

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6808627号
(P6808627)

(45) 発行日 令和3年1月6日(2021.1.6)

(24) 登録日 令和2年12月11日(2020.12.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 M 16/00 (2006.01)
A 6 1 M 16/00 3 7 0 Z
A 6 1 M 16/00 3 0 5 Z

請求項の数 11 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2017-533582 (P2017-533582)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年12月17日 (2015.12.17)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2017-538554 (P2017-538554A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成29年12月28日 (2017.12.28)		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/059706	(74) 代理人	110001690
(87) 国際公開番号	W02016/103122		特許業務法人M&Sパートナーズ
(87) 国際公開日	平成28年6月30日 (2016.6.30)	(72) 発明者	イサザ フェルナンド ホセ
審査請求日	平成30年12月13日 (2018.12.13)		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング 5
(31) 優先権主張番号	62/096,622		
(32) 優先日	平成26年12月24日 (2014.12.24)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		
前置審査			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 呼吸の吸気相及び呼気相の両方で推定される患者肺コンプライアンスを使用してベンチレータと患者の分離を検出するためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者に呼吸ガスを供給し、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システムであって、当該ベンチレータ呼吸システムは、

ガス供給装置と、
前記ガス供給装置に結合された患者チューブ回路と、
前記患者チューブ回路に関連し、少なくとも流量及び圧力を監視するガス監視システムと、

前記ガス監視システムに結合され、前記呼吸サイクルの前記吸気相中に供給され前記呼吸サイクルの前記呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、前記呼吸サイクルの前記吸気相及び呼気相中に前記患者チューブ回路内で監視された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することにより、前記ベンチレータ呼吸システムからの患者分離を判定する、制御ユニットと、

を含み、
前記制御ユニットは、前記呼吸サイクルの前記吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定し、前記呼吸サイクルの前記呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することにより前記患者肺コンプライアンス比を推定し、前記制御ユニットは、推定された前記患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより前記ベンチレータ呼吸システムからの前記患者分離を判定する、ベンチレータ呼吸システム。

【請求項 2】

前記患者チューブ回路は、チューブ回路ワイを介して互いに流体連通する患者インターフェース、吸気ブランチ及び呼気ブランチを含み、前記ガス監視システムは、1つ以上の吸気ブランチセンサ及び1つ以上の呼気ブランチセンサを含む複数のセンサを含む、請求項1に記載のベンチレータ呼吸システム。

【請求項3】

前記ガス供給装置はポンプ及びリザーバを含む、請求項1に記載のベンチレータ呼吸システム。

【請求項4】

前記制御ユニットは、前記呼吸サイクルの前記吸気相中に供給される前記決定されたガスの体積、前記吸気相の開始時の前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び前記吸気相の終了時の前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づいて吸気時患者肺コンプライアンスを推定する、請求項1に記載のベンチレータ呼吸システム。

10

【請求項5】

前記制御ユニットは、前記呼吸サイクルの前記呼気相中に排出される前記決定されたガスの体積、前記呼気相の終了時の前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び前記吸気相の終了時の前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づいて呼気時患者肺コンプライアンスを推定する、請求項1に記載のベンチレータ呼吸システム。

【請求項6】

前記患者肺コンプライアンス比 = (C_{inh} / C_{exh}) であり、 C_{inh} は前記吸気相中に推定される前記吸気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{inh} = V_{inh} / (P_{eoi} - P_{boi})$ として計算され、 C_{exh} は前記呼気相中に推定される前記呼気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{exh} = V_{exh} / (P_{eoi} - P_{eoe})$ として計算され、ここで V_{inh} = 前記吸気相中に供給されるガスの体積、 V_{exh} = 前記呼気相中に排出されるガスの体積、 P_{boi} = 前記吸気相の開始時に前記患者チューブ回路内で監視される圧力、 P_{eoi} = 前記吸気相の終了時に前記患者チューブ回路内で監視される圧力、 P_{eoe} = 前記呼気相の終了時に前記患者チューブ回路内で監視される圧力である、請求項1に記載のベンチレータ呼吸システム。

20

【請求項7】

患者チューブ回路を介して患者に呼吸ガスを供給し、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システムを制御するためプロセッサにより実行される機械可読命令を記憶した持続性コンピュータ可読記憶媒体であって、前記機械可読命令は、

30

前記患者チューブ回路内のガスの少なくとも流量及び圧力を監視することと、

前記呼吸サイクルの前記吸気相中に供給され前記呼吸サイクルの前記呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、前記呼吸サイクルの前記吸気相及び呼気相中に前記患者チューブ回路内で監視された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することと、

推定された前記患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより患者分離を判定することと

を含む、前記ベンチレータ呼吸システムからの患者分離を判定するプロセスを前記ベンチレータ呼吸システムに実行させ、

40

前記患者肺コンプライアンス比を推定することは、前記呼吸サイクルの前記吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定することと、前記呼吸サイクルの前記呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することを含む、持続性コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項8】

前記患者チューブ回路は、チューブ回路ワイを介して互いに流体連通する患者インターフェース、吸気ブランチ及び呼気ブランチを含み、前記監視することは、前記吸気ブランチ及び前記呼気ブランチ内の複数のセンサからの信号を処理することを含む、請求項7に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項9】

50

前記吸気時患者肺コンプライアンスを推定することは、前記呼吸サイクルの前記吸気相中に供給される前記決定されたガスの体積、前記吸気相の開始時に前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び前記吸気相の終了時に前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づく、請求項 7 に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 10】

