

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第6320755号  
(P6320755)

(45) 発行日 平成30年5月9日(2018.5.9)

(24) 登録日 平成30年4月13日(2018.4.13)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 M 16/00 (2006.01)

F I  
A 6 1 M 16/00 3 1 5

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-539379 (P2013-539379)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年11月15日 (2011.11.15)		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2013-543769 (P2013-543769A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年12月9日 (2013.12.9)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/055089		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02012/069957		
(87) 国際公開日	平成24年5月31日 (2012.5.31)	(74) 代理人	100122769
審査請求日	平成26年10月31日 (2014.10.31)		弁理士 笛田 秀仙
審査番号	不服2016-17667 (P2016-17667/J1)	(74) 代理人	100145654
審査請求日	平成28年11月28日 (2016.11.28)		弁理士 矢ヶ部 喜行
(31) 優先権主張番号	61/416,336		
(32) 優先日	平成22年11月23日 (2010.11.23)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 肥満低換気症候群治療システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給するシステムにおいて、前記システムが、  
対象の気道に供給する呼吸可能ガスの加圧流を発生する圧力発生器と、  
前記対象による呼吸努力に関する情報を伝える出力信号を発生する1つ又は複数のセン  
サと、

コンピュータプログラムモジュールを実行する1つ又は複数のプロセッサと、  
を有し、前記コンピュータプログラムモジュールが、

目標平均一回換気量が前記対象に対する呼吸中に維持されるように、治療レジメンによ  
って前記圧力発生器を制御する制御モジュールと、

前記目標平均一回換気量を維持する吸気圧レベルを決定する吸気圧モジュールと、  
治療的呼吸速度を動的に決定する速度決定モジュールと、

呼気圧レベルを決定する呼気圧モジュールと、

を有し、前記制御モジュールは、

前記対象による呼吸が前記治療的呼吸速度で維持されるように、吸気中に前記呼吸可能  
ガスの加圧流が前記吸気圧モジュールにより決定される前記吸気圧レベルで供給されるよ  
うに、及び呼気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記呼気圧モジュールにより決定される  
前記呼気圧レベルで供給されるように、前記圧力発生器を制御し、

前記治療的呼吸速度は、前記対象の自発的ブレスの増加に応じて大きくなる設定値であ  
る呼気時間と、覚醒ブレス時間の関数であって当該覚醒ブレス時間より長い値として設定

される治療的ブレス時間との合計である治療的呼吸時間の逆数に基づいて決定される、システム。

【請求項 2】

前記吸気圧モジュールが、ベースライン圧力レベルを決定し、前記コンピュータプログラムモジュールが、前記発生された出力信号に基づいて、前記対象により行われる自発的呼吸を識別する自発的呼吸モジュールを有し、前記制御モジュールが、

(a) 所定の呼吸が前記自発的呼吸モジュールにより自発的呼吸であると識別されることに応答して、前記所定の呼吸の吸気中の前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力が、前記ベースラインレベルに維持され、

(b) 前記所定の呼吸が前記自発的呼吸モジュールにより自発的呼吸であると識別されないことに応答して、前記所定の呼吸の吸気中の前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力が、前記ベースラインレベルより高いブーストレベルで維持される、  
ように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 3】

前記速度決定モジュールは、前記制御モジュールが前記治療レジメンによって前記呼吸可能ガスの加圧流を発生するように前記圧力発生器を制御する治療セッションの開始時に又はその前後にモニタされる前記対象の自発的ブレスに基づいて前記治療的呼吸速度を決定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記システムが、前記治療セッション中に前記対象の覚醒を検出する覚醒検出モジュールを有し、前記速度決定モジュールが、検出された覚醒中に前記治療的呼吸速度を減少する、請求項 3 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記圧力のブーストレベルが、前記ベースラインレベル及びブースト量の和に等しく、前記コンピュータプログラムモジュールが、前記対象の呼吸に基づいて前記ブースト量を決定するブースト決定モジュールを有する、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 6】

対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給するシステムにおいて、

対象の気道に供給する呼吸可能ガスの加圧流を発生する手段と、

前記対象による呼吸努力に関する情報を伝える出力信号を発生する手段と、

目標平均一回換気量を維持する吸気圧レベルを動的に決定する手段と、

呼気圧レベルを動的に決定する手段と、

前記発生された出力信号に基づいて前記対象の現在の呼吸速度を動的に決定する手段と

30

、  
治療的呼吸速度を動的に決定する手段と、

前記対象による呼吸が前記治療的呼吸速度で生じるように、吸気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記決定された吸気圧レベルで供給されるように、及び呼気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記決定された呼気圧レベルで供給されるように、前記目標平均一回換気量を維持する治療レジメンによって前記呼吸可能ガスの加圧流の発生を制御する手段と、を有し、前記治療的呼吸速度は、前記対象の自発的ブレスの増加に応じて大きくなる設定値である呼気時間と、覚醒ブレス時間の関数であって当該覚醒ブレス時間より長い値として設定される治療的ブレス時間との合計である治療的呼吸時間の逆数に基づいて決定される、システム。

40

【請求項 7】

前記動的に決定された吸気圧レベルが、ベースライン圧力レベルであり、前記システムが、前記対象により行われる自発的呼吸を識別する手段を有し、前記呼吸可能ガスの加圧流の発生を制御する手段は、

(a) 所定の呼吸が前記自発的呼吸モジュールにより自発的呼吸であると識別されることに応答して、前記所定の呼吸の吸気中の前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力が、前記ベースラインレベルに維持され、

50

(b) 前記所定の呼吸が前記自発的呼吸モジュールにより自発的呼吸であると識別されないことに応答して、前記所定の呼吸の吸気中の前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力が、前記ベースラインレベルより高いブーストレベルで維持される、ように構成される、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記治療的呼吸速度の決定は、前記呼吸可能ガスの加圧流の発生が前記治療レジメンによって制御される治療セッションの開始時に又はその前後にモニタされる前記対象の自発的ブレスに基づいて行われる、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記治療セッション中に前記対象の覚醒を検出する手段と、  
検出された覚醒中に前記治療的呼吸速度を減少する手段と、  
を有する、請求項 8 に記載のシステム。

10

【請求項 10】

前記圧力のブーストレベルが、前記ベースラインレベル及びブースト量の和に等しく、前記システムが、前記対象の呼吸に基づいて前記ブースト量を決定する手段を有する、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記覚醒ブレス時間が現在の平均自発的ブレス時間に等しく設定される、請求項 1 から請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記現在の平均自発的ブレス時間が所定の最小値より上またはそれ以上であり、少なくとも閾値割合のブレスが自発的である場合に、前記覚醒ブレス時間が現在の平均自発的ブレス時間に等しく設定される、請求項 11 に記載のシステム。

20

【請求項 13】

前記呼吸時間が、過去のブレスのスライドウィンドウにわたる自発的ブレスの比率に応じて変動する、請求項 1 から請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記呼吸時間が前記治療的ブレス時間に比例する、請求項 13 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本特許出願は、米国特許法第 119 条 (e) 項に基づいて 2010 年 11 月 23 日に出版された米国仮出願第 61/416336 号の優先権利益を主張し、その内容は、参照によりここに組み込まれる。

