能する。（305又は308において）安全バルブとして機能した後に、方法300が、306に進み、上述したステップを繰り返す。

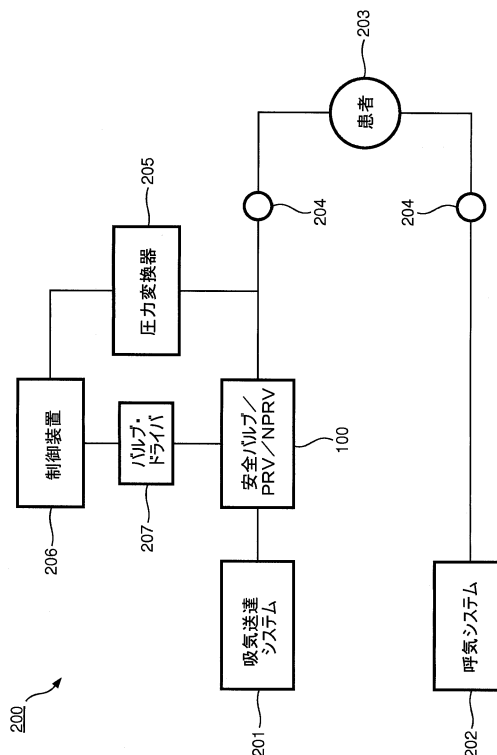
【 0 0 4 0 】

代表的な実施形態が本明細書に開示されているが、当業者は、本教示による多くの変形形態が可能であり、これらの変形形態が添付の特許請求の範囲内にあることを理解する。本発明は、従って、添付の特許請求の範囲内に制限されるべきではない。

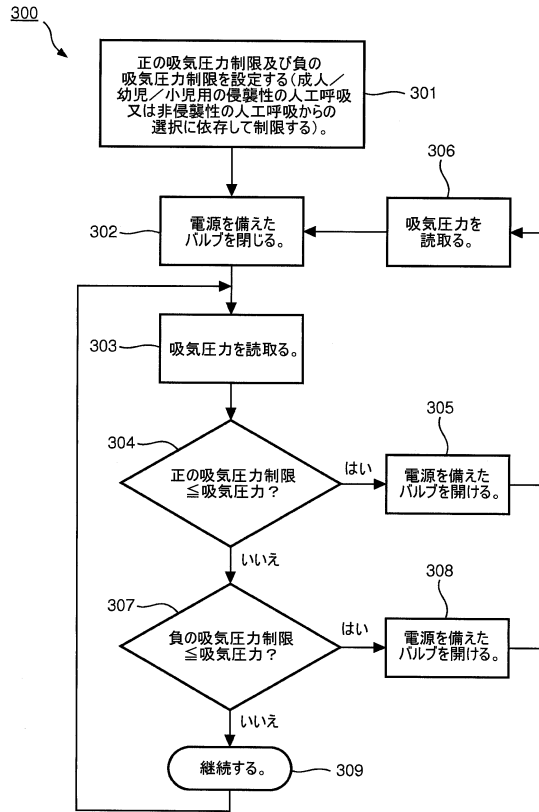
【 図 1 A - 1 B 】



【 図 2 】



【図 3】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 アーシラ, マビニ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 アーマド, サミル

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ケリー, イーモン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

合議体

審判長 内藤 真徳

審判官 長屋 陽二郎

審判官 熊倉 強

(56)参考文献 国際公開第2010/141983(WO, A1)

実開昭62-12348(JP, U)

米国特許第4502481(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 16/00 - 16/22