前記呼気時患者肺コンプライアンスを推定することは、前記呼吸サイクルの前記呼気相中に排出される前記決定されたガスの体積、前記呼気相の終了時に前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び前記吸気相の前記終了時に前記患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づく、請求項 7 に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 11】

前記患者肺コンプライアンス比 = (C_{inh} / C_{exh}) であり、 C_{inh} は前記吸気相中に推定される前記吸気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{inh} = V_{inh} / (P_{eoi} - P_{boi})$ として計算され、 C_{exh} は前記呼気相中に推定される前記呼気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{exh} = V_{exh} / (P_{eoi} - P_{eoe})$ として計算され、ここで V_{inh} = 前記吸気相中に供給されるガスの体積、 V_{exh} = 前記呼気相中に排出されるガスの体積、 P_{boi} = 前記吸気相の開始時に前記患者チューブ回路内で監視される圧力、 P_{eoi} = 前記吸気相の終了時に前記患者チューブ回路内で監視される圧力、 P_{eoe} = 前記呼気相の終了時に前記患者チューブ回路内で監視される圧力である、請求項 7 に記載の持続性コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はベンチレータの分野に関し、特に、推定される患者肺コンプライアンスを使用して分離を検出することを含む換気療法デバイスを制御するための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ベンチレータシステムから呼吸圧力補助を受ける患者は、通常、ベンチレータの患者回路を経て呼吸ガスを受け取る。患者回路は、一般にチューブ回路ワイと呼ばれる継手に接続された 2 つの導管（例えばフレキシブルチューブ）を含む。導管の自由端は、一方の導管がベンチレータの空気圧システムから呼吸ガスを受け取り、他方の導管が患者により吐き出されるガスをベンチレータに戻すようにベンチレータに取り付けられる。次いで、吐き出されたガスの体積が、最終的に呼気弁から排出される前に測定される。ワイ継手は、通常、患者の呼吸アタッチメント又はエンクロージャに接続され、これは、呼吸ガスを肺に導くと共に、吐き出されたガスを肺から患者回路の呼気ブランチに導く。患者回路の吸気端にある空気圧システムは、通常、呼吸の前に閉じられ、そして患者回路の呼気端にある呼気弁は、通常、その前に一方向弁があつて、患者回路の呼気ブランチにガスが流量のを防ぐ。

【0003】

患者の換気中に、患者に対する授受が行われるガスの導管であるガス通路の状態を監視することが重要である。患者に対する治療用ガスの流量は、一部がシステム内の弁に関係する種々の機構を介して、チューブシステムの閉塞により、又はガス通路がベンチレータの呼吸システム（VBS）要素の何れかの接続点で分離されることにより遮断される可能性がある。特に、このガス流遮断の分離タイプはベンチレータ設計者が「チューブ回路分離」と呼ぶものである。

【0004】

VBS における分離は患者の換気中によく発生し、患者若しくは介護士の無意識の動作、又は例えば患者の気道吸引が行われる際等の介護士の故意の動作により引き起こされる可能性がある。VBS 分離が発生すると、患者へのガス供給に障害が生じ、通常、空中浮

10

20

30

40

50

遊病原体からの介護士の保護も損なわれる。特に偶発的な分離が生じ（通常は患者の無意識の動作により引き起こされ）、ベンチレータにより直ちに認識されず、警告が適切に発せられない場合の一部の分離エピソードは他の場合よりも深刻で、この場合患者は自身の肺に供給される十分な換気を欠くことになる。分離はVBS内の数か所で発生する可能性がある。典型的な分離は、患者の気管内チューブ（ET）又は気管切開チューブがチューブシステムの患者ポートから切り離されることである。分離の別のタイプは、チューブシステムがベンチレータの呼気ポートインレットから切り離される際に生じるものである。更に分離は、排水器若しくは細菌ろ過器の接続ポート又は加湿器等で生じる。また、患者は気管内チューブ又は気管切開チューブから切り離され、これは通常、抜管と呼ばれる。

【0005】

10

状態の認識に基づき、特にベンチレータ呼吸システムの分離エピソード中に存在する圧力、供給及び吐出される流量及び体積への複数のアプローチがある。これらのアプローチは、通常、システム圧力、流量、及び/又は体積についての状態のセットを含む。特に、知られている種々のアプローチでは、圧力及び流量基準は機械依存の実験データに基づいて選択される必要がある。斯かるアプローチは複雑であり、機械依存の可能性のある閾値の決定を必要とする。この問題に関する臨床文献を見直せば、分離により生じる患者への危険性の頻度及び潜在的危険性、並びに分離が検出されない又は使用されているアプローチに欠陥があるか若しくはこれらの事象を検知するのに相当な時間がかかる場合における患者への影響が容易に示されるだろう。

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従って、換気呼吸システムにおける患者分離を判定する、機械に依存しない信頼性のあるアプローチを提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施形態は、呼吸の吸気相及び呼気相の両方で推定される患者肺コンプライアンスを使用してベンチレータと患者の分離を検出するための装置、システム、方法、及びコンピュータ可読記憶媒体を提供する。これを達成する実施形態は、患者に呼吸ガスを供給し、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システム（VBS）に関連する。VBSは、ガス供給装置と、ガス供給装置に結合された患者チューブ回路と、患者チューブ回路に関連し、少なくとも体積及び圧力を監視するように構成されたガス監視システムとを含む。制御ユニットが監視システムに結合され、呼吸サイクルの吸気相中に供給され呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、呼吸サイクルの吸気相及び呼気相中に患者チューブ回路内で監視された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することにより、VBSからの患者分離を判定するように構成される。