【0002】

本発明は、平均一回換気量、呼吸速度、及び / 又は呼吸終末陽圧が自動的に制御される、呼吸器疾患を治療する対象に対する治療の供給に関する。

【背景技術】

【0003】

肥満低換気症候群は、肥満した対象（例えば、30 kg/m<sup>2</sup> 以上の肥満度指数を持つ対象）が浅い又は不十分な呼吸から生じる低酸素症及び高炭酸症を患う呼吸器症候群である。他の症候群又は状態は、これら及び / 又は他の症状を持つ。呼吸を容易化するようにこのような対象の気道に加圧ガスを供給するように構成されたシステムが、既知である。このようなシステムは、治療的呼吸速度及び呼吸ごとの平均一回換気量を維持するように構成されたシステムを有する。

40

【0004】

従来のシステムにおいて、治療的呼吸速度は、ユーザ（例えば、対象、介護士、治療決定者、研究者、及び / 又は他のユーザ）により設定される設定でありうる。このようなシステムにおいて、治療的呼吸速度は、対象による自発呼吸の測定を考慮に入れない。

【0005】

50

典型的には、平均一回換気量を維持するシステムにおいて、呼吸ごとに、同じ圧力レベルでサポートされる。これらのシステムは、一般に、自発的及び非自発的呼吸を異なる圧力レベルでサポートするように構成されない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

したがって、本発明の目的は、従来のシステムの欠点を克服する治療システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この目的は、対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給するシステムを提供することにより本発明の一実施例によって達成される。一実施例において、前記システムは、圧力発生器、センサ及び1つ又は複数のプロセッサを有する。前記圧力発生器は、対象の気道に供給する呼吸可能ガスの加圧流を発生する。前記センサは、前記対象による呼吸努力に関する情報を伝える出力信号を発生する。前記1つ又は複数のプロセッサは、制御モジュール、吸気圧モジュール、速度決定モジュール及び呼気圧モジュールを含むコンピュータプログラムモジュールを実行する。前記制御モジュールは、平均一回換気量が前記対象に対するブレス中に維持されるように、及び前記ブレスが呼吸速度で生じるように治療レジメンによって前記圧力発生器を制御する。前記吸気圧モジュールは、平均一回換気量を維持する吸気圧レベルを決定する。前記速度決定モジュールは、治療的呼吸速度を決定する。前記呼気圧モジュールは、呼気圧レベルを決定する。前記制御モジュールは、前記対象による呼吸が前記治療的呼吸速度に維持されるように、及び吸気中に呼吸可能ガスの加圧流が前記吸気圧モジュールにより決定される吸気圧レベルで供給され、呼気中に呼吸可能ガスの加圧流が前記呼気圧レベルで供給されるように、前記圧力発生器を制御する。

【0008】

本開示の他の態様は、対象の気道に対して呼吸可能ガスの加圧流を供給する方法に関する。一実施例において、前記方法は、対象の気道に供給する呼吸可能ガスの加圧流を発生するステップと、前記対象による呼吸努力に関する情報を伝える出力信号を発生するステップと、平均一回換気量を維持する吸気圧レベルを動的に決定するステップと、呼気圧レベルを動的に決定するステップと、治療的呼吸速度を動的に決定するステップと、前記対象の呼吸が前記治療的呼吸速度で生じるように、及び吸気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記吸気圧モジュールにより決定された前記吸気圧レベルで供給され、呼気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記呼気圧レベルで供給されるように、治療レジメンによって前記呼吸可能ガスの加圧流の発生を制御するステップとを有する。

【0009】

本発明の他の態様は、対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給するシステムに関する。一実施例において、前記システムは、対象の気道に供給する呼吸可能ガスの加圧流を発生する手段と、前記対象による呼吸努力に関する情報を伝える出力信号を発生する手段と、平均一回換気量を維持する吸気圧レベルを動的に決定する手段と、呼気圧レベルを動的に決定する手段と、治療的呼吸速度を動的に決定する手段と、前記対象の呼吸が前記治療的呼吸速度で生じるように、及び吸気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記吸気圧モジュールにより決定された前記吸気圧レベルで供給され、呼気中に前記呼吸可能ガスの加圧流が前記呼気圧レベルで供給されるように、治療レジメンによって前記呼吸可能ガスの加圧流の発生を制御する手段とを有する。

【0010】

本発明のこれら及び他の目的、フィーチャ及び特徴、並びに動作の方法及び構造の関連した要素の機能及び部品の組み合わせ及び製造の経済性は、全て本明細書の一部であり、同様の参照番号が様々な図において対応する部分を示す添付の図面を参照して以下の記載及び添付の請求項を検討すると明らかになる。本発明の一実施例において、ここに示される構成成分は、比例して描かれる。しかしながら、図面は図示及び説明の目的のみであり

10

20

30

40

50

、本発明の限定ではないと明確に理解されるべきである。加えて、ここでいずれの実施例に示される又は記載される構造的フィーチャが、他の実施例でも同様に使用されることができると理解されるべきである。しかしながら、図面が図示及び説明の目的のみであり、本発明の限定の規定として意図されないと明確に理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給するシステムを示す。

【図2】対象による自発的及び非自発的ブレスに対して取られた2つのプロットを示す。

【図3】圧力の増加量を決定するのに使用されるプロットを示す。

【図4】対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給する方法を示す。

10

【発明を実施するための形態】

【0012】

ここで使用される、"ある"及び"その"の単数形は、文脈が明らかに別に指示しない限り複数形を含む。ここで使用される、2つ以上の部分又は構成要素が"結合"されるという記述は、前記部分が、直接的に又は間接的に、すなわちリンクが存在する限り1つ又は複数の中間部分又は構成要素を介してのいずれかで一緒に結び付けられる又は動作することを意味するべきである。ここで使用される、"直接的に結合される"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。ここで使用される、"固定して結合される"又は"固定される"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1つのものとして移動するように結合されることを意味する。

20

【0013】

ここで使用される、単語"ユニタリ"は、構成要素が単一のピース又はユニットとして作成されることを意味する。すなわち、別々に作成され、ユニットして一緒に結合されたピースを含む構成要素は、"ユニタリ"構成要素又はボディではない。ここで使用される、2つ以上の部分又は構成要素が互いに"係合"するという記述は、前記部分が直接的に又は1つ若しくは複数の中間部分若しくは構成要素を介して互いに対して力を及ぼすことを意味すべきである。ここで使用される、用語"数"は、1又は1より大きい整数（すなわち、複数）を意味すべきである。

【0014】

例えば、これらに限定されないが、最上部、底部、左、右、上、下、前、後ろ及びこれらの波生物のような、ここで使用される方向の表現は、図面に示される要素の向きに関し、明示的に記載されない限り請求項を限定しない。

