

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5823864号
(P5823864)

(45) 発行日 平成27年11月25日(2015.11.25)

(24) 登録日 平成27年10月16日(2015.10.16)

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

請求項の数 10 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2011-531605 (P2011-531605)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年10月9日 (2009.10.9)		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2012-505691 (P2012-505691A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成24年3月8日 (2012.3.8)		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/IB2009/054454		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02010/044038		
(87) 国際公開日	平成22年4月22日 (2010.4.22)	(74) 代理人	110001690
審査請求日	平成24年10月5日 (2012.10.5)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(31) 優先権主張番号	61/106,306		
(32) 優先日	平成20年10月17日 (2008.10.17)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

前置審査

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療ベンチレータのボリューム制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) 内部及び外部を持つハウジングと、
 (b) 前記ハウジングの前記外部から前記内部へ延在する吸気ポートと、
 (c) 前記ハウジング内に配置されガスの流れを生成する流れ生成器と、
 (d) 前記ハウジングからガスの流れを放出する排出口と、
 (e) 患者インタフェース及び受動的呼気装置を含む患者回路であって、前記受動的呼気装置は前記患者回路から外気へ排気ガスの流れを供給し、前記患者回路は、前記排出口と流体連通し、換気サイクルの吸気フェーズの間、ガスの流れの既定の吸入量を患者の気道に送る前記患者回路と、
 (f) 前記流れ生成器に動作的に結合され、前記受動的呼気装置からの吸気の際に失われる排気ガスの流れを考慮しながら、患者に送られるガスの流れの前記既定の吸入量を選択的に制御するコントローラと、
 (g) 前記ベンチレータを選択的に複数の異なるモードで動作可能にする複数の交換可能なポートブロックを有するポートシステムであって、前記複数の異なるモードは、圧力検知なしの受動的な呼気を患者に供給するための第1のモードと圧力検知を持つ受動的な呼気を患者に供給するための第2のモードとを含む、ポートシステムとを有し、前記ポートブロックは既定されたセンサ設定を確立するルーティング要素を含む、ベンチレータ。

【請求項 2】

前記患者回路が単一の導管を有する単一の肢回路であり、前記単一の導管が前記排出口

及び前記患者インタフェースを相互接続し、呼気ガス及び前記吸入量のガスの流れ両方が前記単一の導管の少なくとも一部内で送られる、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 3】

前記受動的呼気装置は、

(a) 前記患者インタフェース付近の前記単一の導管に結合された受動的な排気バルブ、又は

(b) 前記呼気ガスが二酸化炭素を含んで、前記患者回路からの二酸化炭素をフラッシュする開口部である、請求項 2 に記載のベンチレータ。

【請求項 4】

前記コントローラが前記患者回路内のガスの流れの漏出の存在を検出し、前記漏出の検出に応じて、前記換気サイクルの吸気フェーズの間、患者に送られる吸入量をガスの流れに持たせるように前記流れ生成器を選択的に調整する、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 5】

前記患者インタフェースが、(a) 非観血的患者インタフェース装置であるか、又は (b) 観血的患者インタフェース装置である、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 6】

前記ベンチレータが携帯可能であり、患者が一の位置から他の位置へ移動可能でありながら、前記ベンチレータは、ボリューム制御ベンチレーション療法を供給する、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 7】

5 キログラム未満の重さである、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 8】

前記コントローラが、種々異なる補償技術を使用して、既知の / 意図された漏出及び未知の / 予想外の漏出を処置する、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 9】

受動的呼気装置を含む第 1 の患者回路及び能動的呼気装置を含む第 2 の患者回路を更に有し、前記換気サイクルが呼気フェーズを含み、前記ベンチレータの前記排出口が、前記換気サイクルの呼気フェーズの間、受動的な呼気を供給するための第 1 の患者回路と、前記換気サイクルの呼気フェーズの間、能動的な呼気を供給するための第 2 の患者回路とのうちの 1 つに選択的に接続される、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【請求項 10】

交流電源に電気的に接続可能な第 1 の電力接続と、鉛蓄バッテリーに電気的に接続可能な第 2 の電力接続と、前記ハウジングの前記内部に配置された内部再充電可能なバッテリーパックと、前記ハウジングの前記外部に着脱自在に結合された着脱可能なバッテリーパックと、前記交流電源、前記鉛蓄バッテリー、前記内部再充電可能なバッテリーパック及び前記着脱可能なバッテリーパックの対応する少なくとも一つから、前記ベンチレータへの電力の供給を制御する電力制御機構とを更に有する、請求項 1 に記載のベンチレータ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この特許出願は、2008 年 10 月 17 日に提出された米国仮出願第 61 / 106、289 号の 35 USC 119 (e) に基づく優先権の利益を要求し、当該仮出願は参照により本願に組み込まれる。

【0002】

本発明は、一般に医療ベンチレータに関し、特に比較的小さくて軽量で持ち歩け、更に、様々なベンチレーション療法を患者に遂行するために複数の種々異なるモード及び設定で操作するのに速くて、容易に適し得る医療ベンチレータに関する。本発明は、斯様なベンチレータを操作し、修理する方法にも関する。

【背景技術】

【0003】

医療ベンチレータは、患者自身の呼吸努力を増大させるか又は置き換えるために、空気、酸素のようなガス又はそれらの組み合わせを患者の気道に届けるように構成される機械である。患者の特定のベンチレーション治療ニーズに依存して、特定のモードで従来の医療ベンチレータを操作することが一般に知られている。

【0004】

患者による自発的な呼吸努力が実質的にない生命サポート状況において、ベンチレータが患者に酸素を補給するために十分な責任を負うとされる、ベンチレーションの制御モードが、通常は供給される。ベンチレーションのこのモードにおいて、制御されたガス量が換気サイクルの各吸気フェーズの間に患者に送られ、ベンチレータのトリガポイント（すなわち、換気サイクルの呼気フェーズから吸気フェーズへの遷移ポイント）及びサイクルポイント（すなわち、換気サイクルの吸気フェーズから呼気フェーズへの遷移ポイント）が、通常は時間に基づいて決定される。

10

【0005】

伝統的に、生命サポート状況で使用されるベンチレータは、ガスを患者へ送るための吸気の肢及び患者から排気アセンブリへガスを送るための呼気の肢を持つ、二重肢患者回路として知られているものを使用する。排気アセンブリは、換気サイクルの呼気フェーズの間、患者から外気へ排出したガスの放出を能動的に制御するための選択的に制御可能なバルブ又は同様の機構を含む。斯様な設定は、一般に「活性排気」又は「活性呼気」設定と呼ばれる。通常は、上述した制御される量の生命サポートベンチレーションは観血的であり、これは、ユーザの気道へ患者回路との入出力を行うために使用される患者インタフェース（例えば、限定、気管開口術チューブ、気管内チューブ等なしに）が、患者の気道に直接挿入されて、長期間そこに残るように構成されることを意味する。

20

【0006】

患者がある程度の自発的な呼吸努力を呈する命には関わらないサポート状況において、通常は患者の気道に予め定められた圧力を供給することにより、ベンチレータが増大するか、又は患者自身の呼吸努力を援助する、援助モード又はベンチレーションサポート方法が、通常供給される。ベンチレーションのこのモードにおいて、ガスの流れの圧力が制御される。例えば、上下二層の非観血的ベンチレーションでは、吸気陽気道圧（IPAP）が、各換気サイクルの吸気フェーズの間、患者に供給され、通常はIPAPレベルより低い呼気陽気道圧（EPAP）が、各換気サイクルの呼気フェーズの間、患者に供給される。

30

【0007】

命には関わらないサポート状況で使用されるのに適した幾つかのベンチレータは、ガスを患者へ送り、患者からガスを送るために使われる1つの肢だけを持つ、単一の肢患者回路として知られているものを使用する。伝統的に、斯様な単一の肢回路は、患者の呼気のガスが外気へ受動的に排出可能なための肢及び/又は患者インタフェースの、しばしばホール若しくは排出口の形式的受動的な呼気装置を使用する。斯様な設定は、一般に「受動的な排気」又は「受動的な呼気」設定と呼ばれる。

【0008】

加えて、ボリューム制御ベンチレーションと一般に関連した上述の観血的患者インタフェースとは異なり、圧力サポートベンチレーション療法のための患者回路は、通常、非観血的である。例えば、限定しないが、鼻マスク、鼻口のマスク、完全なフェースマスク又は鼻カニューレは、必要に応じてベンチレータからの加圧ガスを受け取るために患者により一時的に使用される。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

前述からみて、ベンチレータ及び付随するベンチレータのハードウェア、患者にベンチレーション治療を行うためにこれらを使用する付随する方法は、伝統的に、圧力サポート動作モードに対してのものとボリューム制御ベンチレーション動作モードに対してのもの

50

とでは、著しく異なっていることが理解されるだろう。その上、既知のベンチレータ、ベンチレータのハードウェア及び／又はこれら２つのモードの１つ（例えば、圧力サポート）に対して付随する方法は、ベンチレータ、ベンチレータのハードウェア及び／又は他のモード（例えば、ボリューム制御）に対して付随する方法と、しばしば互換性を持たない。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

従って、従来のベンチレータの欠点を克服するベンチレータを提供することが、本発明の目的である。この目的は、本発明の一つの実施例に従って、ハウジング、吸気ポート、ガスの流れを生成するように構成された流れ生成器及びハウジングからガスの流れを放出するように構成された排出口を含むベンチレータを供給することにより、達成される。ベンチレータは、複数の異なるモードで動作可能である。加えて、ベンチレータは、ガスの流れに関する多くのパラメータを監視するように構成された複数のセンサと、多くのポートブロックとを持つポートシステムを含む。各ポートブロックは、ベンチレータの動作モードの所望の一つに対応する、複数の異なる既定の設定の１つの設定でセンサを設定するために、ベンチレータのハウジングに選択的に結合されるように構成された着脱可能なルーティング要素を含む。締結機構は、着脱可能なルーティング要素をベンチレータのハウジングに固定する。

【００１１】

他の実施例において、この目的は、内部及び外部を持つハウジングと、ハウジングの外部から内部まで延在する吸気ポートと、ハウジング内に配置され、ガスの流れを生成する流れ生成器と、ハウジングからガスの流れを放出するのに適している排出口とを含むベンチレータを供給することにより達成される。患者インタフェース及び受動的な呼吸装置を含む患者回路は、ガスの流れを患者の気道に送るために、排出口と流体連通している。コントローラは、ハウジング内に配置され、流れ生成器と動作的に結合されている。コントローラは、換気サイクルの呼吸フェーズの間、患者が呼吸ガスを呼吸するとき、受動的な呼吸装置が少なくとも一部の呼吸ガスを外気へ排出して、ガスの流れの吸入量を制御する。