30

【0008】

吸気相及び呼気相はベンチレータにより決定されることが留意される。これらの相は、患者に依存し、肺流量の大きさ及びその大きさがゼロである時間により特定される「生理学的」吸気相及び呼気相とは異なる。

40

【0009】

一実施形態では、患者チューブ回路は、チューブ回路ワイを介して互いに流体連通する患者インターフェース、吸気ブランチ及び呼気ブランチを含み、ガス監視システムの複数のセンサは、1つ以上の吸気ブランチセンサ及び1つ以上の呼気ブランチセンサからなる。

【0010】

一実施形態では、ガス供給装置はポンプ及びリザーバを含む。

【0011】

一実施形態では、制御ユニットは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライ

50

アンスを推定し、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することにより患者肺コンプライアンス比を推定するように構成される。

【 0 0 1 2 】

－実施形態では、制御ユニットは、呼吸サイクルの吸気相中に供給される決定されたガスの体積、吸気相の開始時の患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時の患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づいて吸気時患者肺コンプライアンスを推定するように構成される。

【 0 0 1 3 】

－実施形態では、制御ユニットは、呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積、呼気相の終了時の患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時の患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づいて呼気時患者肺コンプライアンスを推定するように構成される。

10

【 0 0 1 4 】

－実施形態では、制御ユニットは、推定された患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより V B S からの患者分離を判定するように構成される。

【 0 0 1 5 】

－実施形態では、制御ユニットは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定し、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することにより患者肺コンプライアンス比を推定するように構成され、ここで患者肺コンプライアンス比 = $(C_{i n h} / C_{e x h})$ であり、 $C_{i n h}$ は吸気相中に推定される吸気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{i n h} = V_{i n h} / (P_{e o i} - P_{b o i})$ として計算され、 $C_{e x h}$ は呼気相中に推定される呼気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{e x h} = V_{e x h} / (P_{e o i} - P_{e o e})$ として計算され、ここで $V_{i n h}$ = 吸気相中に供給されるガスの体積、 $V_{e x h}$ = 呼気相中に排出されるガスの体積、 $P_{b o i}$ = 吸気相の開始時に患者チューブ回路内で監視される圧力、 $P_{e o i}$ = 吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力、 $P_{e o e}$ = 呼気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力であり、制御ユニットは、推定された患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより V B S からの患者分離を判定するように構成される。

20

【 0 0 1 6 】

本発明の実施形態はまた、患者チューブ回路を介して患者に呼吸ガスを供給するように構成され、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システム (V B S) からの患者分離を判定する方法に関連する。方法は、患者チューブ回路内のガスの少なくとも流量及び圧力を監視することと、呼吸サイクルの吸気相中に供給され呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、呼吸サイクルの吸気相及び呼気相中に患者チューブ回路内で監視された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することと、推定された患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより患者分離を判定することを含む。

30

【 0 0 1 7 】

－実施形態では、患者チューブ回路は、チューブ回路ワイを介して互いに流体連通する患者インターフェース、吸気ブランチ及び呼気ブランチを含み、監視することは、吸気ブランチ及び呼気ブランチ内の複数のセンサからの信号を処理することを含む。

40

【 0 0 1 8 】

－実施形態では、患者肺コンプライアンス比を推定することは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定することと、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することとを含む。

【 0 0 1 9 】

－実施形態では、吸気時患者肺コンプライアンスを推定することは、呼吸サイクルの吸気相中に供給される決定されたガスの体積、吸気相の開始時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づく。

50

【 0 0 2 0 】

一実施形態では、呼気時患者肺コンプライアンスを推定することは、呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積、呼気相の終了時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づく。

【 0 0 2 1 】

一実施形態では、患者肺コンプライアンス比を推定することは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定することと、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することとを含み、患者肺コンプライアンス比 = $(C_{i n h} / C_{e x h})$ であり、 $C_{i n h}$ は吸気相中に推定される吸気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{i n h} = V_{i n h} / (P_{e o i} - P_{b o i})$ として計算され、 $C_{e x h}$ は呼気相中に推定される呼気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{e x h} = V_{e x h} / (P_{e o i} - P_{e o e})$ として計算され、ここで $V_{i n h}$ = 吸気相中に供給されるガスの体積、 $V_{e x h}$ = 呼気相中に排出されるガスの体積、 $P_{b o i}$ = 吸気相の開始時に患者チューブ回路内で監視される圧力、 $P_{e o i}$ = 吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力、 $P_{e o e}$ = 呼気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力である。

【 0 0 2 2 】

本発明の実施形態はまた、患者チューブ回路を介して患者に呼吸ガスを供給し、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システム (VBS) を制御するように構成されたプロセッサにより実行される機械可読命令を記憶した持続性コンピュータ可読記憶媒体に関連し、機械可読命令は、患者チューブ回路内のガスの少なくとも流量及び圧力を監視することと、呼吸サイクルの吸気相中に供給され呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、呼吸サイクルの吸気相及び呼気相中に患者チューブ回路内で監視された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することと、推定された患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより患者分離を判定することとを含む、VBSからの患者分離を判定するプロセスをVBSに実行させるように構成される。