30

【0015】

図1は、治療レジメンによって対象12の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給するシステム10を示す。前記治療レジメンは、肥満低換気症候群（OHS）、閉塞性睡眠時無呼吸（OSA）及び/又は他の呼吸状態のような呼吸状態を治療するように設計されることができる。前記治療レジメンは、平均一回換気量の維持、呼吸速度の維持、及び/又は呼吸終末陽圧の維持を指示する。システム10は、対象12が治療的呼吸速度で呼吸することを保証するように、対象12として対象12に治療を提供する。前記呼吸速度は、治療セッションの早い段階の対象12の呼吸に基づいて、及び/又は前記対象の検出された覚醒状態に基づいて動的に決定されることができる。システム10は、自発的ブレスが、自発的ではなく前記治療的呼吸速度に基づいて自動的にトリガされるブレスに対する圧力より低い圧力でサポートされることができるよう構成されることができる。一実施例において、システム10は、1つ又は複数の圧力発生器14、電子記憶部16、ユーザインタフェース18、1つ又は複数のセンサ20、プロセッサ24、及び/又は他の構成要素を含む。

40

【0016】

一実施例において、圧力発生器14は、対象12の気道に供給する呼吸可能ガスの加圧流を発生する。圧力発生器14は、治療目的又は他の目的で呼吸可能ガスの加圧流の1つ又は複数のパラメータ（例えば、流量、圧力、体積、湿度、温度、ガス組成等）を制御す

50

ることができる。前記１つ又は複数のパラメータは、（例えば以下に論じられるように）治療レジメンによって制御されることができる。前記治療レジメンは、対象１２のクオリティオブライフを持続及び／又は改良するように構成されることができる。非限定的な例として、圧力発生器１４は、呼吸不全又は気道閉塞症候群を治療するために呼吸可能ガスの加圧流の圧力を制御するように構成されることができる。前記圧力発生器は、対象１２に気道陽圧治療を提供する陽圧発生器を含むことができる。このような装置は、例えば、参照により全体的にここに組み込まれる、米国特許第６１０５５７５号に記載されている。

#### 【００１７】

前記呼吸可能ガスの加圧流は、インタフェース２６を介して対象１２の気道に供給される。インタフェース２６は、圧力発生器１４により発生された呼吸可能ガスの加圧流を対象１２の気道に伝える。このようなものとして、インタフェース２６は、導管２８及びインタフェース器具３０を含む。導管は、前記呼吸可能ガスの加圧流をインタフェース器具３０に伝え、インタフェース器具３０は、前記呼吸可能ガスの加圧流を対象１２の気道に供給する。インタフェース器具３０のいくつかの例は、例えば、気管内チューブ、鼻カニューレ、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、又は対象の気道にガスの流れを伝える他のインタフェース器具を含むことができる。本発明は、これらの例に限定されず、いかなる対象インタフェースを使用する対象１２に対する前記呼吸可能ガスの加圧流の供給も検討する。

#### 【００１８】

図１は、シングルリムのパッシブシステムであるインタフェース２６を持つシステム１０の構成を示すが、これは、限定することを意図されない。本開示の範囲は、インタフェース２６がインタフェース器具３０から呼吸を受け取る第２の導管を含む２リムシステムとして形成される実施例を含むと理解される。前記第２の導管は、このような流体を大気に排出してもよく、このような流体をフィルタに伝えてもよく、及び／又はこのような流体をシステム１０内の構成要素を含む他の構成要素に伝えてもよい。

#### 【００１９】

一実施例において、電子記憶部１６は、情報を電子的に記憶する電子記憶媒体を有する。電子記憶部１６の前記電子記憶媒体は、システム１０と一体的に提供される（すなわち実質的に取り外し可能ではない）システム記憶部、及び／又は例えばポート（例えばＵＳＢポート、ファイヤワイヤポート等）又はドライブ（例えば、ディスクドライブ等）を介してシステム１０に取り外し可能に接続可能である取り外し可能記憶部の一方又は両方を含むことができる。電子記憶部１６は、光読み取り可能記憶媒体（例えば、光ディスク等）、磁気読み取り可能記憶媒体（例えば、磁気テープ、磁気ハードドライブ、フロッピー（登録商標）ドライブ等）、電荷ベース記憶媒体（例えば、ＥＥＰＲＯＭ、ＲＡＭ等）、半導体記憶媒体（例えば、フラッシュドライブ等）、及び／又は他の電子読み取り可能記憶媒体の１つ又は複数を含むことができる。電子記憶部１６は、ソフトウェアアルゴリズム、プロセッサ２４により決定される情報、ユーザインタフェース１８を介して受信される情報、及び／又はシステム１０が適切に機能することを可能にする他の情報を記憶することができる。電子記憶部１６は、（全体的に又は部分的に）システム１０内の別の構成要素であってもよく、又は電子記憶部１６は、（全体的に又は部分的に）システム１０の１つ又は複数の他の構成要素（例えば、発生器１４、ユーザインタフェース１８、プロセッサ２４等）と一体化して設けられてもよい。

#### 【００２０】

ユーザインタフェース１８は、システム１０と１人又は複数のユーザ（例えば、対象１２、介護士、研究者、治療決定者等）との間のインタフェースを提供し、これを介して、前記ユーザは、システム１０に情報を提供し、システム１０から情報を受信することができる。これは、まとめて"情報"と称される、データ、キュー、結果、及び／又は命令及び他の通信可能なアイテムが、前記ユーザと、圧力発生器１４、電子記憶部１６及び／又はプロセッサ２４の１つ又は複数との間で通信されることを可能にする。ユーザインタフェ

ース 18 に含めるのに適したインタフェース装置の例は、キーパッド、ボタン、スイッチ、キーボード、ノブ、レバー、表示画面、タッチスクリーン、スピーカ、マイクロフォン、インジケータ光、可聴アラーム、プリンタ、触覚フィードバック装置及び／又は他のインタフェース装置を含む。一実施例において、ユーザインタフェース 18 は、複数の別のインタフェースを含む。一実施例において、ユーザインタフェース 18 は、発生器 14 と一体化して設けられる少なくとも 1 つのインタフェースを含む。ユーザインタフェース 18 は、システム 10 の調整可能パラメータを修正するように対象 12 から入力を受信することができる。例えば、ユーザインタフェース 18 は、呼吸状態検出の感度又は応答時間を修正又は選択するように対象 12 から入力を受信することができる（例えば、呼吸状態遷移検出に対する閾値が、段階的ノブ又は 1 から 10 までの数を表示するデジタルインタフェースを用いて感度の増加又は減少のいずれかに対して調整されることができる）。 10

#### 【0021】

ハードワイヤード又はワイヤレスのいずれかの他の通信技術も、ユーザインタフェース 18 として本発明により考えられると注意すべきである。例えば、本発明は、ユーザインタフェース 18 が、電子記憶部 16 により提供される取り外し可能記憶インタフェースと一体化されることができると考える。この例において、情報は、前記ユーザがシステム 10 の実施をカスタマイズすることを可能にする取り外し可能記憶部（例えば、スマートカード、フラッシュドライブ、取り外し可能ディスク等）からシステム 10 にロードされることができる。システム 10 とともに使用するのに適した他の模範的な入力装置及び技術は、RS-232 ポート、RF リンク、IR リンク、モデム（電話、ケーブル又は他）を 20 含むが、これらに限定されない。要するに、システム 10 と情報を通信するいかなる技術も、本発明によりユーザインタフェース 18 として考えられる。