【００１２】

更に方法の実施例において、この目的は、内部及び外部を持つハウジングと、ハウジングの外部から内部まで延在する吸気ポートと、ハウジング内に配置され、ガスの流れを生成する流れ生成器と、換気サイクルの吸気フェーズの間、ハウジングから患者の気道までガスの流れを放出するのに適している排出口とを含むベンチレータを供給することにより達成される。ハウジング内に配置されているコントローラは、複数の異なるモードで、ベンチレータを操作し、これらのモードは、患者へ圧力サポートベンチレーション治療を供給するための第１のモードと、患者へボリューム制御ベンチレーション治療を供給するための第２のモードとを含む。

【００１３】

更に他の実施例では、この目的は、内部及び外部を持つハウジングと、ハウジングの外部から内部まで延在する吸気ポートと、ハウジング内に配置され、ガスの流れを生成する流れ生成器と、ハウジングからガスの流れを放出するための排出口とを含むベンチレータを供給することにより達成される。ベンチレータは、また、吸気ポートで又は吸気ポート周辺に、ベンチレータのハウジングに選択的に結合されるカバー部材を持つ吸気口エアフローセンブリを含む。カバー部材は、第１の側部、第１の側部の反対側に配置された第２の側部及びカバー部材を通して延在する吸入口を持つ。吸入口は、ガスをベンチレータの吸気ポートへ送る。多くのフィルタ部材が、カバー部材の第１の側部とベンチレータのハウジングとの間に配置されている。加えて、締結機構はカバー部材をベンチレータのハウジングに取付け、これによって、ハウジングに対してカバー部材及び多くのフィルタリング部材を固定する。吸気口エアフローセンブリは、ベンチレータの残りの部分が分解されることを必要とせずに、ハウジングから着脱可能である。

【 0 0 1 4 】

他の実施例では、この目的は、交流（ＡＣ）電源に電氣的に接続可能な第１の電力接続を供給しているハウジングを持つベンチレータを供給することにより達成される。ベンチレータは、鉛蓄バッテリーに電氣的に接続可能な第２の電力接続を含む。内部再充電可能なバッテリーパックも、ハウジングの内部に配置される。最後に、着脱可能なバッテリーパックは、ハウジングの外部に着脱自在に結合される。電力制御機構は、交流電力源、鉛蓄バッテリー、内部の再充電可能なバッテリーパック、及び着脱可能なバッテリーパックの対応する少なくとも一つから、ベンチレータへの電力の供給を制御する。

【 0 0 1 5 】

本発明のこれら及び他の目的、特徴並びに特性だけでなく、動作方法、構造の関連要素の機能、部品の組み合わせ及び製造の経済性は、添付の図面を参照して、以下の説明及び添付の請求項を考慮してより明らかになり、これらの全ては、この明細書の一部を形成し、類似の参照符号は様々な図の対応する部品を示す。しかしながら、図面が図例及び説明のためだけであって、本発明の限界を規定するものとして意図されていないことは、はっきりと理解されるべきである。明細書及び請求項に用いられているような、「a」、「an」及び「the」の単数形は、明確に明示しない限り複数を含む。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図１】図１は、本発明の実施例による医療ベンチレータの正面斜視図である。

【図２】図２は、図１の医療ベンチレータの背面図である。

【図３】図３は、着脱可能なバッテリーパック及びそのためのポートシステムを示している、図１の医療ベンチレータの部分的に分解された背面斜視図である。

【図４】図４は、近位の圧力検知構成なしの受動的な呼気で配される医療ベンチレータ及びその部品の模式図である。

【図５】図５は、近位の圧力検知構成を持った受動的な呼気で配される医療ベンチレータ及びその部品を示すために修正された、図４の医療ベンチレータの模式図である。

【図６】図６は、能動的な呼気構成で配される医療ベンチレータ及びその部品を示すために修正された、図５の医療ベンチレータの模式図である。

【図７Ａ】図７Ａは、図３のポートシステムのポートブロックの斜視図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、図７Ａのライン７Ｂ ７Ｂに沿った断面図である。

【図８】図８は、医療ベンチレータのポートシステムのための他のポートブロックの斜視図である。

【図９】図９は、医療ベンチレータのポートシステムのための他のポートブロックの等角図である。

【図１０】図１０は、医療ベンチレータ及びそのための吸気エアフローアセンブリの背面の部分的に分解された等角図である。

【図１１】図１１は、医療ベンチレータの流れ生成器も示す、図１０の吸気エアフローアセンブリの分解された等角図である。

【図１２】図１２は、医療ベンチレータのための電源システムの模式図である。

【図１３】図１３は、図３の着脱可能なバッテリーパックの等角図である。

【図１４】図１４は、図３のライン１４ １４に沿った断面図である。

【図１５】図１５は、医療ベンチレータに電力を供給する方法のためのフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

例えば、限定されるものではないが、上部、底部、左、右、上、より低い、前、後ろ及びこれらの派生語のような明細書に使用される、方向を示す語句は、明確に言及されない限り、図面に示される要素の方向に関するものであり、請求項について限定するものではない。

【 0 0 1 8 】

明細書で使用されるように、用語「患者インタフェース」は、ベンチレータと患者の気

10

20

30

40

50

道との間の流体連通を確立するための任意の既知の又は適切な機構を指し、限定されるものではないが、観血的又は非観血的である加湿器、ネビュライザ及び定量吸入器だけでなく、マスク、鼻カニューレ、鼻／口組合せのマスク、及び着脱可能なマウスピースのような非観血的患者インタフェースと、気管チューブ及び気管内チューブのような観血的インタフェースとを含む。

【 0 0 1 9 】

明細書で使用されるように、用語「モード」は、特定のタイプのベンチレーション療法（例えば、限定されるものではないが、圧力サポートベンチレーション療法、ボリウム制御ベンチレーション療法）を患者に提供するためにベンチレータが操作される態様を指す。

10

【 0 0 2 0 】

明細書で使用されるように、用語「プローブ」は、センサ（例えば、限定されるものではないが、機械的流量センサ、近位圧力センサ、モニタ流量センサ）と通信し、パラメータ（例えば、限定されるものではないが、圧力）に関する情報を当該センサに伝達するように構成される任意の既知の又は適切な検知素子（例えば、限定されるものではないが、導管）を指す。

【 0 0 2 1 】

明細書で使用されるように、用語「インタフェース機構」は、ベンチレータをアクセサリ（例えば、限定されるものではないが、酸素ブレンダ、加湿器、パルス酸素濃度計）、装置（例えば、限定されるものではないが、プリンタ）、又は通信若しくはメモリ装置（例えば、限定されるものではないが、インターネット、ハードドライブディスク、CD又は他の適切な記憶媒体、コンピュータ）に接続するための任意の既知の又は適切な装置（例えば、限定されるものではないが、コネクタ、容器又はプラグ）を指す。

20

【 0 0 2 2 】

明細書で使用されるように、用語「締着具」及び用語「締結機構」は、一つのパーツを他のパーツと固定するための任意の既知の又は適切な固定機構を指し、限定されるものではないが、鋸、ネジ、ボルト、ボルトの組合せ、ワッシャ及び／又はナットを明確に含み、同様に、一つのパーツから延在し、当該パーツと一緒に固定するために他のパーツと係合する、例えば、限定されるものではないが、モールドされたタブ及び弾力性のある突起のような、一体化固定機構を指す。

30

【 0 0 2 3 】

明細書で使用されるように、2つ以上のパーツが一緒に「結合」されているという文言は、これらパーツが直接又は一つ以上の中間のパーツを介して接続されることを意味する。

【 0 0 2 4 】

明細書で使用されるように、用語「数」は、1又は1より大きい（すなわち、複数）整数を意味する。

【 0 0 2 5 】

A システムアーキテクチャ

図1は、本発明の実施例による医療ベンチレータ2の実施形態を示す。これ以降詳細に説明されるように、医療ベンチレータ2（明細書において、単に「ベンチレータ」とときどき称される）は、ベンチレーション治療を患者170（図4、図5及び図6で簡略化された形式で部分的に示される）に提供する、明細書で定義されるような、複数の異なるモードで、選択的に動作できる。ベンチレータ2が、説明の便宜上、明細書に示されて説明されるが、明細書で説明される特徴及び方法は、様々な他の機能及び動作モードを持つ他のタイプのベンチレータ（図示せず）で実行されてもよいことは、理解されるべきである。

40

【 0 0 2 6 】

ベンチレータ2は、内部6と、外部表面10を備える外部8とを持つハウジング4を含む。具体例では、ベンチレータ2は、持ち歩けるように設計されていて、従って、ベンチ

50

レータを持ち運ぶか又は移動するのを容易にするために、ハウジングの上部に回転軸結合されたハンドル 11 を含む。図 1 では収容された位置に示されるハンドル 11 は、図 3 の仮想線描画では、直立した位置で示されてもいる。

【 0 0 2 7 】

図 1 の例では、ベンチレータ 2 は、ベンチレータハウジング 4 の前の外部表面 10 に配置されているユーザインタフェース 300 を含む。幾つかある特徴の中で特に、ユーザインタフェース 300 は、ベンチレータ及び / 又は患者 170 に関する多くのパラメータ（例えば、限定されるものではないが、圧力、ボリューム、流量レート）（図 4、図 5 及び図 6）を示すように構成されたスクリーン又はディスプレイ 302 を含む。ユーザインタフェース 300 は、また、例えば、ベンチレータの動作を制御し、及び / 又はスクリーン 302 に表示されるパラメータ（明確にでなく示される）の中でナビゲートするために、ユーザにより操作される複数の入力部材 304、306、308、310 及び 312 を含む。例えば、限定されるものではないが、1 つの非限定的な実施例では、入力部材 310 は ON / OFF ボタンを有し、入力部材 312 はベンチレータ 2 の様々な動作モード又はユーザインタフェース 300 のスクリーン 302 に見える様々な表示を切り換えるためのモードボタンを有する。同様に、入力部材 304、306 及び 308 は、例えば、限定されるものではないが、ユーザインタフェースを介してベンチレータの様々な特徴をナビゲートし、選択し及び / 又はプログラムするために、ユーザにより使用可能なボタンを有する。