【 0 0 2 3 】

一実施形態では、患者チューブ回路は、チューブ回路ワイを介して互いに流体連通する患者インターフェース、吸気ブランチ及び呼気ブランチを含み、監視することは、吸気ブランチ及び呼気ブランチ内の複数のセンサからの信号を処理することを含む。

【 0 0 2 4 】

一実施形態では、患者肺コンプライアンス比を推定することは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定することと、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することとを含む。

【 0 0 2 5 】

一実施形態では、吸気時患者肺コンプライアンスを推定することは、呼吸サイクルの吸気相中に供給される決定されたガスの体積、吸気相の開始時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づく。

【 0 0 2 6 】

一実施形態では、呼気時患者肺コンプライアンスを推定することは、呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積、呼気相の終了時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視されたガスの圧力に基づく。

【 0 0 2 7 】

一実施形態では、患者肺コンプライアンス比を推定することは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定することと、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することとを含み、患者肺コンプライアンス比 = $(C_{i n h} / C_{e x h})$ であり、 $C_{i n h}$ は吸気相中に推定される吸気時患者肺コンプライアンス

10

20

30

40

50

であり、 $C_{i n h} = V_{i n h} / (P_{e o i} - P_{b o i})$ として計算され、 $C_{e x h}$ は呼気相中に推定される呼気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{e x h} = V_{e x h} / (P_{e o i} - P_{e o e})$ として計算され、ここで $V_{i n h}$ = 吸気相中に供給されるガスの体積、 $V_{e x h}$ = 呼気相中に排出されるガスの体積、 $P_{b o i}$ = 吸気相の開始時に患者チューブ回路内で監視される圧力、 $P_{e o i}$ = 吸気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力、 $P_{e o e}$ = 呼気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力である。

【図面の簡単な説明】

【0028】

本発明は、以下の添付図面に関連して考察される、以下に示される例示的な実施形態の詳細な説明からより容易に理解されるだろう。

10

【0029】

【図1】図1は、本発明の一実施形態の特徴にかかる、患者分離の判定に関する状態を評価する能力を備えた換気呼吸システムを示す概略ブロック図である。

【図2】図2は、本発明の一実施形態の特徴にかかる、換気呼吸システムからの患者分離を判定する方法における様々なステップを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0030】

本発明は、本発明の実施形態が示される添付図面を参照しながら、以下により詳細に説明される。しかし、本発明は、異なる形態で具現化されてもよく、本明細書に記載される実施形態に限定されると解釈されるべきではない。むしろ、これらの実施形態は本発明の教示例として提供されている。本開示及び請求項において、何かが「およそ (a p p r o x i m a t e l y)」特定の値を有するものとされる場合、これは、当該値の10%以内であることを意味し、何かが「約 (a b o u t)」特定の値を有するものとされる場合、これは、当該値の25%以内であることを意味する。

20

【0031】

本明細書では、単数形「a」、「an」、及び「the」は、そうでないことを文脈が明確に示さない限り、複数形も含む。本明細書では、2つ以上の部品又は構成要素が「結合される (c o u p l e d)」という記述は、連結が生じる限りは、部品が直接的又は間接的に、即ち、1つ以上の中間の部品又は構成要素を介して連結されている又は共に動作することを意味する。本明細書では、「直接的に結合される (d i r e c t l y c o u p l e d)」は、2つの要素が互いに直接的に接触していることを意味する。本明細書では、「固定的に結合される (f i x e d l y c o u p l e d)」又は「固定される (f i x e d)」は、2つの構成要素が、互いに対して一定の向きを維持しながら、一体となって動くように結合されることを意味する。

30

【0032】

例であって限定的ではない、本明細書で使用される方向の表現、頂、底、左、右、上、下、前、後ろ及びこれらの派生語等は、図面に示される要素の配向に関するものであり、本明細書に明確に列挙されない限りは、特許請求の範囲を限定するものではない。

【0033】

これらの図面において同様の番号が付された要素は、同等の要素であるか又は同じ機能を実行する。先に説明された要素は、機能が同等であるならば後の図面において必ずしも説明されない。

40

【0034】

まず、典型的な陽圧ベンチレータは、圧縮性空気溜、タービン、又は高圧空気及び酸素源、弁及びチューブのセット、並びに患者チューブ回路を含むことが留意される。空気溜は1分間に数回空気圧で圧縮され、室内気、又は大抵の場合は空気/酸素混合気を患者に供給する。タービンが使用される場合、タービンは、圧力調整器により患者に特有のパラメータを満たすように圧力を調整しながら、空気をベンチレータ経由で押し出す。過圧が解放される場合は、患者は肺の弾力性により受動的に呼気を排出し、呼気は通常、患者マニホールドと呼ばれる患者チューブ回路内の一方向弁を経由して放出される。吸入ガスの

50

酸素含有量は、例えば 21 パーセント（周囲空気）から 100 パーセント（純酸素）に設定可能である。圧力及び流量特性は機械的又は電子的に設定可能である。

【0035】

ベンチレータはまた、患者関連のパラメータ（例えば、圧力、体積、及び流量）及びベンチレータ機能（例えば、空気漏れ、電源障害、及び機械的故障）のための監視及び警告システム、予備電池、酸素タンク、及びリモコン装置を装備する。コンピュータ制御のターボ式ポンプも使用される。最新のベンチレータは小型の内蔵システムにより電子制御され、圧力及び流量特性を個々の患者のニーズに正確に適合させることができる。ベンチレータ設定を微調整することはまた、換気を患者にとってより耐えやすく快適なものにすることに役立つ。呼吸療法士はこれらの設定を調整することに関与するのに対し、生物医学技師は保守に関与する。