#### 【0022】

センサ 20 は、対象 12 の呼吸努力に関する情報を伝える 1 つ又は複数の出力信号を発生する。一実施例において、センサ 20 は、前記呼吸可能ガスの加圧流の 1 つ又は複数の流体パラメータに関する情報を伝える出力信号を発生する。前記 1 つ又は複数のパラメータは、例えば、流量、体積、圧力、組成（例えば、1 つ又は複数の成分の濃度）、湿度、温度、加速度、速度、音響特性、呼吸を示すパラメータの変化、及び／又は他の流体パラメータの 1 つ又は複数を含むことができる。一実施例において、センサ 20 は、流量センサ及び圧力センサである。前記センサは、このようなパラメータを直接的に（例えば、圧力発生器 14 又は対象インタフェース 26 における前記呼吸可能ガスの加圧流での流体連通により）測定する 1 つ又は複数のセンサを含むことができる。センサ 20 は、間接的に前記呼吸可能ガスの加圧流の 1 つ又は複数の流体パラメータに関する出力信号を発生する 1 つ又は複数のセンサを含むことができる。例えば、センサ 20 の 1 つ又は複数は、圧力発生器 14 及び／又は他のセンサの動作パラメータ（例えば、パルブドライバ又はモータ電流、電圧、回転速度、及び／又は他の動作パラメータ）に基づいて出力を発生することができる。 30

#### 【0023】

呼吸努力に関する情報を伝える他の出力信号が考えられる。例えば、センサ 20 は、呼吸筋努力を機械的に検出するセンサ（例えば、対象 12 の胸部の周りのバンド上で着用される）、対象 12 の画像を取得する及び／又は対象 12 の位置及び／又は運動（例えば、速度又は加速度）を測定する光センサを含むことができる。 40

#### 【0024】

センサ 20 は、圧力発生器 14 に隣接して配置された 2 つの別のセンサとして図示されるが、これは、限定的であることを意図されない。前記センサは、例えば、圧力発生器 14 内に、導管 28 内に（連通して）、インタフェース器具 30 内で（連通して）、及び／又は他の場所のような、単一の場所又は複数の場所に配置された 1 つ又は複数のセンサを含みる。

#### 【0025】

一部の実施例において、センサ 20 の 1 つ又は複数は、システム 10 の外側に、及び対 50

象 1 2 のより近くに配置されることができる。このような実施例において、外部に配置されたセンサ 2 0 により発生された出力信号は、有線及び／又は無線構成によりプロセッサ 2 4 に中継されることができる。独立なユーザインタフェースは、センサ 2 0 により発生された出力信号を受信し、ここに記載された技術の一部又は全てを実施して前記出力信号を処理し、及び／又は前記決定された情報の少なくとも一部を表示する外部に配置されたセンサ 2 0 とともに含まれる。

#### 【 0 0 2 6 】

プロセッサ 2 4 は、システム 1 0 において情報処理能力を提供する。このようなものとして、プロセッサ 2 4 は、デジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、情報を処理するように設計されたデジタル回路、情報を処理するように設計されたアナログ回路、状態機械、及び／又は情報を電子的に処理する他の機構の 1 つ又は複数を含むことができる。プロセッサ 2 4 は、図 1 において単一のエンティティとして示されているが、これは、説明目的のみである。一部の実施例において、プロセッサ 2 4 は、複数の処理ユニットを含むことができる。これらの処理ユニットは、同じ装置（例えば、圧力発生器 1 4 ）内に物理的に配置されてもよく、又はプロセッサ 2 4 は、協調して動作する複数の装置の処理機能を表すことができる。

#### 【 0 0 2 7 】

一般に、プロセッサ 2 4 は、対象 1 2 の呼吸状態を決定するように構成される。プロセッサ 2 4 は、前記呼吸可能ガスの加圧流の 1 つ又は複数のパラメータが、呼吸状態に応じて前記 1 つ又は複数のパラメータを規定する治療レジメンによって異なるように前記呼吸可能ガスの加圧流の発生において圧力発生器 1 4 を制御するように構成される。呼吸状態を検出するために、プロセッサ 2 4 は、前記呼吸可能ガスの加圧流の流れの形状（及び／又は他の流体パラメータ）に基づいて呼吸状態の遷移を識別するように構成されることができる。呼吸状態の遷移の識別は、対象 1 2 の気道（例えば、インタフェース器具 3 0 ）における又は近くの流体パラメータの感知及び／又は推定とは独立でありうる。このようなものとして、正確な漏れ及び／又は損失推定を必要としない。一部の実施例において、プロセッサ 2 4 は、流れの一次時間導関数の変化に基づいて呼吸状態の遷移を識別するように構成されることができる。

#### 【 0 0 2 8 】

図 1 に示されるように、プロセッサ 2 4 は、1 つ又は複数のコンピュータプログラムモジュールを実行するように構成されることができる。前記 1 つ又は複数のコンピュータプログラムモジュールは、流体パラメータモジュール 3 2、制御モジュール 3 4、体積決定モジュール 3 6、吸気圧モジュール 3 7、自発的呼吸モジュール 3 8、覚醒検出モジュール 4 0、速度決定モジュール 4 2、ブースト決定モジュール 4 4、呼気圧モジュール 4 6、及び／又は他のモジュールの 1 つ又は複数を含むことができる。プロセッサ 2 4 は、モジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び／又は 4 6 を、ソフトウェア、ハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、ハードウェア及び／又はファームウェアの組み合わせ、及び／又はプロセッサ 2 4 上で処理能力を構成する他の機構により実行するように構成されることができる。

#### 【 0 0 2 9 】

モジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び 4 6 が図 1 において単一の処理ユニット内に共同配置されて図示されるが、プロセッサ 2 4 が複数の処理ユニットを含む実施例において、モジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び／又は 4 6 の 1 つ又は複数が、他のモジュールから離れて配置されることができる。以下に記載される異なるモジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び／又は 4 6 により提供される機能の説明は、説明目的であり、限定的であることを意図されず、モジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び／又は 4 6 のいずれかが、記載されるより多い又は少ない機能を提供することができる。例えば、モジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び／又は 4 6 の 1 つ又は複数は、消去されてもよく、その機能の一部又は全ては、モジュール

10

20

30

40

50



ル 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び / 又は 4 6 の他のものにより提供されることができる。他の例として、プロセッサ 2 4 は、モジュール 3 2、3 4、3 6、3 7、3 8、4 0、4 2、4 4 及び / 又は 4 6 の 1 つに属する機能の一部又は全てを実行することができる 1 つ又は複数の追加のモジュールを実行するように構成されることができる。