【 0 0 2 8 】

しかしながら、ユーザインタフェース 300 の特定のアレンジメントは、本発明を限定する態様であることを意味するものではないことが、理解されるだろう。特に、ベンチレータ 2 は、明細書に示され説明されている以外の任意の適切な構成との任意の既知の又は適切な代替りのユーザインタフェースを持てることが、理解されるだろう。例えば、ダイヤルを供給することを予期される本発明は、入力部材 304、306、308、310、及び 312 に加えて、又はその代わりに、タッチパッド、ローラーボール、マウス又は他の入力装置をわかっている。また、入力部材 304、306、308、310、及び 312 に加えて、又はその代わりに、ディスプレイ 203 が入力装置として機能するように、ディスプレイ 203 は、タッチスクリーンディスプレイとして設定できる。また、本発明は、遠隔制御装置を介して操作できるベンチレータ 2 を考察するので、入力部材 304、306、308、310、及び 312 が除去できる。

【 0 0 2 9 】

ベンチレータ 2 は、また、好ましくは、明細書で定義されるような様々な異なるインタフェース機構 320、322、324、326、328、及び 330 を持つ。例えば、限定されるものではないが、ベンチレータ 2 は、図 1 に示される例におけるベンチレータハウジング 4 の底部に置かれる容器のような容器 320 を含む。本発明の一つの非限定的な実施例において、斯様な容器 320 は、電氣的にベンチレータ 2 を電源（例えば、模式的に図 12 に示され、以下により詳細に説明されている、交流（AC）電源 402 及び鉛蓄バッテリー電源 406 を参照）に接続するのに適している。例えば、限定されるものではないが、図 2 及び図 3 に示される 5 つの付加的なインタフェース機構 322、324、326、328、及び 330 のような、既知であり、適切なタイプ、適当な数及び / 又は設定のインタフェース機構は、本発明の範囲内で供給できる。

【 0 0 3 0 】

斯様なインタフェース機構（例えば、限定されるものではないが、容器、コネクタ）は、例えば、限定されるものではないが、ベンチレータ 2 を（例えばイーサネット（登録商標）ネットワークにより）インターネットに、例えば、限定されるものではないが、プリンタ（図示せず）若しくはコンピュータ（図示せず）に、又はパルス酸素濃度計、二酸化炭素モニタ、若しくは代替りのガス供給源（例えば、模式的に図 4、図 5 及び図 6 に示されて、以下に説明されている任意の酸素源 31 を参照）に接続するためのような任意の既知又は適切な目的のために使用できることも理解されるだろう。

【 0 0 3 1 】

図 4、図 5 及び図 6、それぞれは、簡略化された形式でベンチレータ 2 の 3 つの実例的構成を示す。特に、図 4 は、近位の圧力検知なしの受動的な呼吸を供給するように構成されるベンチレータの部品を示す。図 5 は、近位の圧力検知を持つ受動的な呼吸を供給するように構成されるベンチレータの部品を示す。加えて、図 6 は、能動的な呼吸を供給するように構成されるベンチレータの部品を示す。

【 0 0 3 2 】

更に特に、図 4 に模式的に示されるように、ベンチレータ 2 は、例えば、吸気ポート 30 を通ってベンチレータハウジング 4 に入る空気 38' (外気) から及び / 又は酸素のような適切な補足的なガスと空気 38' との混合物からガス 38 の流れを生成するように構成される流れ生成器 36 を含む。補足的な酸素は、図 4、図 5 及び図 6 の簡略化された形式で示される、酸素源 31 のような上述したベンチレータアクセサリの 1 つから供給できる。本発明の一つの非限定的な実施例において、任意である酸素源 31 は、低い流量 (この例では模式的に示され明細書で説明される迅速接続バルブ取付である、例えば、限定されるものではないが、インタフェース機構 328 のような上述したインタフェース機構の 1 つを介して、ベンチレータ 2 に接続されている、例えば、限定されるものではないが、約 0 50 p s i 及び毎分約 15 リットル (L P M) の酸素ブレンダ) を有する。

【 0 0 3 3 】

実例的な実施例において、ベンチレータ 2 は、また、ベンチレータハウジング 4 に入る外気 38' をフィルタリングするための吸気フィルタ 32 を含む。以下に詳細に述べられるように、外気 38' 及び / 又は任意の補足的な酸素源 31 からのガスは、流れ生成器 36 に到達する前に、好ましくは吸気エアフローアセンブリ 200 を通るように向けられる。例えば、流れ生成器 36 は、ベンチレータ 2 により必要とされる所望の圧力及び流量のガス 38 を生成するための羽根車デザイン (部分的に、図 11 に示される) を持つブラシレス直流 (D C) モーター (図示せず) を持つ送風アセンブリを有するマイクロタービンである。一つの非限定的な実施例において、マイクロタービン 36 は、約 3,000 - 42,000 毎分回転数 (r p m) の速度で動作可能である。しかしながら、流れ生成器 36 は、例えば、限定されるものではないが、圧縮器、ファン、羽根車、送風機、ピストン又は送風装置のような、外気より大きい圧力でガス 38 の流れを引き起こすように構成された任意の既知又は適切な装置であり得ることは、理解されるだろう。

【 0 0 3 4 】

図 4 を続けて参照すると、流れ生成器 36 を出るガス 38 の流れは、ハウジング 4 内に配置されている第 1 の流量要素 42 と流体連通している、オプション的流量スクリーン (フィルタ) 40 を通過する。第 1 の流量要素 42 は、ベンチレータ内に配置されるので、ここでは、機械的流量要素 42 ととも称される。流れ生成器 36 の放出口付近に配置される機械的流量要素 42 は、例えば、限定されるものではないが、オリフィス (開口部) 又はバルブのような機械的要素である。ガス 38 の流れが機械的流量要素 42 を通過するとき、機械的流量要素 42 は、圧力降下を生じるように設計されている。しかしながら、流量要素の任意の既知若しくは適切な代替りの数及び / 又は構成が、本発明の範囲内において、適切な流量のガス 38 をベンチレータ 2 に供給するために使用できることは、理解されるだろう。

【 0 0 3 5 】

第 1 の (機械的) 流量センサ 46 は、機械的流量要素間の圧力降下に基づいてガス流 38 の流率を測定するために、機械的流量要素 42 と並行して供給される。加えて、示されてここで説明される例では差動圧力センサである、第 2 の流量センサ 50 も、ライン 52 及び 54 を介して機械的流量要素 42 間の圧力降下を測定することにより、ガス 38 の流率を測定するために供給される。第 2 の流量センサ 50 は、このように、第 1 の流量センサ 46 によりなされてはいるが冗長な態様で、ガス 38 の体積流量を監視する。第 2 の流量センサ 50 は、ここでは、モニタ流量センサ 50 ととも称される。図 5 及び図 6 の例に関して後述されるように、流量センサ 46 及び 50、並びにベンチレータ 2 内の他のセンサ

は、ベンチレータの様々な動作モードに対応する複数の異なる設定に対して設定可能及び再設定可能であることが、理解されるだろう。ベンチレータが単に両方の流量センサを持つ必要がないことは、更に理解できるだろう。加えて、本発明は、更にまた、流れ生成器に供給される電力量、流れ生成器の速度等に基づくような他の技術を用いて流率又は流量を示すパラメータを測定することで、流量センサの一方又は両方を排除することも意図する。

【0036】

制御機械的圧力センサ86は、排出口44を通して流れ生成器36から、外部導管144へ、最後に患者インタフェース146へガス38の流れを供給する内部導管143に動作的に結合される。例示的制御機械的圧力センサ86は、自動ゼロ点バルブ87を通して内部導管143に接続されている。センサ86は、ベンチレータ2の排出口44で、又は周りでの圧力を監視するために用いられる静圧センサである。加えて、モニタ機械的圧力センサ88が、内部導管143に動作的に結合されている。冗長な様式で、モニタ機械的圧力センサ88も、排出口44で、又は周りでの圧力を監視するために用いられる静圧センサである。ベンチレータ2での使用に適した他のセンサは、限定されるものではないが、内部導管143に動作的に結合され、流れ生成器36を出るガス38の流れの温度を監視するために使用される温度センサ51及び53、及び例えば計算された体積流量の高さ調整を可能にする気圧を測定するための気圧センサ55を含む。

【0037】

図4の例に示される近位の圧力検知構成なしの受動的な呼気に使用されないにもかかわらず、ベンチレータ2は、また、例えば図6に示されるように、ベンチレータが能動的呼気構成モードに構成されるとき使用される能動的呼気制御アセンブリ90を含む。最後に、ベンチレータ2は、図4、図5及び図6に模式的に示されるコントローラ98を含む。コントローラ98は、選択的にベンチレータを制御するために、上述した部品の各々と電気的に接続されて通信するのに適している。

【0038】

図4の例において、ベンチレータ2は、ベンチレータの排出口44及び患者インタフェース146と相互接続する1本の外部導管144を持つ。従って、ベンチレータ2の患者回路150は、単一の肢回路である。単一の外部導管144は、排出口44から患者インタフェース146に、そして最後に患者170の気道160にガス38の流れを送ったり（図4、図5及び図6に簡略化された形式で部分的に示される）、換気サイクルの呼気のフェーズの間、患者170により呼気される呼気ガス38を運んだりする。図4の単一の肢患者回路150は、外気に呼気ガス38を排気する（すなわち、放出する）ための受動的な呼気装置152（例えば限定されるものではないがバルブ、オリフィス（開口部）、ポート又は他の排出装置）を含む。

【0039】

明細書に説明されている例に示される患者インタフェース146は、説明を簡単にするため非観血的マスク146であるが、明細書で規定されているような既知又は適切な代替りの患者インタフェースが、患者回路150（図4）、150'（図5）、150''（図6）を持つ適切な構成で使用できることは、理解されるだろう。受動的な呼気装置152が、患者回路150、患者インタフェース146又は両方に結合されてよいことも理解されるだろう。

【0040】

ここで図5を参照して、ベンチレータ2の部品が、近位の圧力検知を持つ受動的な呼気を供給するように設定されて模式的に示される。この設定において、ベンチレータ部品及び既定のセンサ設定は、主に、図4に関して前述された近位の圧力設定のない受動的な呼気に関するものと同じである。しかしながら、追加的に、ハウジング4に供給される近位の圧力センサ48は、明細書で規定されるように、ライン56に接続される患者インタフェース146の近傍に配置される、プローブ57（例えば、導管）を介して、単一の肢患者回路150'の単一の外部導管144'と流体連通するように設定されている。