10

【0036】

患者チューブ回路は通常、機能により分けられた（例えば、吸気、患者圧力、呼気）、3つの耐久性のある軽量のプラスチックチューブのセットを含む。必要とされる換気の種類により、回路の患者側端は非侵襲的か侵襲的かの何れかである。就寝及び休息中にのみベンチレータを必要とする患者に適した非侵襲的方法は主として鼻マスクを使用する。侵襲的方法は通常、喉頭又は経鼻挿管よりも長期看護にはるかに快適かつ実用的であるとして、長期のベンチレータ依存のための気管切開カニューレの挿管を必要とする。

【0037】

まず図1を参照して、本発明の特徴にかかる換気呼吸システム10が説明される。図1は、電子制御された換気呼吸システムであるVBS10を概略的に示す。VBS10は呼吸ガス供給装置12から患者に呼吸ガスを供給する。一部の実施形態では、呼吸ガス供給装置はリザーバ32及びポンプ34を含む。動作時に、VBS10は吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有する。VBS10は、呼吸ガス供給装置12に結合された患者チューブ回路14、及び患者チューブ回路14に関連するガス監視システム16/18を含む。示されるように、ガス監視システム16/18は、例えば患者チューブ回路14内の少なくとも流量及び圧力を測定するように配置された複数のセンサを含む。

20

【0038】

制御ユニット20は、監視システム16/18に結合され、呼吸サイクルの吸気相中に供給され呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、呼吸サイクルの吸気相及び呼気相中に患者チューブ回路14内で監視又は測定された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することにより、VBS10からの患者分離を判定するように構成される。患者分離が決定されると警告がトリガされ、例えばディスプレイ42に出力される。当然のことながら、本明細書では斯かる警告の可聴又は他の遠隔伝送も考えられる。制御ユニット20は、以下により詳細に説明されるように指示を行うためにメモリ44にアクセスする。

30

【0039】

呼吸ガス供給装置12、制御ユニット20、ディスプレイ42及び/又はメモリ44は、示されているようにハウジング40内に含まれるか、又は別個の若しくはVBS10に対する外部コンポーネントとして提供される。斯かるハウジングは、オペレータ（例えば、呼吸療法士）がコマンド及び/又は設定を入力するためのユーザインターフェース（例えば、キーボード、タッチスクリーン等（図示せず））も含む。

40

【0040】

上記のように、患者チューブ回路14は、チューブ回路ワイ28（又は患者側ワイ）を介してそれぞれ互いに流体連通する患者インターフェース22、吸気ブランチ24及び呼気ブランチ26を含む。従って、ガス監視システムの複数のセンサは、少なくとも1つの吸気ブランチセンサ16及び少なくとも1つの呼気ブランチセンサ18からなる。吸気ブランチセンサ16及び呼気ブランチセンサ18は、例えば圧力及び流量を測定可能なトランスデューサをそれぞれ含むか、又は圧力及び流量のそれぞれに対する別個のセンサの使用を含む。当然のことながら、患者チューブ回路14に関連する圧力及び流量センサの数

50

及び構成は他にも様々に考えられる。

【 0 0 4 1 】

患者は（例えば呼吸ガスを受け取るために）患者インターフェース 2 2 を介して患者チューブ回路 1 4 に接続される。センサ 1 6 / 1 8 からの出力が、V B S 1 0 のプロセッサ及び／又はマイクロコンピュータを使用した機能を統制する制御ユニット 2 0 により（例えば、入力 2 1 で）受信される。斯かる制御ユニット 2 0 は、当然のことながら V B S 1 0 の主プロセッサ及び／又はマイクロコンピュータとは別個のコンポーネントでもよい。ここには示されていないが、V B S 1 0 は患者に供給される呼吸ガスの圧力を制御する圧力制御弁、及び患者チューブ回路 1 4 内の呼吸ガスの過度な圧力を軽減するための安全弁も含む。

10

【 0 0 4 2 】

ポンプ 3 4（又は圧力発生器）は、例えば呼吸ガス供給装置と一体化、結合、連結、又は接続される。呼吸療法は、被検体の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給することを推奨し、吸気相における 1 つ以上の吸気圧力、流量、及び／又は体積レベル、並びに呼気相における 1 つ以上の呼気圧力、流量、及び／又は体積レベルを提供する。吸気相中の何れの圧力レベルも吸気圧力レベルと呼ばれるが、斯かる圧力レベルは吸気相を通じて一定である必要はない。圧力及び／又は流量レベルは、所定若しくは固定であるか、所定の動的特性に従うか、又は 1 呼吸ごと若しくは数呼吸にわたって動的に変化する。

【 0 0 4 3 】

患者は 1 つ以上の呼吸相を開始しても開始しなくてもよい。（マルチレベル）P A P デバイスのより高い及びより低い陽圧として換気補助が実行される。例えば吸気を補助するために、呼吸可能ガスの加圧流の圧力は吸気圧に調整される、及び／又は流量レベルに調整される。代替的に及び／又は同時に呼気を補助するために、呼吸可能ガスの加圧流の圧力は呼気圧に調整される。呼吸可能ガスの加圧流を供給することを通じて呼吸補助を行うための他のスキーム（容量制御換気（V C V）、圧力制御換気（P C V）、気道圧力解放換気（A P R V）、圧力補正容量制御（P R V C）、C P A P、B i P A P（登録商標）、及び／又は他のスキーム）も考えられる。