#### 【 0 0 3 0 】

流体パラメータモジュール 3 2 は、前記呼吸可能ガスの加圧流の 1 つ又は複数の流体パラメータを決定するように構成される。流体パラメータモジュール 3 2 は、センサ 2 0 により発生された出力信号に基づいて前記呼吸可能ガスの加圧流の前記 1 つ又は複数の流体パラメータを決定する。呼吸パラメータモジュール 3 2 により決定される前記 1 つ又は複数の流体パラメータは、流量、体積、圧力、組成（例えば、1 つ又は複数の成分の濃度）、湿度、温度、加速度、速度、音響特性、呼吸を示すパラメータの変化、及び / 又は他の流体パラメータを含むことができる。

#### 【 0 0 3 1 】

制御モジュール 3 4 は、治療レジメンによって前記呼吸可能ガスの加圧流の前記パラメータを調整するように圧力発生器 1 4 を制御するように構成される。前記治療レジメンは、対象 1 2 の平均一回換気量が維持され、前記対象の呼吸速度が維持されることができる、及び / 又は前記対象の呼気終末陽圧が維持されることができるように対象 1 2 の気道に前記呼吸可能ガスの加圧流を提供する。前記治療レジメンは、A V A P S、A C V 及び / 又は他の体積治療を含むことができる及び / 又は関連することができる。このタイプの治療は、対象 1 2 の気道がサポートされるが、一回換気量及び / 又は呼吸速度が維持されない、気道陽圧（P A P）治療のような圧力サポート治療とは異なる。代わりに、P A P 治療は、典型的には、一回換気量及び / 又は呼吸速度を考慮せずに気道の構造的適正を所定のレベルに維持するように圧力を制御するのみである。

#### 【 0 0 3 2 】

制御モジュール 3 4 により提供される前記治療レジメンは、二層治療である。この治療レジメンにおいて、呼気中の前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力のレベルは、（呼気気道陽圧又は E P A P として知られる）呼気レベルに維持される。吸気中に、前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力レベルは、対象 1 2 が前記平均一回換気量を維持するのに十分なガスを取り込むことを保証するように増加される。吸気気道陽圧（I P A P）と E P A P との間の変化は、呼吸速度によってトリガされる。前記呼吸速度による ブレス は、自発的 ブレス（例えば、対象 1 2 が自発的に吸気中にガスを肺に取り込み、及び / 又は自発的に呼気中に肺からガスを排出する ブレス）と、非自発的 ブレス（例えば、ガスの運動が、全体的に（又は実質的に）前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力のレベルの変化による ブレス）を含む。

#### 【 0 0 3 3 】

体積決定モジュール 3 6 は、対象 1 2 に対する前記呼吸可能ガスの加圧流の供給中に ブレス の一回換気量をモニタリングするように構成される。これは、個別の ブレス の一回換気量を決定すること、複数の ブレス に対する平均一回換気量を決定すること、時間のスライドウィンドウに対する平均一回換気量を決定すること、及び / 又は他の一回換気量を決定することを含むことができる。前記一回換気量の決定は、流体パラメータモジュール 3 2 により決定された 1 つ又は複数の流体パラメータ及び / 又はセンサ 2 0 により出力された出力信号に基づいてなされることができる。

#### 【 0 0 3 4 】

吸気圧モジュール 3 7 は、I P A P のベースラインレベルを決定するように構成される。前記吸気圧モジュールは、対象 1 2 の呼吸の平均一回換気量が目標平均一回換気量に維持されるように前記 I P A P のベースラインレベルを決定するように構成される。前記目標平均一回換気量は、対象 1 2、介護士、治療決定者、研究者、及び / 又は他のユーザからのシステム 1 0 に対する入力に基づいて決定されることができる。一実施例において、前記 I P A P のベースラインレベルに対する変化は、変化の最大レートにより制限される。前記変化の最大レートは、約 3 c m H 2 O / 分以上でありうる。これは、従来の A V A

P S 及び / 又は A C V 治療システムより高速でありうる。前記 I P A P のベースラインレベルに対するこのより動的な制御は、身体位置をシフトする対象 1 2 により引き起こされる呼吸の変化に対してより迅速に調整することにより対象 1 2 の快適性を向上させうる。

#### 【 0 0 3 5 】

自発的呼吸モジュール 3 8 は、対象 1 2 により行われる自発的ブレスを識別するように構成される。自発的ブレスの識別は、センサ 2 0 により発生された出力信号に基づく。一実施例において、このような識別は、センサ 2 0 により発生された出力信号から流体パラメータモジュール 3 2 により決定された 1 つ又は複数の流体パラメータに基づく。

#### 【 0 0 3 6 】

覚醒検出モジュール 4 0 は、治療セッション中の対象 1 2 の覚醒を検出するように構成される。一実施例において、対象 1 2 の覚醒は、自発的呼吸モジュール 3 8 による自発的ブレスの識別に基づいて決定される。睡眠中に、対象 1 2 は、より少ない自発的ブレスを持つ傾向にある。したがって、覚醒検出モジュール 4 0 は、自発的ブレスの増加に基づいて覚醒を検出することができる。自発的ブレスの増加は、自発的ブレスが生じる速度を閾値レベルと比較することにより、時間のスライドウィンドウ中の自発的ブレスの量を閾値量と比較することにより識別され、及び / 又は他の技術により識別されることができる。一実施例において、センサ 2 0 は、対象 1 2 の運動に関する情報を伝える 1 つ又は複数のセンサを含む。覚醒検出モジュール 4 0 は、ユーザインタフェース 2 0 により示される対象 1 2 の運動に基づいて覚醒を検出するように構成されることができる。覚醒を検出する他の機構が考えられる。

#### 【 0 0 3 7 】

速度決定モジュール 4 2 は、I P A P と E P A P との間の遷移をトリガするのに使用される前記治療的呼吸速度を決定するように構成される。従来の A V A P S 及び / 又は A C V 治療システムにおいて、前記呼吸速度は、主に又は単に、対象 1 2 、介護士、治療決定者、研究者、及び / 又は他のユーザにより入力される速度に基づいて決定されることができる。これに反して、速度決定モジュール 4 2 は、対象 1 2 による自発的呼吸に基づいて前記呼吸速度を決定するように構成される。速度決定モジュール 4 2 は、治療セッションの早期に（例えば、夜の開始時に）対象 1 2 の前記呼吸速度を評価し、前記治療セッションを通して適切に前記呼吸速度を維持する。呼吸速度を動的に決定し、（例えば、吸気圧モジュール 3 7 により決定された I P A P レベルを用いて）一回換気量を制御することにより、対象 1 2 の分時換気量は、間接的に維持されることができる。

#### 【 0 0 3 8 】

呼気の終わりに、ゼロに近い流量が対象 1 2 の気道において観測され、肺が一定の体積のままである、1 つの完全なブレスサイクルと同じくらい長く続きうる高度に可変の時間期間が存在する。時々、呼吸中断と称される、この期間は、心理学者及び医師の両方により研究されている。これは、呼吸器系の筋肉に対する休息期間として機能し、過剰な酸素の増大を防ぎ、左心室が満たされる間の動脈血圧安定化をも可能にする。対象 1 2 に対する呼吸の労力を減少するシステム 1 0 により提供される機械式換気のサポートとともに、拡張された休息期間は、必要ではない。更に、対象 1 2 の通常の支援されないガス交換速度は、血流の C O<sub>2</sub> レベルを適切に減少するのに不十分である場合に、呼気終末中断を短縮することにより睡眠中に呼吸速度を調整する利益が存在することができる。本質的には、システム 1 0 は、中枢神経系の前にブレスを開始することにより高炭酸ガス症の対象 1 2 の化学療法需要可能機構をリードするようにプログラムされる。