【 0 0 4 1 】

図 6 は、能動的呼気設定におけるベンチレータ 2 及びその部品の模式図を示す。斯様な設定において、ベンチレータ 2 は、排出口 4 4 と流体連通する代わりの単一の肢患者回路 1 5 0 " を含む。特に、外部導管 1 4 4 " に加えて、単一の肢患者回路 1 5 0 " は、また、近位の流量要素 1 5 4 及び能動的呼気装置 1 5 6 (例えば、限定されるわけではないが、バルブ)を含む。近位の流量要素 1 5 4 は、患者インタフェース 1 4 6 " にだいたいすぐ近くの患者回路に置かれる機械的要素であり、ガス 3 8 の流れ及び / 又は呼気ガス 3 8 " が当該要素を通るとき、圧力降下を生じるように設計されている。

【 0 0 4 2 】

具体例では、能動的呼気装置 1 5 6 は、単一の肢患者回路 1 5 0 " に配置され、換気サイクルの呼気のフェーズの間、呼気ガス 3 8 " の二酸化炭素流しを可能にするために低抵抗を供給するように構成された、比例して制御される圧力安全弁である。能動的呼気装置 1 5 6 が、患者回路 1 5 0 "、患者インタフェース 1 4 6 " 又は両方に結合されてもよいことは、理解されるだろう。能動的呼気装置 1 5 6 は、治療損失の場合(例えば、限定するわけではないが、ベンチレータ故障)に、抗呼吸停止要件を満たすため、最小の呼気抵抗を供給するように構成される。特に、能動的呼気装置 1 5 6 は、斯様な要件を満たすために、抗呼吸停止装置 1 5 8 (図 6 に簡略化された形式で示される)を含む。一つの非限定的な実施例において、抗呼吸停止装置は、例えば、限定されるものではないが、ゴム又は他の適切な物質から作られるフラップ弁 1 5 8 であり、これは、能動的呼気装置 1 5 6 の対応する開口部(明確にはではなく、示されている)を開放するために、ベンチレータ 2 の故障又は部分的な故障の場合に、偏向するように構成されている。斯様な開口部は、外気と流体連通している。従って、フラップ弁 1 5 8 は、患者 1 7 0 が、ベンチレータ 2 の斯様な故障の場合に外気を吸い込むための最低限の可能性を持つことを確実にする。

【 0 0 4 3 】

図 6 の例において、コントローラ 9 8 は、能動的呼気制御アセンブリ 9 0 に結合され、従って能動的呼気装置 1 5 6 に動作的に結合される。能動的呼気制御アセンブリ 9 0 は、換気サイクルの呼気のフェーズの間、患者 1 7 0 が呼気するときのバイアス流れを制御するために、能動的呼気装置 1 5 6 の絞り 1 5 7 (図 6 に簡略化された形式で示される)を制御する圧力ユニットである。例示的な能動的呼気制御アセンブリ 9 0 は、絞り 1 5 7 からのパイロット圧力を速く減らして、これにより、患者呼気が開始されるとき、絞り 1 5 7 が完全に開くことができるように構成されたダンプ弁 9 1 と、2つのバルブ 9 1、9 2 の間に供給されるオリフィス(開口部) 9 3 と組み合わせて、バイアス流れを制御する比例弁 9 2 とを含む。

【 0 0 4 4 】

ベンチレータ 2 が、単一の肢又は二重肢構成において操作できる小さくて、軽量で、用途が広いベンチレータであって、圧力サポート療法又はボリューム制御療法の両方を提供できることは、理解できるだろう。その上、圧力サポート療法又はボリュームに基づいた療法は、非観血的システム、例えば、呼気バルブを通るような意図的なガス漏出を持つ単一の肢システムで遂行できる。

【 0 0 4 5 】

下記の表 1 は、本発明のベンチレータの具体例のための仕様をリストする。

表1	
仕様	値
重量	
サイズ	4.5”x 6.88” x 9,5 “
ベンチレーションモード	A/C, SIMV, CPAP, S, S/T, T, PC, Flex
1回換気量(ml)	50-2000
レート(bpm)	0-60
ピークフロー(bpm)	3-150
1ー時間(秒)	0.2-5.0

10

ボリュームトリガ感度 (cmH ₂ O 圧力、フロー)	
Eーサイクル(%ピークフロー)	
圧力サポート(cmH ₂ O)	0-50
立ち上がり時間(秒)	0.1-0.6
EPAP/PEEP(cmH ₂ O)	4-46
内部バッテリー実行時間(時)	4.0
着脱可能なバッテリー実行時間(時)	4.0
内部バッテリー充電時間	8時間以下

20

30

【0046】

B ポートシステム

開示されたベンチレータは、限定されるわけではないが、患者170に対する圧力サポートベンチレーション療法を供給するための第1のモード及び患者にボリューム制御ベンチレーション療法を供給するための第2のモードを含む、複数の異なる動作モードで動作可能なことは、理解されるだろう。更に、斯様なモードの中で、ベンチレータ2は、例えば、限定されるものではないが、図4の近位の圧力検知設定なしの上述した受動的な呼気、図5の近位の圧力検知設定を持つ受動的な呼気、及び図6の能動的呼気設定のような、任意の適切な呼気設定を持つことができる。

【0047】

40

これらのモード及び/又は設定の一方から他方へのベンチレータ2の切換えは、例えば、限定されるものではないが、置き換えられたり及び/又は再設定されるべきセンサ及び/又は患者回路のようなベンチレータ2の特定のフィーチャを必要とする。伝統的に、従来のベンチレータでは、これは、多大な量のベンチレータの分解及び/若しくは操作、又は異なるベンチレータの使用を共に必要とした時間のかかる労力であった。これは、本発明のベンチレータ2の前には、前述の動作モード及び設定の全てが、単一のベンチレータ装置で利用できなかったからである。ここで説明されるように、開示されたベンチレータがこれらの不利な点を克服する1つの態様は、ベンチレータ2が所望のモードに速く且つ容易に設定され及び/又は再設定できるようにする、複数の交換可能なポートブロック102(図3、図7A及び図7B)、102'(図8)及び102''(図9)を持つポート

50

システム１００を供給することによる。

【００４８】

特に、ポートシステム１００は、上述したセンサ（例えば、限定されるものではないが、機械的流量センサ４６、近位の圧力センサ４８、モニタ流量センサ５０）、及びそのための複数のプローブ（例えば、限定されるものではないが、導管）を含む。例えば、例示的な機械的流量センサ４６は、第１の機械的流量プローブ５２及び第２の機械的流量プローブ５４を含み、近位の圧力センサ４８は、少なくとも一つの近位の圧力プローブ５６を含み、モニタ流量センサ５０は、第１のモニタ流量プローブ６０及び第２のモニタ流量プローブ６２を含む。プローブ５２、５４、５６、６０、６２は、ベンチレータハウジング４の外部表面１０上の一つの共通の位置でアクセス可能である。各ポートブロック１０２（図３、図４、図７Ａ及び図７Ｂ）、１０２'（図５及び図８）及び１０２''（図６及び図９）は、ベンチレータ２が分解される必要なしに、プローブ５２、５４、５６、５７、５８、５９、６０、６２、６３及び６５（図６に全て示される）並びに対応するセンサ４６、４８、５０を設定するために、上述した共通の位置で、又はその周りでベンチレータハウジング４に選択的に結合されるように構成された着脱可能なルーティング要素１０３（図３、図４、図７Ａ及び図７Ｂ）、１０３'（図５）及び１０３''（図６）を含む。本発明のこの観点は、ポートブロック１０２の着脱可能なルーティング要素１０３がベンチレータハウジング４から離れて分解組み立て図で示される、図３を参照して更に理解されるだろう。

【００４９】

図２に示されるように、ポートシステム１００の締結機構１１６は、着脱可能なルーティング要素１０３をハウジング４に固定するように構成される。例示的締結機構１１６（図３にも示される）は、着脱可能なルーティング要素１０３の穴１１９を通して延在するように構成された単一の締着具１１８である。図３、図７Ａ及び図７Ｂにも示されるように、着脱可能なルーティング要素１０３は、第１の側部１２０、第１の側部の反対側に配置された第２の側部１２２、第１及び第２の対向する端部１２４及び１２６、並びに、第１の側部１２０から第２の側部１２２へ延在する複数の通路１０４、１０６、１０８、１１０、及び１１２（図７Ｂ；図４に模式的に示される通路１０４、１０６、１０８、１１０、１１２、及び１１４も参照）を含む。明細書において使用されるように、用語「通路」は、任意の既知又は適切な穴、通り道、導管、又は少なくとも対象物の一部を通して延在する経路を指し、そこを通る流体（例えば、ガス）の移動を可能にするように構成される能動的通路、及びそこを通る流体（例えば、ガス）の移動を妨げるように構成される非能動的通路（すなわち、閉じられる通路）両方を明確に含む。選択されたポートブロック（例えば、１０２）の着脱可能なルーティング要素１０３がベンチレータハウジング４に結合されるとき、その通路１０４、１０６、１０８、１１０、１１２及び／又は１１４は、ベンチレータの選択された動作モードに対応する所望の既定されたセンサ設定を確立するためにプローブ５２、５４、５６、６０、６２及び／又は６３と協働する。

【００５０】

開示の効率のために、ポートブロック１０２の一つだけの動作が詳述されるだろう。しかしながら、ポートシステム１００の他の交換可能なポートブロック（例えば、限定されるものではないが、ポートブロック１０２'及び１０２''）が実質的に同じ態様で使用されることは、理解されるだろう。再び図３を参照して、ベンチレータハウジング４の外部表面１０は、ポートブロック１０２の着脱可能なルーティング要素１０３を受けるとして構成された凹部６４を含む。よって、図２に示されるように、着脱可能なルーティング要素１０３の第２の側部１２２は、着脱可能なルーティング要素１０３が凹部６４に正しく挿入されるとき、ベンチレータハウジング４の凹部６４に隣接する外部表面１０に関して実質的に同じ平面にある。このように、本発明の交換可能なポートブロックデザインは、ベンチレータハウジング４から外向きに延在する望ましくない突起をつくらない。