20

【 0 0 4 4 】

V B S 1 0 は、呼吸可能ガスの加圧流の 1 つ以上のガスパラメータが患者の呼吸治療計画に従って制御されるように構成される。1 つ以上のガスパラメータは、流量、体積、圧力、湿度、ガス混合比、速度、加速度、ガス漏れ、及び／又は他のパラメータを含む。V B S 1 0 は、被検体が自発的な吸気及び／又は呼気を行う、及び／又はデバイスが強制的な制御呼吸を提供する療法の種類を含む療法の種類を提供するように構成される。

30

【 0 0 4 5 】

患者チューブ回路 1 4 は、呼吸ガス供給装置 1 2 と流体連通する患者インターフェース 2 2 が配置された、単一リム又は二重リムの可撓性ホース等の導管、又は他の導管である。患者チューブ回路 1 4 は、呼吸可能ガスの加圧流の授受が呼吸ガス供給装置 1 2 及び患者インターフェース 2 2 間で行われる流路を形成する。

【 0 0 4 6 】

図 1 の V B S 1 0 の患者インターフェース 2 2 は、呼吸可能ガスの加圧流を患者の気道に供給するように構成される。従って、患者インターフェース 2 2 はこの機能に適切な任意の器具を含む。特定の実施形態では、患者インターフェース 2 2 は呼吸療法を患者に供給するために使用される別のインターフェース器具に着脱可能に結合されるように構成される。例えば患者インターフェース 2 2 は、気管内チューブ、気管切開ポータル、及び／又は他のインターフェース器具と係合する及び／又はこれらに挿入されるように構成される。特定の実施形態では、患者インターフェース 2 2 は介在器具なしに患者の気道に係合するように構成される。斯かる実施形態では、患者インターフェース 2 2 は、気管内チューブ、気管切開チューブ、鼻マスク、鼻／口マスク、フルフェイスマスク、トータルフェイスマスク、部分的再呼吸マスク、又は、ガスの流量を患者の気道に双方向に連結する他のインターフェース器具のうちの 1 つ以上を含む。本開示は、これらの例に限定されず、

40

50

他の患者インターフェースを使用して呼吸可能ガスの加圧流を患者に供給することが考えられる。

【0047】

本発明のアプローチは、呼吸の吸気相中に推定される患者の肺コンプライアンスを同じ呼吸の呼気相中に推定される肺コンプライアンスと比較する。この比較は2つのコンプライアンス間の比を計算することによりなされ、その結果は所定の閾値と比較される。使用される閾値は、患者の換気中に生じる可能性があると考えられる分離のタイプを示すようなものである。このアプローチが関連する換気モダリティのタイプは、例えば侵襲的換気及び非侵襲的換気を含む。コンプライアンスの推定値の正確さは、同程度の不正確さが吸気コンプライアンス及び吸気コンプライアンス推定値の推定に存在するであろうがために重要でない。更に、基準は2つの推定値の比に基づいているため、不正確さが相殺される傾向がある。これは推定値の両方に同じ圧力センサを使用することの結果であり、通常、供給及び呼気流量センサ精度が同等であることが留意されるべきである。必要であればコンプライアンス比は流量及び圧力センサの精度の差に基づいて調整することができることが理解される。

10

【0048】

次の不等式のテストが分離事象を検出するための基準として用いられる：比 閾値、ここで比 = (C_{inh} / C_{exh}) 。

【0049】

呼吸の吸気相中に推定される患者肺コンプライアンス (C_{inh}) は次の式： $C_{inh} = V_{inh} / (P_{eoi} - P_{boi})$ を用いて計算される。呼吸の呼気相中に推定される患者肺コンプライアンス (C_{exh}) は次の式： $C_{exh} = V_{exh} / (P_{eoi} - P_{eoe})$ を用いて計算される。ここで V_{inh} = 呼吸の吸気相中にベンチレータにより供給されるガスの体積、 V_{exh} = 呼吸の呼気相中にベンチレータから出るガスの体積、 P_{boi} = 呼吸の吸気相の開始時に患者チューブ回路システム内で監視される圧力、 P_{eoi} = 呼吸の吸気相の終了時に患者チューブ回路システム内で監視される圧力、 P_{eoe} = 呼吸の呼気相の終了時に患者チューブ回路システム内で監視される圧力、及び閾値 = 通常 0.1 等の低値である。当然のことながら、必要に応じて他の値が決定される。

20

【0050】

具体的には、不等式が真である時、患者チューブ回路 14 は、a) 抜管を伴って患者から、又は、b) 患者チューブ回路 14 の接続ポートにおける VBS10 の分離を含む、患者チューブ回路 14 のそれ自体内部の 1 又は幾つかの相互接続位置における分離により、分離されていると考えられる。

30

【0051】

上記の式を用いて推定されるコンプライアンスは、圧力測定値が患者の肺における圧力を表さず、非ゼロ肺気流条件下で肺の圧力と大きく異なる患者チューブ回路 14 内の圧力の測定値であることから、見掛けのコンプライアンスと呼ばれることが留意されるべきである。これは、ベンチレータが呼吸の生理学的位相の特徴であるゼロ流量基準以外の基準に基づいて位相の開始又は終了を考慮することを決定するポイントでコンプライアンスを計算することにより引き起こされることが留意される。本発明の接続検出アプローチは、VBS10 との任意の接合部又は結合部における患者チューブ回路 14 の分離、並びに外部感知装置 (例えば NME CO2 及び流量センサ) が患者チューブ回路ワイ 28 にまだ取り付けられている間の ET チューブの分離及び患者の抜管を検出できるという特徴を含む。