#### 【 0 0 3 9 】

一実施例において、前記治療的呼吸速度を決定する速度決定モジュール 4 2 により実施されるアルゴリズムは、対象 1 2 の早期の及び最速の自発的呼吸速度をシードとして実施する。自発的ブレス時間の繰り返すウィンドウが、メモリ（例えば、電子記憶部 1 6 ）に維持される。前記ウィンドウは、1 2 ないし 5 0 のブレスを含むことができる。一実施例において、前記ウィンドウは、約 3 0 のブレスを含む。ブレス時間は、適格である場合に前記ウィンドウに入力される。ブレスは、（ 1 ）呼気段階から吸気段階まで前記装置を自

10

20

30

40

50

発的にトリガした患者努力とともに開始および終了され、(2)前記ブレス中の提供された一回換気量が典型的な一回換気量に近かった(例えば、所定量内)場合に"適格"であると速度決定モジュール42により見なされる。第2の適格因子は、迅速な浅い回復ブレスが、高すぎる前記治療的呼吸速度を人工的に設定することを防ぐ。(設定された平均体積ではなく)典型的な一回換気量は、最大又は最小IPAP圧力設定が体積設定に適していない場合を可能にするのに使用される。この適格要件は、自動バックアップアルゴリズムに対する前例を取るのに適切なIPAPレベルの決定及び供給をも可能にする。

#### 【0040】

速度決定モジュール42は、前記記憶されたウィンドウにおけるブレス時間から現在の平均自発的ブレス時間を決定するように構成される。覚醒ブレス時間は、(A)前記現在の平均自発的ブレス時間が最小値(例えば、所定の、ユーザ設定可能な、製造時に決定された、動的に決定された、及び/又は他の形で決定された最小値)である又はそれより上である場合、及び(B)少なくとも閾値割合の前記ブレスが自発的である場合に、前記現在の平均自発的ブレス時間に等しく設定される。前記閾値割合は、変化しない割合であってもよく、又は治療セッションの途中に変化してもよい。例えば、前記治療セッションの開始時に、対象12は目が覚めており、比較的警戒しているので、前記閾値割合は、比較的高い値(例えば、100%)でありうる。前記治療セッションが進行すると(及び/又は対象12の覚醒状態及び/又は注意力が衰えると)、前記閾値割合は、例えば、約70%のような、より低い値に減少されることができ。前記閾値割合の減少は、徐々の減少、傾斜した減少、高い値から低い値への切り替え、及び/又は値を減少する他の技術を含むことができる。

#### 【0041】

速度決定モジュール42は、覚醒ブレス時間に基づいて治療的ブレス時間を設定するように構成される。一実施例において、前記治療的ブレス時間は、速度決定モジュール42により、前記覚醒ブレス時間の1.14倍の時間又は前記覚醒ブレス時間に対応する呼吸速度より毎分2ブレス少ない呼吸速度に対応する時間の小さい方に設定される。前記治療的ブレス時間を決定するこの実施例は、以下の関係式、

$$(1) \quad TBT = \text{lesser\_of}(1.14 \times WBT, 60 / ((60 / WBT) - 2))$$

により示され、ここでTBTは、前記治療的ブレス時間を表し、WBTは、前記覚醒ブレス時間を表す。

#### 【0042】

所定のブレスに対して、合計呼吸時間は、吸気時間(例えば、前記治療的ブレス時間)及び呼気時間の和である。これは、

$$(2) \quad TRT = TBT + ET$$

として表されることができ、ここでTRTは、治療的呼吸時間であり、ETは、呼気時間を表す。前記治療的呼吸速度は、前記治療的呼吸時間の逆数である。

#### 【0043】

一実施例において、速度決定モジュール42は、前記呼気時間を動的に決定するように構成される。例えば、速度決定モジュール42は、以下の関係、

$$(3) \quad ET = VT \cdot (1 - m)$$

によって前記呼気時間を決定することができ、ここでVTは、可変時間であり、mは、過去のブレスのスライドウィンドウに対する非自発的ブレスの比率(すなわち、0ないし1)である。一実施例において、過去のブレスのこのスライドウィンドウは、約12である。速度決定モジュール42は、前記治療的ブレス時間に比例して前記可変時間を決定するように構成される。例えば、速度決定モジュール42は、前記可変時間を、

$$(4) \quad VT = 0.12 \cdot TBT$$

として決定することができる。

#### 【0044】

mを決定するのに使用される過去のブレスのスライドウィンドウが12である場合に、対象12が、睡眠状態に入り、呼吸速度を減少するとき、システム10が、わずか12ブ

レスで前記覚醒ブレス速度の約90%まで呼吸速度を増加すると理解される。前記可変時間は、非自発的ブレスの数に基づいて前記患者が覚醒している間の前記患者の速度の約75%から90%に前記治療的呼吸速度を調節する。これは、対象12が眠りに落ち、システム10が前記呼吸速度を制御し始めるにつれて滑らかな遷移を含み、対象12が深い眠りからの覚醒後に自発的にブレスすることを可能にする対象12に対する複数の快適フィーチャを提供する。

【0045】

治療セッション中に、対象12が眠った後に、対象12が覚醒を経験すると、前記治療的呼吸速度は、対象12にとって人工的に高く感じる。これは、対象12に不快感を引き起こす場合があり、対象12が完全に覚醒する結果及び/又は再び眠りにつくのが困難になる結果となりうる。この不快感を避けるために、及び/又は他の理由で、上で論じられた変数mに対する調整に加えて及び/又は代わりに、速度決定モジュール42は、覚醒中に前記治療的呼吸速度を減少するように構成されることができる。これは、覚醒検出モジュール40による覚醒の検出中に（例えば、指定された量だけ、所定量だけ、徐々に、及び/又は他の形で前記速度を減少して）前記治療的呼吸速度を減少することを含む。

【0046】

I P A PとE P A Pとの間で前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力レベルを遷移するように圧力発生器14を制御する際に、制御モジュール34は、自発的呼吸モジュール38及び速度決定モジュール42に依存するように構成される。例えば、ブレスの終わりに（例えば呼気中に）、制御モジュール34は、自発的呼吸モジュール38が自発的吸気を検出すること、又は自発的吸気の検出なしで前記治療的呼吸速度に対応する呼吸事象（例えば、以前の吸気の開始、以前の吸気の終了、及び/又は他の時間）からの時間量の推移のいずれかに応答してE P A PからI P A Pに前記圧力のレベルを調整するように圧力発生器14をトリガするように構成される。これらの現象のいずれかに応答して、制御モジュール34は、I P A PからE P A Pに前記圧力のレベルを増加するように圧力発生器14を制御する。