【００５１】

図３の例において、凹部６４は、着脱可能なルーティング要素１０３（図３、図７Ａ及

び図7B)の第1の側部120から外向きにそれぞれ延在する第1及び第2の突起132及び134を受けるように構成された第1及び第2の開口部66及び68を含む。図7Aと図7Bの断面図とに示されるように、それぞれ、突起132及び134は、好ましくは封止部136及び140を含む。封止部136及び140(リング封止部138及び142も参照)は、例えば、限定されるものではないが、シリコンゴムのような任意の既知の又は適切な物質から作られ、着脱可能なルーティング要素103とベンチレータハウジング4との間からガス38(図4、図5及び図6)の流れを意図的でなく漏れることに抗するために、突起132、134、137及び141(図7Bに最も示される)の対応する部分にそれぞれ配置されるように構成される。図7A及び図7Bの例の着脱可能なルーティング要素103は、突起132及び134からそれぞれ外向きに延在するニップル137及び141を含み、封止部は、それぞれ突起132及び134の対応する溝に配置されている細長い封止部136及び140と、それぞれニップル137及び141の対応する溝に配置されたリング封止部138及び142とを含む。

【0052】

着脱可能なルーティング要素103は、また、その第2の側部122で又は周りに、着脱可能なルーティング要素103の第1の端124と端126との間に配置されたフィンガタブ130を含む。フィンガタブ130は、例えば、異なるモードでの動作のためにベンチレータ2のセンサの設定を変更するため、ルーティング要素103を着脱可能なルーティング要素103'(図5及び図8)又は103''(図6及び図9)の異なるものと交換することが望まれるとき、ベンチレータハウジングの凹部64から着脱可能なルーティング要素103の除去を容易にするように構成されている。しかしながら、例示的なフィンガタブ130以外の任意の適切な変形例の機構が、着脱可能なルーティング要素103の除去を容易にするため任意の適切な構成で使用できることは、理解されるだろう。本発明の範囲を逸脱することなく、着脱可能なルーティング要素103が任意の既知の又は適切な代替設定を持つことも理解されるだろう。

【0053】

例えば、図8及び図9は、本発明による種々異なるポートブロック102'及び102''の2つの非限定的な実施例をそれぞれ示す。後述されるように、図8のポートブロック102'は、図5に模式的に示される既定のセンサ設定を確立するように構成された着脱可能なルーティング要素103'を含み、図9のポートブロック102''は、図6に模式的に示される既定のセンサ設定を確立するように構成された着脱可能なルーティング要素103''を含む。特に、図3、図4、図7A及び図7Bのポートブロック102と同様に、ポートブロック102'の着脱可能なルーティング要素103'は、それぞれ第1及び第2のニップル137'及び141'を持つ第1及び第2の突起132'及び134'を持つ。

【0054】

着脱可能なルーティング要素103'は、また、図7A及び図7Bに関して前述されたような封止部を含むと考察される(これらは図8に示されていない)。後述されるように、着脱可能なルーティング要素103'の主要な特徴(フィーチャ)は、その通路(図5に模式的に示される通路104'、106'、108'、110'、112'及び114'参照)の構成に関してである。一つの通路108'は、図5に示されるように、近位の流量センサ48を患者回路150'に接続するように構成される。この通路108'は、示されるように、着脱可能なルーティング要素103'の外部表面から外向きに延在するポート109'を通して延在する。

【0055】

図6に関して説明されるように、図9の着脱可能なルーティング要素103''の通路104''、106''、108''、110''、112''及び114''(図6に模式的に示される)は、着脱可能なルーティング要素103'(図5及び図8)及び着脱可能なルーティング要素103(図3、図4、図7A及び図7B)のものとは異なっていて、よって、図6に模式的に例示されるセンサ設定を確立するように構成されている。特に、図9に示さ

れるように、着脱可能なルーティング要素 103 は、第 1 及び第 2 の突起 132 及び 134 を含む。第 1 の突起 132 は、単一のニップル 137 を含み、第 2 の突起 134 は、3 つのニップル 141、145 及び 147 を含む。具体例では、突起 132 及び 134 とニップル 141、145 及び 147 とは、図 7A 及び図 7B に関して前述されたような、適切な封止部（説明の簡明さのための図 9 に示されていない）を含む。着脱可能なルーティング要素 103 の第 1、第 2 及び第 3 の通路 104、106 及び 108 は、所望のプロブ/センサ接続を提供するために、着脱可能なルーティング要素 103 のそれぞれ対応する第 1、第 2、及び第 3 のポート 105、107 及び 111 を通って延在する。

【0056】

ポートシステム 100 のポートブロック 102（図 3、図 4、図 7A 及び図 7B）、102'（図 5 及び図 8）及び 102''（図 6 及び図 9）が明細書に示され説明されている 3 つ以外の任意の適切な構成を有し得るという事実に加えて、これらが任意の適切な物質から、任意の適切なプロセス又は方法により作られることも、理解されるだろう。1 つの非限定的な例では、交換可能なポートブロック 102、102'、102'' は、単一の部分成形プラスチック部品であり、従って、製造するのに比較的容易で安価である。

【0057】

再び図 4 を参照すると、近位の圧力検知設定なしの受動的な呼吸のためのセンサ（例えば、限定されるものではないが、機械的流量センサ 46、近位の圧力センサ 48 及びモニタ流量センサ 50）の既定の設定、特に、斯様な設定を確立するための着脱可能なルーティング要素 103 の使用が説明されるだろう。特に、動作時、特定のモード及び/又は呼吸設定に従ってベンチレータ 2 を操作するための決定がなされるとき、そのモード及び/又は設定に対応する患者回路（例えば、限定されるわけではないが、単一の肢患者回路 150）が選択されてベンチレータ 2 の排出口 44 に結合される。代わりに、患者回路 150 は、例えば一つの呼吸装置（例えば、受動的な呼吸装置 152）を他の呼吸装置（例えば、異なる受動的な呼吸装置、例えば、図 6 に示される能動的呼吸装置 156）と交換することにより、及び/又は患者インタフェース 146 を取付けるか若しくは変更することにより、要望通り設定されるか又は再設定できる。換言すれば、患者回路 150 の単一の外側の導管 144 は、呼吸装置 156 及び/又は患者インタフェース 146 が例えば一つ以上の速く変えられる器具（例えば、限定されるわけではないが、スリップ器具）（明確には示されていない）により導管 144 に選択的に結合された状態で、ベンチレータ 2 の排出口 44 に取付けられたままであり得る。このように、着脱可能で、取り替えられ、又は丸ごと交換可能である患者回路と、部分として選択的に設定可能及び/又は再設定可能である患者回路は、本発明の範囲内である。

【0058】

患者回路 150（図 4）、150'（図 5）又は 150''（図 6）を選択又は設定した後に、対応するポートブロック 102（図 3、図 4、図 7A 及び図 7B）、102'（図 5 及び図 8）又は 102''（図 6 及び図 9）が、選択されて、ベンチレータハウジング 4（図 2 に最も示される）に取付けられる。上記されたように、様々な既定のセンサ設定を確立するために、着脱可能なルーティング要素 103（図 3、図 4、図 7A、図 7B）、103'（図 5 及び図 8）及び 103''（図 6 及び図 9）の各々は、既定の態様でセンサプロブと選択的に協働するように構成される通路の種々異なるアレンジメントを持つ。特に、図 4 の例では、着脱可能なルーティング要素 103 は、第 1、第 2、第 3、第 4、及び第 5 の能動的通路 104、106、108、110 及び 112 と一つの非能動的通路 114 とを含む。第 1 の能動的通路 104 は、第 1 の機械的流量プロブ 52 を第 1 のモニタ流量プロブ 60 に接続するために、第 2 の能動的通路 106 と協働する。第 3 の能動的通路は、例えば、単一の近位の圧力プロブ 56 を介して、近位の圧力センサ 48 を外気と接触させる。第 4 及び第 5 の能動的通路 110、112 は、示されるように、第 2 の機械的流量プロブ 54 を第 2 のモニタ流量プロブ 62 に接続するために、互いに協働する。最後に、能動的呼吸制御アセンブリ 90 は図 4 の近位の圧力検知設定なしに受動

10

20

30

40

50

的な呼気で使用されないので、能動的呼気制御プローブ63は、非能動的である（ブロックされている）通路114と接続されている。

【0059】

従って、センサの全てが、適当に交換可能なポートブロック（例えば、限定するわけではないが、102）をベンチレータハウジング4に単に取付けることにより、ベンチレータ2の選択された動作モードに対応する所望の既定の設定に設定可能なことは、理解されるだろう。しかしながら、ポートブロック102（図3、図4、図7A及び図7B）、102'（図5及び図8）及び102''（図6及び図9）の着脱可能なルーティング要素103（図3、図4、図7A及び図7B）、103'（図5及び図8）及び103''（図6及び図9）の通路の正確なアレンジメントが、本発明の限定的態様を意味しないことは、理解されるだろう。本発明のポートシステムは、同じベンチレータセンサが単にポートブロック102（図3、図4、図7A及び図7B）、102'（図5及び図8）、102''（図6及び図9）を交換することにより、すなわち、他の検知素子を加えるか又は取り除くことなしに、速くて容易に再設定できる。

【0060】

図5に示され前述されたように、ベンチレータ2の部品は、図4に関して説明された近位の圧力検知設定なしの受動的な呼気に対するように、近位の圧力検知設定を持つ受動的な呼気に対して、実質的に同様に配置される。主要な違いは、患者回路150'の外部導管144、近位の患者インタフェース146と流体連通されている、第2の近位の圧力プローブ57を含むことである。第2の交換可能なポートブロック102'の着脱可能なルーティング要素103'は、この近位の圧力プローブ57を収容するように構成されている。特に、着脱可能なルーティング要素103と同様に、着脱可能なルーティング要素103'は、第1、第2、第3、第4、及び第5の能動的通路104'、106'、108'、110'及び112'と一つの非能動的通路114'とを含む。第1及び第2の能動的通路104'及び106'は、第1の機械的流量プローブ52を第1のモニタ流量プローブ60に接続するために協働する。しかしながら、近位の圧力プローブ56を外気と接触させた着脱可能なルーティング要素103の第3の通路108とは異なり、着脱可能なルーティング要素103'の第3の通路108'は、示されるように、第1の近位の圧力プローブ56を第2の近位の圧力プローブ57に接続する。第4及び第5の能動的通路110'及び112'は、第2の機械的流量プローブ54及び第2のモニタ流量プローブ62を接続し、能動的呼気プローブ63は非能動的通路114'に接続されている。