40

【0052】

本発明の実施形態のアプローチは、供給及び吐出される体積と換気中のシステム内の圧力レベルとの使用を含む患者の肺コンプライアンスの推定に基づいているため、ベンチレータ呼吸システム要素の分離の検出に必要な情報をコンパクトかつ効率的に利用する。更に、アプローチは、患者の肺コンプライアンス特性のみに依存するので機械に依存しない。

50

【 0 0 5 3 】

本発明の実施形態はまた、患者チューブ回路 1 4 を介して患者に呼吸ガスを供給するように構成され、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システム (V B S) 1 0 からの患者分離を判定する方法に関連する。この方法の一実施形態は図 2 のフローチャートを追加的に参照して説明される。この方法は 5 0 から始まり、患者チューブ回路内のガスの少なくとも流量及び圧力を監視すること (5 2) と、呼吸サイクルの吸気相中に供給され呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積と、呼吸サイクルの吸気相及び呼気相中に患者チューブ回路内で監視された圧力とに基づいて患者肺コンプライアンス比を推定すること (5 4) と、推定された患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより患者分離を判定すること (5 6) とを含む。上記のようにブ

10

【 0 0 5 4 】

特定の実施形態では、患者肺コンプライアンス比を推定することは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定すること (6 0) と、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定すること (6 2) とを含む。吸気時患者肺コンプライアンスを推定すること (6 0) は、呼吸サイクルの吸気相中に供給される決定されたガスの体積、吸気相の開始時の患者チューブ回路 1 4 内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時の患者チューブ回路 1 4 内で監視されたガスの圧力に基づく。呼気時患者肺コンプライアンスを推定すること (6 2) は、呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積、呼気相の終了時の患者チューブ回路 1 4 内で監視されたガスの圧力、及び吸気相の終了時の患者チューブ回路 1 4 内で監視されたガスの圧力に基づく。

20

【 0 0 5 5 】

上記のように、より具体的には、この方法の特定の実施形態では、患者肺コンプライアンス比を推定することは、呼吸サイクルの吸気相中の吸気時患者肺コンプライアンスを推定することと、呼吸サイクルの呼気相中の呼気時患者肺コンプライアンスを推定することとを含み、ここで患者肺コンプライアンス比 = $(C_{i n h} / C_{e x h})$ であり、 $C_{i n h}$ は吸気相中に推定される吸気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{i n h} = V_{i n h} / (P_{e o i} - P_{b o i})$ として計算され、 $C_{e x h}$ は呼気相中に推定される呼気時患者肺コンプライアンスであり、 $C_{e x h} = V_{e x h} / (P_{e o i} - P_{e o e})$ として計算され、ここで $V_{i n h}$ = 吸気相中に供給されるガスの体積、 $V_{e x h}$ = 呼気相中に排出されるガスの体積、 $P_{b o i}$ = 吸気相の開始時に患者チューブ回路 1 4 内で監視される圧力、 $P_{e o i}$ = 吸気相の終了時に患者チューブ回路 1 4 内で監視される圧力、 $P_{e o e}$ = 呼気相の終了時に患者チューブ回路内で監視される圧力である。 $V_{i n h}$ 及び $V_{e x h}$ は、測定又は推定され得る、患者に対する流入出量の積分の結果であることが留意される。

30

【 0 0 5 6 】

本発明の実施形態はまた、プロセッサにより実行されて患者チューブ回路 1 4 を介して患者に呼吸ガスを供給し、吸気相及び呼気相を含む呼吸サイクルを有するベンチレータ呼吸システム (V B S) 1 0 を制御するように構成された機械可読命令を記憶した持続性コンピュータ可読記憶媒体に関連し、機械可読命令は、患者チューブ回路 1 4 内のガスの少なくとも流量及び圧力を監視することと、呼吸サイクルの吸気相中に供給されるガス及び呼吸サイクルの呼気相中に排出される決定されたガスの体積、並びに呼吸サイクルの吸気相及び呼気相中に患者チューブ回路 1 4 内で監視された圧力に基づいて患者肺コンプライアンス比を推定することと、推定された患者肺コンプライアンス比を閾値と比較することにより患者分離を判定することとを含む、V B S 1 0 からの患者分離を判定するプロセスを V B S 1 0 に実行させるように構成される。

40

【 0 0 5 7 】

本明細書において使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピュータデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を記憶する任意の有形記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読持続性記憶媒体とも称される。コンピュータ可読記憶媒体は、有形コンピュータ可読媒体とも称される。一部の実施形態では、コンピュ

50

ータ可読記憶媒体は、コンピュータデバイスのプロセッサがアクセス可能なデータを記憶することもできる。コンピュータ可読記憶媒体の例としては、次に限定されないが、フロッピーディスク、磁気ハードディスクドライブ、固体ハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読み出し専用メモリ(ROM)、光ディスク、光磁気ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルが挙げられる。光ディスクの例としては、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、又はDVD-Rディスクであるコンパクトディスク(CD)及びデジタル多用途ディスク(DVD)が挙げられる。コンピュータ可読記憶媒体との用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスがアクセス可能な様々なタイプの記録媒体も指す。例えばデータは、モデム、インターネット、又はローカルエリアネットワークを介して検索される。コンピュータ可読記憶媒体への参照は、場合により、複数のコンピュータ可読記憶媒体への参照と解釈されるべきである。1つ以上のプログラムの様々な実行可能なコンポーネントは、様々なロケーションに記憶される。コンピュータ可読記憶媒体は、例えば同じコンピュータシステム内の複数のコンピュータ可読記憶媒体である。コンピュータ可読記憶媒体は更に、複数のコンピュータシステム又はコンピュータデバイス間で分散配置されたコンピュータ可読記憶媒体である。