【0047】

制御モジュール34は、自発的ブレスに応答して圧力を修正するように構成される。これは、前記治療的呼吸速度によってトリガされた非自発的ブレス中に圧力を修正することを含む。前記非自発的ブレスに対する自発的ブレスの自発的呼吸モジュール38による識別に応答して、制御モジュール34は、前記非自発的ブレスを続行するのではなく、前記自発的ブレスをサポートするように圧力を修正するように圧力発生器14を制御するように構成される。非限定的な例として、自発的呼吸モジュール38が非自発的ブレスの吸気中に自発的呼気努力を検出するのに応答して、制御モジュール34は、たとえ前記非自発的ブレスの吸気が完了していないとしても、I P A PからE P A Pに切り替えるように圧力発生器14を制御するように構成される。これは、対象12がI P A Pの上昇した圧力を吐き出す必要がないので、対象12に対するシステム10の快適性を向上させる。

【0048】

自発的吸気中に、肺の中へのガスの移動は、前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力とともに対象12の呼吸努力により支援される。対照的に、非自発的吸気中に、単に又は主に肺の中へのガスの移動は、前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力のおかげで達成される。この差を調整するために、制御モジュール34は、（自発的呼吸モジュール38により識別される）自発的ブレスに対するI P A Pが非自発的ブレス（前記治療的呼吸速度によりトリガされるブレス）に対するI P A Pとは異なるように圧力発生器14を制御するように構成されることができる。非限定的な例として、一実施例において、制御モジュール34は、所定のブレスが自発的ブレスであることに応答して、I P A Pがベースラインレベルで提供されるように圧力発生器14を制御する。所定のブレスが非自発的ブレスであることに応答して、I P A Pは、前記ベースラインレベルより高いブーストレベルで提供される。より高いブーストレベルは、対象12の呼吸努力の不在時に前記平均一回換気量を維持するのを助ける。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 9 】

例として、図 2 は、I P A P のベースラインレベル及び I P A P のブーストレベルの実施例を描く 2 つのプロットを含む。特に、図 2 は、圧力プロット 4 8 及び一回換気量プロット 5 0 を含む。圧力プロット 4 8 は、2 つの自発的 ブレス 5 2 及び 2 つの非自発的 ブレス 5 4 に対して時間の関数として圧力を示す。一回換気量プロット 5 0 は、自発的 ブレス 5 2 及び非自発的 ブレス 5 4 に対して時間の関数として一回換気量を示す。圧力プロット 4 8 に見られるように、非自発的 ブレス 5 4 に対する I P A P は、自発的 ブレス 5 2 に対する I P A P より約 3 c m H 2 O 高い。それにもかかわらず、一回換気量プロット 5 0 に示されるように、前記一回換気量は、自発的 ブレス 5 2 と非自発的 ブレス 5 4 との間で約 6 0 0 m l において安定状態を保つ。

10

## 【 0 0 5 0 】

図 1 に戻ると、一実施例において、I P A P のブーストレベルは、I P A P のベースラインレベル及び圧力のブースト量の和に設定される。ブースト決定モジュール 4 4 は、対象 1 2 に対する圧力のブースト量を決定するように構成される。ブースト決定モジュール 4 4 は、前記ブースト量の決定が対象 1 2 の呼吸に基づく、ユーザによるシステム 1 0 への入力に基づく、及び / 又は他の基準に基づくように構成されることができる。例えば、前記ブースト量は、センサ 2 0 により発生された出力信号、及び / 又は対象 1 2 の呼吸の他の計量に基づきうる。

## 【 0 0 5 1 】

例として、図 3 は、前記ブースト量を決定する 1 つの可能性のある技術を描く。図 3 は、個別の ブレス に対応する点のプロット 5 6 を示す。前記個別の ブレス の各々に対してプロットされた計量は、ブレス の目標一回換気量と実際の一回換気量との間の差に対する ブレス に対する I P A P と E P A P との間の差である。2 つの線は、一方は自発的 ブレス に対応する点に対し、一方は非自発的 ブレス に対応する点に対して、前記点にフィッティングされる。これら 2 つの線に対する y 軸に沿った差は、前記ブースト量として実施される。y 軸に沿った差は、y 軸に沿った平均差、y 交点の差、及び / 又は他の差として決定されることができる。

20

## 【 0 0 5 2 】

図 1 に戻ると、制御モジュール 3 4 は、I P A P に対するブーストレベルを決定するようにブースト決定モジュール 4 4 により決定されたブースト量及び吸気圧モジュール 3 7 により決定される I P A P に対するベースラインレベルを実施するように構成される。呼気圧モジュール 4 6 は、適切な E P A P 圧力レベルを決定するように構成される。呼気圧モジュール 4 6 による E P A P 圧力レベルの決定は、治療セッション中に進行中及び / 又は動的でありうる。一実施例において、呼気圧モジュール 4 6 は、参照により全体的に本開示に組み込まれる米国特許第 7 2 6 7 1 2 2 号に記載された E P A P を決定する技術を実施するように構成される。これは、限定的であることを意図されず、呼気圧モジュール 4 6 は、対象 1 2 に対する呼気終末陽圧を維持する E P A P 圧力レベルを決定するいかなる技術を実施してもよい。呼気終末陽圧レベルは、動的に決定されることができる及び / 又は固定値でありうる。

30

## 【 0 0 5 3 】

前記呼気終末陽圧レベルの維持は、無呼吸及び / 又は気道閉塞を減少するように呼気終末における気道の構造的完全性を維持することができる。同様に、前記呼気終末陽圧レベルの維持は、次の自発的 ブレス を開始するのに要する対象 1 2 の努力を減少することができる。このようなものとして、呼気圧モジュール 4 6 による適切な E P A P レベルの決定は、快適性を向上させ、自発的 ブレス を増加し、気道完全性を向上させ、及び / 又は前記治療の他の態様を向上させうる。

40

## 【 0 0 5 4 】

図 4 は、対象の気道に呼吸可能ガスの加圧流を供給する方法 5 8 を示す。以下に示される方法 5 8 の動作は、説明用であることを意図される。一部の実施例において、方法 5 8 は、記載されていない 1 つ又は複数の追加の動作とともに、及び / 又は論じられた動作の

50

1つ又は複数なしで達成されることができる。加えて、方法58の動作が図4に図示され、以下に記載される順序は、限定的であることを意図されない。

【0055】

一部の実施例において、方法58の動作の一部又は全ては、1つ又は複数の処理装置（例えば、デジタルプロセッサ、アナログプロセッサ、情報を処理するように設計されたデジタル回路、情報を処理するように設計されたアナログ回路、状態機械、及び/又は情報を電子的に処理する他の機構）において実施されることができる。前記1つ又は複数の処理装置は、電子記憶媒体に電子的に記憶された命令にตอบสนองして方法58の動作の一部またはすべてを実行する1つ又は複数の装置を含むことができる。前記1つ又は複数の処理装置は、ハードウェア、ファームウェア、及び/又はソフトウェアにより特に方法58の動作の1つ又は複数の実行に対して設計される1つ又は複数の装置を含むことができる。