【0061】

ここで図6を参照すると、ベンチレータ2及びその部品が能動的呼気のために設定されるとき、単一の肢患者回路150''は、追加的に、上述した近位の流量要素154及び能動的呼気装置156を含む。従って、例えば、限定されるわけではないが、第3及び第4の近位の圧力プローブ58及び59並びに能動的呼気装置プローブ65のような多くの追加プローブが必要とされる。これら及び他のプローブの設定は、交換可能なポートブロック102''の第3の着脱可能なルーティング要素103''、特に、第1、第2、第3及び第4の能動的通路104''、106''、108''及び110''と第1及び第2の非能動的通路112''及び114''により確立される。

【0062】

第1の能動的通路104''は、第1のモニタ流量プローブ60を第2の近位の圧力プローブ57に接続し、第2の能動的通路106''は、第1の近位の圧力プローブ56を第4の近位の圧力プローブ59に接続し、第3の能動的通路108''は、第2のモニタ流量プローブ62を第3の近位の圧力プローブ58に接続する。このように、近位の圧力プローブ57及び58は、近位の流量要素154の両側のガス38、38''の流量を監視するため、センサ50と通じている。第4の能動的通路110''は、第1の能動的呼気制御プローブ63を能動的呼気装置プローブ65に接続する。よって、この構成で、能動的呼気制御アセンブリ90は、コントローラ98を介して能動的呼気装置156を監視し制御するために能動的に使用される。機械的流量センサ46と第1及び第2の機械的流量プローブ

５２、５４とは、この構成では必要とされず、従って、それぞれ第１及び第２の非能動的通路１１２”及び１１４”に結合される。

【００６３】

前述からみて、本発明は、ベンチレータが分解されるか又は交換される必要なしに、単一のベンチレータ２が、様々なタイプのベンチレーション療法を提供するために速くて容易に設定又は再設定され得ることは、理解されるだろう。特に、上述した受動的な呼吸装置１５２（例えば、限定されるわけではないが、受動的な呼吸バルブ、オリフィス（開口部））を使用して、患者１７０にボリュウム制御ベンチレーション療法（ボリュウムベンチレーションとも呼ばれる）を提供するベンチレータ２の能力は、ユニークである。この組合せを使用する効率的な患者ベンチレーションは、以前は実質的に不可能であると考えられていた。

10

【００６４】

特に、生命サポート状況、しばしばボリュウム制御の場合のように、患者のためのガス３８の所望の吸入量を正確に維持することが絶対に重要であるとき、ガス３８”の外気への受動的な漏出を可能にすることは、いくらか直観に反している。従って、既知のボリュウム制御（すなわち、生命サポート）ベンチレーションシステム（図示せず）は、伝統的に、二重枝患者回路の一部として役立つ能動的呼吸装置を必要とした（すなわち、患者回路は、一つは換気サイクルの吸気フェーズの間の患者吸入のため、一つは換気サイクルの呼気フェーズの間の患者呼気のため、少なくとも２つの外部導管を含む）。これは、要求されるより、より大きく且つより複雑だったベンチレータ設計に結果としてなる傾向があった。このように、ベンチレータは、病院、指定された看護センター、又はベンチレータが医師、医療専門家又は訓練された人員により密接に監視され維持できる他の施設から外の使用のためには一般に誘導されていなかった。

20

【００６５】

ボリュウム制御ベンチレーション治療、又は受動的な呼吸を使用して所望の吸気１回換気量を供給する本発明のベンチレータの能力は、適切なベンチレーション治療を受け続けながら、一つの位置から他の位置へ比較的容易に患者が移動可能にする単一の実質的に携帯の軽量ベンチレータ２を供給することにより、これら及び他の不利な点を克服する。従って、開示されたベンチレータは、比較的能動的ライフスタイルを維持する機会を患者に与える。

30

【００６６】

更に特に、例えば図５を参照して前述されたように、例示的ベンチレータの患者回路１５０’は、好ましくは単一の外部の導管１４４’を含む単一の枝回路１５０’であり、当該単一の枝回路は、その排出口４４でベンチレータ２に選択的に接続可能である、別々の自己充足的なアセンブリを有するか、又は単一の導管１４４’に選択的に接続可能な受動的な呼吸装置１５２及び患者インタフェース１４６のような部品と選択的に設定可能である。いずれにしても、単一の導管１４４’は、患者インタフェース１４６とベンチレータ２の排出口４４とを相互接続する。受動的な呼吸装置１５２は、患者のインタフェース１４６近くの単一の導管１４４’と結合される。制御ボリュウム（ボリュウムベンチレーション）モードで動作するとき、流れ生成器３６と動作的に結合されるベンチレータ２のコントローラ９８は、吸気１回換気量とも呼ばれる、吸入量を持つガス３８の流量を生成するために流れ生成器３６を選択的に制御するのに適している。本発明は、また、吸気流量プロフィールが所定の吸気時間にわたって供給されるボリュウムベンチレーションを供給することも考察する。

40

【００６７】

単一の枝患者回路１５０’は、換気サイクルの吸気フェーズの間、吸入量を持つガス３８の流れを患者１７０の気道１６０に送る。明細書に説明され示される例において、ガス３８の流れの吸入量及び呼気ガス３８”両方は、単一の枝患者回路１５０’の単一の導管１４４’内で運ばれる。受動的な呼吸装置１５２の機能は、患者により呼気した呼気ガス３８”に存在する二酸化炭素を外気に流すことであることは、理解されるだろう。その後

50

、ガス 38 の流れの新鮮な吸入量が、次のベンチレーションサイクルの吸気フェーズの間、患者に送られる。

【0068】

患者に対して規定された特定の吸入量、又はボリュームベンチレーションは、限定されるわけではないが、患者が被る疾患のタイプ及び疾患の経過のステージを含む様々な異なる要因に依存することは、理解されるだろう。一つの非限定的な実施例では、ベンチレータ 2、特にそのためのコントローラ 98 は、換気サイクルの吸気フェーズの間、患者に送られる所望の吸入量をガス 38 の流れが持つようにさせる流れ生成器 36 を、必要に応じて選択的に調整するのに適している。これは、自動的になされ得る。代わりに、ベンチレータ 2 は、患者自身により、又は好ましくは医師又は介護者により、上述したユーザインタフェース 300 を使用してプログラムできる。換気サイクルの呼気のフェーズの間、患者 170 により呼気される少なくとも呼気ガス 38 " の一部は、受動的な呼気装置 152 により外気に放出される。従って、他の利点の中では、ベンチレータ 2 は、上述した 2 重肢患者回路（図示せず）又は既知のボリューム制御ベンチレーションシステムの能動的呼気装置（図示せず）の何れも必要とされないように、受動的な呼気を使用して、効率的なボリューム制御ベンチレーション療法を供給する。

10

【0069】

ベンチレータ 2 のコントローラ 98 は、漏出補償を提供するのに好ましくは適している。例えば、限定されるものではないが、コントローラ 98 は、患者回路 150 ' の漏出を検出し、漏出検出に応じて、ベンチレータ 2 の動作に関して適切な調整をするために、適切な漏出補償ルーチンを実行するのに適している。適切な漏出補償ルーチンの 1 つの非限定的な例は、本発明の譲受人から市販されている Autotrack（登録商標）ソフトウェアプログラムである。漏出見積もり / 補償技術の例は、米国特許第 5148802 号、第 5313937 号、第 5433193 号、第 5632269 号、第 5803065 号、第 6029664 号、第 6626175 号、第 6360741 号、第 6920875 号、第 6948497 号、及び第 7100607 号で提供され、これらの内容は、参照によりここに組み込まれる。

20

【0070】

代わりに、本発明は、既知であるか / 意図された漏出若しくは固定の漏出装置、又は圧力関係に対して既知の漏出率を持つ排出ポートを提供することを考察する。この関係は、任意の所与の圧力に対する漏出率を決定するために使用できる。

30

【0071】

加えて、本発明は、患者とベンチレータとの回路インタフェースに起因する漏出、カフ、口、マスク等での漏出のような未知の（予想外の）漏出に対する漏出補償を提供することを考察する。これらの未知の / 予想外の漏出は、既知の漏出、すなわち、既知又は固定（意図された）漏出装置に割り当てられる漏出とは異なってプログラムされた反応の使用を補償される。この異なってプログラムされた反応は、（限定されるものではないが）漏出限界と、推定圧力対漏出関係と、既知若しくは意図された漏出をモデル化するのに使用された関係とは別々で異なっている単一又は複数の時定数とを含み得る。このプログラムされた反応は、患者とベンチレータとの回路インタフェースについての特定の予想された生理的又は使用ケースの変化の場合に、定められた 1 回換気量を患者が受けることを確実にするため、ベンチレータからの流量を調整するために使用できる。

40

【0072】

一般に、ガス 38 の流れの漏出（意図された、予想外の、又はその両方）の検出又は推定に応じて、コントローラ 98 は、ガスの流れが、換気サイクルの吸気フェーズの間、患者に送られる所望の吸入量ボリュームを持てるように流れ生成器 36 を選択的に調整するのに適している。

【0073】

換気サイクルの呼気のフェーズは、1 回換気量を持つ。例えば、近位のセンサ 48 のような上述したセンサの少なくとも幾つかは、呼気ガス 38 " の 1 回換気量を決定するため

50

に、受動的な呼気装置 1 5 2 付近の患者回路（図 5 の患者回路 1 5 0 ' 参照）と流体連通して使用できる。1 回換気量の決定に応じて、ベンチレータコントローラ 9 8 は、次の換気サイクルの吸気フェーズの間、患者 1 7 0 に送られるべき所望の吸入量を持つガス 3 8 の流れを生成するために、流れ生成器 3 6 を選択的に調整する。

【 0 0 7 4 】

他の利点としてはとりわけ、同じベンチレータによって患者の疾患の経過全体にわたる使用を可能にするベンチレータ 2 の適応性である。例えば、1 つの非限定的な状況で、患者 1 7 0 は、まず最初に、断続的な圧力サポートベンチレーション療法だけを必要とする状態から、実質的に一定のボリューム制御ベンチレーション療法を結局必要とするまで進む。斯様な経過は、拡大した期間にわたって比較的ゆっくり発生してもよい。従って、ベンチレーション療法の組合せが、疾患経過の全体にわたって必要とされる。これらのニーズが何であっても、また、これらがどのように変化するかに関係なく、開示されたベンチレータは、斯様な状況に順応し、斯様な患者のベンチレーションニーズを満たすことになり適している。