10

【0058】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセス可能な任意のメモリである。コンピュータメモリの例としては、次に限定されないが、RAMメモリ、レジスタ、及びレジスタファイルが挙げられる。「コンピュータメモリ」又は「メモリ」への参照は、場合により、複数のメモリへの参照と解釈されるべきである。メモリは、例えば同じコンピュータシステム内の複数のメモリである。メモリは更に、複数のコンピュータシステム又はコンピュータデバイス間で分散配置された複数のメモリである。

20

【0059】

「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータストレージは、任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。コンピュータストレージの例としては、次に限定されないが、ハードディスクドライブ、USBサムドライブ、フロッピードライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM、及び固体ハードドライブが挙げられる。一部の実施形態では、コンピュータストレージはコンピュータメモリでもある。またその逆でもよい。「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」への参照は、場合により、複数のストレージデバイス又はコンポーネントへの参照と解釈されるべきである。ストレージは、例えば同じコンピュータシステム又はコンピュータデバイス内の複数のストレージデバイスを含む。ストレージは更に、複数のコンピュータシステム又はコンピュータデバイス間で分散配置された複数のストレージを含む。

30

【0060】

本明細書において使用される「プロセッサ」は、プログラム又は機械実行可能命令を実行できる電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含むコンピュータデバイスへの参照は、場合により、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含むものと解釈されるべきである。プロセッサは、例えばマルチコアプロセッサである。プロセッサとは、単一のコンピュータシステム内の、又は、複数のコンピュータシステム間で分散配置された一群のプロセッサを指す。コンピュータデバイスとの用語も、場合により、それぞれが1つ以上のプロセッサを含む一群のコンピュータデバイス又はネットワークを指すものと解釈されるべきである。多くのプログラムの命令は、同じコンピュータデバイス内の、又は、複数のコンピュータデバイス間で分散配置されてもよい複数のプロセッサによって実行される。

40

【0061】

本明細書において使用される「ユーザインターフェース」は、ユーザ又は操作者がコンピュータ又はコンピュータシステムとインタラクトすることを可能にするインターフェー

50

スである。「ユーザインターフェース」は更に、「ヒューマンインターフェースデバイス」とも称される。ユーザインターフェースは、操作者に情報又はデータを提供する、及び／又は、操作者から情報又はデータを受け取る。ユーザインターフェースは、操作者からの入力コンピュータによって受信され、コンピュータからの出力をユーザに提供できるようにする。つまり、ユーザインターフェースは、操作者がコンピュータを制御又は操作できるようにし、また、インターフェースは、コンピュータが操作者の制御又は操作による効果を示せるようにする。データ又は情報をディスプレイ又はグラフィカルユーザインターフェース上に表示することは、操作者に情報を提供することの一例である。タッチスクリーン、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィクステーブル、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、有線グローブ、ワイヤレスリモコン、及び加速度計を介するデータの受信はすべて、操作者からの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェースコンポーネントの例である。

【0062】

本明細書において使用される「ハードウェアインターフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが、外部コンピュータデバイス及び／又は装置とインタラクトすること及び／又は外部コンピュータデバイス及び／又は装置を制御することを可能にするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが、外部コンピュータデバイス及び／又は装置に制御信号又は命令を送信できるようにする。ハードウェアインターフェースは更に、プロセッサが、外部コンピュータデバイス及び／又は装置とデータを交換できるようにする。ハードウェアインターフェースの例としては、次に限定されないが、汎用シリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE-488ポート、ブルートゥース（登録商標）接続、ワイヤレスローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース、及びデジタル入力インターフェースが挙げられる。

【0063】

本明細書において使用される「ディスプレイ」又は「ディスプレイデバイス」は、画像又はデータを表示するように適合された出力デバイス又はユーザインターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚、音声、及び／又は触知データを出力する。ディスプレイの例としては、次に限定されないが、コンピュータモニタ、テレビジョンスクリーン、タッチスクリーン、触知電子ディスプレイ、点字（Braille）スクリーン、陰極線管（CRT）、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクトルディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ（VF）、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、エレクトロルミネッセンスディスプレイ（ELD）、プラズマディスプレイパネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオードディスプレイ（OLED）、プロジェクタ、及び頭部取付け式ディスプレイが挙げられる。

【0064】

本発明は、図面及び上記記述において詳細に例示かつ説明されたが、斯かる例示及び説明は、例示であって限定と考えられるべきではなく、本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【0065】

開示された実施形態への他の変更は、図面、開示内容及び添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求された発明を実施する際に、当業者によって理解かつ実現され得る。特許請求の範囲において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、不定冠詞「a」又は「an」は複数形を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、特許請求の範囲に記載される幾つかのアイテムの機能を発揮する。特定の手段が相互に異なる従属項に記載されるからと言って、それらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。コンピュータプログラム

フロントページの続き

審査官 小原 一郎

(56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0282228(US,A1)
米国特許出願公開第2006/0086357(US,A1)
国際公開第02/04057(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61M 16/00
A61B 5/08