10

【0056】

動作60において、呼吸可能ガスの加圧流は、前記対象の気道に対する供給のために発生される。一実施例において、動作60は、（図1に示され、上に記載された）制御モジュール34と同様の又は同じ制御モジュールの制御下で（図1に示され、上に記載された）圧力発生器14と同様の又は同じ圧力発生器により実行される。

【0057】

動作62において、1つ又は複数の出力信号は、1つ又は複数のセンサにより発生される。前記1つ又は複数の出力信号は、前記対象による呼吸努力に関する情報、前記呼吸可能ガスの加圧流の1つ又は複数の流体パラメータ、対象12の1つ又は複数の呼吸パラメータ、及び/又は他の情報を伝える。一実施例において、動作62は、（図1に示され、上に記載された）センサ20と同様の又は同じ1つ又は複数のセンサにより実行される。

20

【0058】

動作64において、治療的呼吸速度が決定される。前記治療的呼吸速度は、治療セッション開始時又はその近くに前記対象により自発的呼吸に基づいて決定されることができる。前記呼吸速度の決定は、前記治療セッション中に進行中でありえ、例えば、前記対象の覚醒を調整するように調節されることができる。覚醒は、動作66において検出されることができる。動作66における覚醒の検出にตอบสนองして、前記呼吸速度は、前記覚醒の継続時間の間減少されることができる。一実施例において、動作64は、（図1に示され、上に記載された）速度決定モジュール42と同様の又は同じ速度決定モジュールにより実行される。一実施例において、動作66は、（図1に示され、上に記載された）覚醒検出モジュール40と同様の又は同じ覚醒検出モジュールにより実行される。

30

【0059】

動作68において、IPAPに対するベースライン圧力レベルが決定される。前記ベースラインレベルの決定は、前記治療セッションに対する目標一回換気量に基づきうる。前記ベースライン圧力レベルは、前記目標一回換気量が前記対象による自発的ブレス中に維持されることを保証するように決定されることができる。一実施例において、動作68は、（図1に示され、上に記載された）吸気圧モジュール37と同様の又は同じ吸気圧モジュールにより実行される。

【0060】

動作70において、圧力のブースト量が決定される。前記圧力のブースト量は、非自発的ブレス中のIPAPに対する前記ベースラインレベルに加えられる圧力の量である。一実施例において、動作70は、（図1に示され、上に記載された）ブースト決定モジュール44と同様の又は同じブースト決定モジュールにより実行される。

40

【0061】

動作72において、前記対象が自発的ブレスを開始したかどうか決定される。一実施例において、動作72は、（図1に示され、上に記載された）自発的呼吸モジュール38と同様の又は同じ自発的呼吸モジュールにより実行される。前記対象が自発的ブレスを開始していないという決定にตอบสนองして、方法58は、動作74に進む。

【0062】

50

動作 7 4 において、非自発的ブレスが開始されるべきであるかどうか決定される。この決定は、前記治療的呼吸速度が維持されることを保証するように以前のブレス事象（例えば、以前のブレスの開始、以前の呼気の開始、以前の吸気の終了、及び／又は他のブレス事象）の時間及び前記治療的呼吸速度に基づいてなされる。非自発的ブレスが開始されるべきでないという決定に回答して、方法 5 8 は、動作 7 2 に戻る。一実施例において、動作 7 4 は、（図 1 に示され、上に記載された）制御モジュール 3 4 と同様の又は同じ制御モジュールにより実行される。

【 0 0 6 3 】

自発的ブレスが開始されたという動作 7 2 における決定に回答して、又は非自発的ブレスが開始されるべきであるという動作 7 4 における決定に回答して、方法 5 8 は、動作 7 6 に移動する。動作 7 6 において、前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力レベルは、I P A P 圧力レベルに維持される。自発的ブレスが開始されたという動作 7 2 における決定に回答して、動作 7 6 における I P A P 圧力レベルは、動作 6 8 において決定された前記ベースラインレベルに設定される。非自発的ブレスが開始されるべきであるという動作 7 4 における決定に回答して、動作 7 6 における I P A P 圧力レベルは、前記ベースラインレベルより高いブーストレベルに設定される。前記ブーストレベルは、前記ベースラインレベル及び前記ブースト圧力量の和でありうる。動作 7 6 において、前記 I P A P 圧力レベルにおける前記呼吸可能ガスの加圧流の供給は、前記対象による自発的ブレスの検出に回答して中断されることができる。一実施例において、動作 7 6 は、（図 1 に示され、上に記載された）制御モジュール 3 4 と同様の又は同じ制御モジュールの制御下で（図 1 に示され、上に記載された）圧力発生器 1 4 と同様の又は同じ圧力発生器により実行される。

【 0 0 6 4 】

動作 7 8 において、前記呼吸可能ガスの加圧流の圧力は、前記対象による呼気に対する E P A P レベルに調整される。一実施例において、動作 7 8 は、（図 1 に示され、上に記載された）制御モジュール 3 4 と同様の又は同じ制御モジュールの制御下で（図 1 に示され、上に記載された）圧力発生器 1 4 と同様の又は同じ圧力発生器により実行される。

【 0 0 6 5 】

動作 8 0 において、前記呼吸可能ガスの加圧流の E P A P レベルが決定される。一実施例において、動作 8 0 は、（図 1 に示され、上に記載された）呼気圧モジュール 4 6 と同様の又は同じ呼気圧モジュールにより実行される。

【 0 0 6 6 】

請求項において、括弧間に配置された参照符号は、請求項を限定すると解釈されるべきでない。単語"有する"及び"含む"は、請求項に記載されたもの以外の要素又はステップの存在を除外しない。複数の手段を列挙する装置請求項において、これらの手段のいくつかは、同一のハードウェアアイテムにより実施されてもよい。要素に先行する単語"ある"は、複数のこのような要素の存在を除外しない。複数の手段を列挙する装置請求項において、これらの手段のいくつかは、同一のハードウェアアイテムにより実施されてもよい。特定の要素が相互に異なる従属請求項に記載されるという単なる事実は、これらの要素が組み合わせて使用されることができないことを示さない。

【 0 0 6 7 】

本発明は、現在何が最も实际的及び好適な実施例であるとみなされるかに基づいて説明目的で詳細に記載されているが、このような詳細は、単に当該目的のものであり、本発明が開示された実施例に限定されず、それどころか、添付の請求項の範囲及び精神内である修正例及び同様の構成をカバーすると意図されることに注意すべきである。例えば、本発明が、可能な範囲で、いかなる実施例の 1 つ又は複数のフィーチャも他の実施例の 1 つ又は複数のフィーチャと組み合わせられることができることを意図すると理解されるべきである。





---

フロントページの続き

- (72)発明者 トゥルシェル ウィリアム エイ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 プロシク クリストファー アンソニー  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 マクダーモット マーク クリストファー  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4
- (72)発明者 マハデヴァン アナンディ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

## 合議体

審判長 内藤 真徳  
審判官 高木 彰  
審判官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 3 1 5 8 3 1 ( J P , A )  
特表 2 0 0 9 - 5 2 4 4 5 6 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 0 / 1 1 5 1 6 6 ( W O , A 1 )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61M 16/00