【 0 0 7 5 】

特に、1 つの非限定的な実施例では、ベンチレータコントローラ 9 8 は、ボリューム制御及び圧力サポートモードの中でベンチレータ 2 を選択的に切り換えるのに適している。加えて、必要に応じて、患者回路（例えば、1 5 0（図 4）、1 5 0'（図 5）又は 1 5 0''（図 6））は、例えば図 4 及び図 5 に示されるような受動的呼気、又は例えば図 6 に示されるような能動的呼気の何れかを供給するために、比較的速く容易に交換できる（すなわち、置き換えられる）か、再設定できる。加えて、様々な患者インタフェース 1 4 6 は、必要に応じて、ベンチレータ 2 の重要な調整又は置換を必要とせずに、選択的に使用できる。

【 0 0 7 6 】

C 吸気エアフローアセンブリ

図 1 0 は、ベンチレータ 2 のための吸気エアフローアセンブリ 2 0 0 を示す。他の利点としてはとりわけ、吸気エアフローアセンブリ 2 0 0 は、モジュラ形式であり、ベンチレータ 2 の残りが分解される必要なしにベンチレータハウジング 4 から選択的に着脱可能である。従って、ベンチレータの残りは、比較的速く容易で安価にサービスを提供できる。例えば、ベンチレータ 2 は、速く効果的に消毒及び/又は殺菌できる。後述するように、これは、丸ごと使用される吸気エアフローアセンブリ 2 0 0 を、例えば交換キットの形で新規な吸気エアフローアセンブリ 2 0 0 と置き換えることにより達成されるか、又は、吸気エアフローアセンブリ 2 0 0 は取り除かれ、その部品の少なくとも幾つか（例えば、限定されるわけではないが、後述されるカバー部材 2 0 2）は、任意の適切な承認された消毒又は殺菌手順を使用して浄化できる一方で、アセンブリ 2 0 0 の他の部品（例えば、限定されるわけではないが、フィルタリング部材 2 5 0 及び/又はフィルタリング部材 2 6 0）が置き換えられる。

【 0 0 7 7 】

任意の既知若しくは適切なガスケット、バッフル、騒音減衰装置及び/又はフィルタリング媒体を有するフィルタ部材が、例えば、限定されるものではないが、残骸、細菌及びバクテリアを望ましくなく収集し保持できる開いたセルフォーム（open cell foam）のような物質から一般に製造されるので、迅速且つ容易にフィルタ部材 2 5 0 及び 2 6 0 を交換する能力はたいへん望ましい。このように、部材 2 5 0 及び 2 6 0 は、適切にベンチレータ 2 を消毒するために、交換されるか又は最適に消毒されなければならない。開示されたモジュラ形式の吸気エアフローアセンブリ 2 0 0 なしでは、ベンチレータ 2 の重要部分を分解するか、又は滅菌の必要なレベルを達成するために、丸ごとそれを新規なベンチレータに置き換えることが必要である。ベンチレータを分解することは、望ましくない時間がかかり、平均的な患者及び/又は介護者にとって適切なオプションではない。これは、また、ベンチレータが実施不可能である間の拡大した休止時間を必要とする。ベンチレータを丸ごと交換する唯一の他のオプションは、コストが法外に高く、例えば

、適切な交換ベンチレータの利用可能性の欠如又は交換を受けて、交換を再構成する等の際の遅延のような問題点の可能性を示す。

【0078】

開示された吸気エアフローアセンブリ200は、ベンチレータの吸気ポート42（図10）で又はその周りのベンチレータハウジング4に選択的に結合されるように構成されるカバー部材202を含む着脱可能なモジュール式アセンブリを供給することにより、これら及び他の不利な点を克服する。カバー部材202は、第1及び第2の対向し合う側部204及び206と、ガス（概して図10及び図11の参照符号38'により示される）を吸気ポート42に送るよう構成された吸気開口部208とを持つ。明細書に開示され説明されている吸気エアフローアセンブリ200は、上述したフィルタ部材250及び260の2つを含む。しかしながら、フィルタリング部材の任意の数及び/又は構成が、本発明の範囲から逸脱することなく使用できることは、理解されるだろう。

10

【0079】

吸気エアフローアセンブリ200は、例えば、限定されるものではないが、図10の例に示されるような4つのスクリーネジ272のような、締結機構270を好ましくは含む。締結機構270は、カバー部材202をベンチレータハウジング4に固定するように構成され、これにより、カバー部材202及び当該部材に対してフィルタリング部材250及び260を固定する。締結機構270は、また、比較的迅速且つ容易に着脱可能及び/又は吸気エアフローアセンブリ200若しくはその部分の交換を、例えば単にネジ272を緩める及び/又は取り外すことにより可能にする。もちろん、本発明は、締結機構270のための他の構成も考察する。例えば、スナップフィット、さね継ぎ、摩擦嵌合、溝付きアレンジメント又は他の任意の適切な固定技術も、ベンチレータハウジング4にカバー部材202を結合させるために使用できる。

20

【0080】

図10に示されるように、ベンチレータハウジング4の外部表面10は、吸気エアフローアセンブリ200を受けるために外部表面から内向きに延在するポケット29を含む。吸気エアフローアセンブリ200及び特にそのカバー部材202がポケット29に配置されるとき、カバー部材の第2の側部206が、ポケットに隣接するベンチレータハウジング4の外部表面10に関して実質的に同じ平面に配置される。ベンチレータハウジングに取付けられるときの吸気エアフローアセンブリの同一平面機能は、ベンチレータハウジングに完全に取り付けられた吸気エアフローアセンブリを示す図2及び図3について認められる。

30

【0081】

実質的に同一平面のポートブロック102と同様に、前述したように、吸気エアフローアセンブリ200の同一平面デザインは、ベンチレータハウジング4から外向きに延在する突起に関連した共通の不利な点を克服する。換言すれば、着脱可能な吸気エアフローアセンブリ200、及び、これに関して、ベンチレータ2の他の除去可能な又は着脱可能なフィーチャ（例えば、限定されるものではないが、後述される着脱可能なバッテリパック412、ポートブロック102）は、ベンチレータの全体の形式要因（すなわち、ベンチレータハウジング4の外部表面10の全体の形状）との望ましくない干渉がない。

40

【0082】

図11に最も良く示されているように、吸気エアフローアセンブリ200のカバー部材202は、カバー部材の第1の側部204から外向きに実質的に垂直に延在する複数の壁210及び212を含む。従って、カバー部材202がポケット29（図2及び図3）に配置されるとき、カバー部材の壁210及び212は、ベンチレータ2の吸気ポート42にガス38'を向けるため、ポケット29（図10）へ延在するように構成される。特に、壁210及び212は、カバー部材202の吸気開口部208からベンチレータ2の吸気ポート42へ向かって延在する吸気エアフロー経路214を形成する。

【0083】

図11に示される例のカバー部材202は、一般に矩形の形で、4つの周辺エッジ22

50

2、224、226、228と四隅230、232、234及び236とを含む。図10の分解図に示されるように、例示的締結機構270の4本のネジ272の各々は、角230、232、234、及び236の対応する一つの角を通して延在する。しかしながら、本発明の範囲から逸脱することなく、任意の既知の又は適切な代わりの締結機構が、適切な代わりの数及び/又は構成で使用できることは、理解されるだろう。

【0084】

例示的カバー部材202の壁210及び212は、示されるように、周辺エッジ222、224、226及び228付近に配置される外壁210と、外壁210から内向きに間隔を置いて配置される内壁212とを含む。内壁212は、また、ベンチレータ2(図10)の吸気ポート42(図10)の少なくとも一部の周りに延在する。このように、吸気エアフロー経路214は、カバー部材202の外壁210と内壁212との間に配置される。カバー部材202は、更に、ガス38'を吸気エアフロー経路214へ導くために、その吸気開口部208の又はその周りのカバー部材202の第1の側部204から内向きに延在するダクト240(部分的に示される)(図2、図3及び図10にも示される)を含む。例示的ダクト240は、要望通り、吸気ガス38'を更に導いて制御するために、複数のルーバ242を更に含む。

【0085】

吸気エアフローアセンブリ200の複数のフィルタ部材250及び260のうちの少なくとも1つは、吸気エアフロー経路214内で、カバー部材202の壁210と212との間に配置されるように構成されるフィルタ要素である。よって、図11の仮想線で示されるように、ガス38'は、フィルタ要素260を通して流れる。前述のように、フィルタ要素260は、例えば、限定されるものではないが、発泡材(例えば、限定されるものではないが、開いた細胞型発泡材)のような任意の既知又は適切なフィルタリング媒体から作られる。例示的フィルタ要素260は、当該要素を通して延在する複数のスロット216、218及び220を含む。図11の仮想線に示されるように、フィルタ要素260が組み立てられる位置に配置されるとき、カバー部材202の壁210及び212の部分は、フィルタ要素260の対応スロット216、218及び220を通して延在する。このように、フィルタ要素260の位置は、カバー部材202に関して維持される。しかしながら、フィルタ要素260が、前述のように例えば交換されるか又は適切に消毒されるために、部材202上から好ましくは選択的に着脱可能でもある点に留意されたい。

【0086】

前述のように、吸気エアフローアセンブリ200は、第1及び第2のフィルタリング部材250及び260を含む。第1のフィルタ部材250は、ベンチレータハウジング4に隣接して配置され、第2のフィルタ部材260はカバー部材202の第1のフィルタ部材250と第1の側部204との間に配置される。第1及び第2のフィルタリング部材250及び260は、それぞれ第1及び第2の厚み252及び262を持ち、第2のフィルタ部材260の第2の厚み262は、第1のフィルタ部材250の第1の厚み252より大きい。しかしながら、多種多様な他のフィルタ部材実施例(図示せず)が本発明の範囲内であることは、理解されるだろう。例示的の第1のフィルタリング部材250は、カバー部材202とベンチレータハウジング4との間からのガス38'の望ましくない漏出に抵抗するためのガasketとして、好ましくは少なくとも部分的に機能する。第1のフィルタ部材250は、また、フィルタ部材250がカバー部材202の第1の側部204を覆うとき、ベンチレータ2の吸気ポート42の範囲内で、特に流れ生成器36(図11に簡略化された形式で示される)と位置合わせするために構成されるホール254を含む。

【0087】

従って、本発明の1つの非限定的な実施例において、新規な(すなわち、置換)カバー部材202及び適切なフィルタ部材(例えば、限定するわけではないが、第1及び第2のフィルタ部材250及び260)を含むキットを有することができる吸気エアフローアセンブリの開示された例示的な実施例は、ベンチレータのかなりの分解及び/又は置換を必要とせずに、ベンチレータ2が速くて容易で安価に消毒されるか、さもなければ役立つこ

10

20

30

40

50

とを可能にした。

【 0 0 8 8 】

D 電力優先順位付け及び着脱可能なバッテリーパック

図 1 2 は、本発明の原理に従ったベンチレータ 2 の模式的図及びそのための様々な電源を示す。説明を簡単にするため、ベンチレータ 2 の内部部品及びその詳細が図 1 2 に示されなかったことは、理解されるだろう。ここで説明される様々な電源は、ベンチレータの任意の既知又は適切な部品及び / 又はそのための多くのアクセサリ (例えば、限定されるものではないが、加湿機、酸素ブレンダ、パルス酸素濃度計、二酸化炭素検出装置) へ電力を供給するために使用可能である。

【 0 0 8 9 】

明細書に示され説明される例において、電力は、以下の 4 つの電源を経由して、ベンチレータ 2 に供給される：

1) 第 1 の電力接続 4 0 4 (例えば、限定されるものではないが、電力コード) を使用してベンチレータ 2 に電氣的に接続可能である交流電流 (A C) 電源 4 0 2 (図 1 2 に簡略化された形式で模式的に示される)

2) 第 2 の電力接続 4 0 8 (例えば、限定されるものではないが、バッテリーコネクタ) を使用してベンチレータ 2 に電氣的に接続可能である、例えば、限定されるものではないが、1 2 V D C カーバッテリー又は 2 4 V D C トラックバッテリーのような鉛蓄バッテリー 4 0 6

3) ベンチレータハウジング 4 の内部 6 内に配置された内部バッテリーパック 4 1 0 (図 1 2 の隠れ線で簡略化された形式で示される)、及び

4) 着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 (図 1 2 の仮想線で簡略化された形式で示される)。後述するように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、ベンチレータハウジング 4 の外部表面 1 0 に着脱自在に結合される。

4 つの電源 4 0 2、4 0 6、4 1 0 及び 4 1 2 の各々は、以下により詳細に説明される既定の階層に従って、電源 4 0 2、4 0 6、4 1 0 及び 4 1 2 からベンチレータ 2 に電力を供給させるのに適している電力制御機構 2 6 (図 1 2 の隠れ線で簡略化された形式で示される) に電氣的に接続されている。

【 0 0 9 0 】

電源 4 0 2、4 0 6、4 1 0 及び 4 1 2 と、これらを使用してベンチレータ 2 に電力を供給するための階層とは、よくても 3 つの電源、すなわち、交流電源、鉛蓄バッテリー又は内部再充電可能なバッテリーパックの 1 つを使用して動作するように構成される既知のベンチレータを非常に改善する。斯様なベンチレータ (図示せず) は、本発明の着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 を更に含みそこなっている。後述するように、他の利点の中でとりわけ、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、ベンチレータの携帯性を改善し、これによって、ベンチレーション療法を受けながら、患者の能力を改善して、移動しやすくして患者の生活様式を維持する。

【 0 0 9 1 】

ベンチレータ 2 が、例えば、限定されるものではないが、1 1 0 V A C 電源又は 2 2 0 V A C 電源のような任意の既知又は適切な交流電源 4 0 2 に電氣的に接続可能であるのに適していることは、理解されるだろう。交流電源 4 0 2 とベンチレータ 2 との間の電氣的接続は、任意の既知又は適切な電力接続 4 0 4 を介してなされる。同様に、本発明の範囲を逸脱することなく、例示的鉛蓄バッテリー 4 0 6 が、代わりに、適切な電圧及び / 又は化学的な任意の既知又は適切なバッテリーを有することは、理解されるだろう。鉛蓄バッテリー 4 0 6 は、任意の既知又は適切な電力接続 4 0 8 を使用して、ベンチレータ 2 に電氣的に接続され得る。

【 0 0 9 2 】

内部バッテリーパック 4 1 0 及び着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が好ましくは再充電可能であることは、更に理解されるだろう。本発明の 1 つの非限定的な実施例に従って、これらのバッテリーパック 4 1 0 及び 4 1 2 の各々は、多くのリチウムイオンバッテリー (例え

10

20

30

40

50

ば、図 1 4 の断面図に示される着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 のリチウムイオンバッテリー 4 2 4 を参照) を有し、図 1 2 で簡略化された形式で示されるように、例示的電力制御機構 2 6 は、充電器 2 8 を更に含む。従って、ベンチレータ 2 は、交流電源 4 0 2 又は鉛蓄バッテリー 4 0 6 に電氣的に接続され、内部バッテリーパック 4 1 0 が完全に充電されていないとき、電源 4 0 2 及び / 又は 4 0 6 は、バッテリーパック 4 1 0 を充電するために充電器 2 8 を給電する。後述するように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が完全に充電されていない場合、充電器 2 8 は着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 に充電するのにも適している。

【 0 0 9 3 】

着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、1 つの所定の方向にだけベンチレータハウジング 4 と接続可能であり、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が斯様な方向に配置されるとき、それはベンチレータハウジング 4 の外部表面 1 0 から望ましくなく突出はしていない。これは、患者又は介護者が着脱可能なバッテリーパックを適切に挿入するやり方を非常にクリアにすることにより、ベンチレータを給電するために着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 を使用するプロセスを好適に単純化する。更にまた、適切な方向に挿入されると、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 がベンチレータハウジングから突出しないという事実は、概して均一な形状ファクタ (すなわち、ベンチレータハウジング 4 の外部表面 1 0 の全体形状) を具備するベンチレータハウジングを好適にも提供し、これにより、突出に関連した一般の不具合を排除する。例えば、限定されるものではないが、ハウジング 4 の残りと実質的に同じ平面であることにより、ハウジング 4 の突出部を持つ周囲の対象物との意図しない衝突が避けられ、比較的均一の形状 (図 1、図 2 及び図 3 参照) 及び関連する重量分配を持つので、ベンチレータ 2 は、扱いにくくなく並びに / 又は保持及び / 若しくは運ぶのに難しくはない。着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 の同一平面機能は、図 2 及び図 1 4 を参照して更に理解でき、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 の固有の単一方向態様は、図 1 4 の断面図に関して更に理解できる。

【 0 0 9 4 】

更に特に、図 3、図 1 3 及び図 1 4 に示されるように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、第 1 の端部 4 1 6、当該第 1 の端部から遠位の反対側に配置された第 2 の端部 4 1 8、第 1 の側部及び第 2 の側部を持つ筐体 4 1 4 を含む。図 2 及び図 1 4 に示されるように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が、ベンチレータハウジング 4 内に定められるキャピティ 1 2 内で所定の方向に配置されているときだけ、筐体 4 1 4 の第 2 の側部 4 2 2 は、前述のように、キャピティに隣接するベンチレータハウジングの外部表面 1 0 に関して実質的に同じ平面にある。

【 0 0 9 5 】

例えば、限定されるものではないが、上述したリチウムイオンバッテリーのような多くのバッテリー 4 2 4 (4 つが、図 1 4 の断面図に示される) は、筐体 4 1 4 により囲まれ、図 1 3 及び図 1 4 に示されるように、バッテリー 4 2 4 に電氣的に接続されている電氣的コネクタ 4 2 6 は、筐体 4 1 4 の第 1 の側部 4 2 0 から外向きに延在する。図 1 4 に示されるように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 の電氣的コネクタ 4 2 6 は、ベンチレータハウジング 4 のキャピティ 1 2 内に配置された対応する電氣的コネクタ 2 0 に電氣的に接続されるように構成される。

【 0 0 9 6 】

着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が正しい方向でベンチレータハウジング 4 のキャピティ 1 2 に挿入されるとき、電氣的コネクタ 4 2 6 は、ベンチレータの対応する電氣的コネクタ 2 0 と実質的に自動的に位置合わせする。しかしながら、本発明の範囲を逸脱することなく、任意の既知又は適切な代替りの電氣的コネクタの数及び / 又は構成が使用できることは、理解されるだろう。着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 のバッテリー 4 2 4 (図 1 4) 及び内部再充電可能バッテリー 4 1 0 (図 1 2) がリチウムイオンバッテリーであると考察されるにもかかわらず、バッテリーの任意の既知又は適切な他の数、構成及び / 又はタイプが使用できることは、理解されるだろう。

【 0 0 9 7 】

筐体 4 1 4 は、更に、明細書に示され説明される例において、バッテリーパック筐体 4 1 4 の第 1 及び第 2 の端部 4 1 6 及び 4 1 8 からそれぞれ外向きに延在している第 1 及び第 2 の突起 4 2 8 及び 4 3 0 を含む少なくとも一つの締結機構を含む。図 1 4 に示されるように、突起 4 2 8 及び 4 3 0 は、ハウジングに着脱自在に筐体 4 1 4 を結合させるために、ベンチレータハウジング 4 内のキャビティ 1 2 の対向する端部 1 4 及び 1 6 で、それぞれ対応する凹部 2 2 及び 2 4 と係合するように構成される。更に特に、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が適切な方向にキャビティ 1 2 に挿入されるとき、第 1 の突起 4 2 8 は、キャビティ 1 2 の第 1 の端部 1 4 で、対応する凹部 2 2 と係合する。第 2 の突起 4 3 0 がキャビティ 1 2 の第 2 の端部 1 6 で凹部 2 4 と係合するまで、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は回転される（例えば、図 1 4 に関して反時計回りに）。このように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、所望の所定の方向にきちんとはまり、ベンチレータハウジング 4 のキャビティ 1 2 内に固定される。

10

【 0 0 9 8 】

具体例では、ベンチレータハウジング 4 の外側 8 からアクセス可能であるように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、更に、バッテリーパック筐体 4 1 4 の第 2 の側部 4 2 2 に配置されているリリース機構 4 3 2（図 2、図 3 及び図 1 4）を含む。図 1 4 の断面図に最も良く示されているように、上述した第 1 及び第 2 の突起 4 2 8 及び 4 3 0 の少なくとも一つは、リリース機構の動きが、斯様な突起 4 2 8 及び / 又は 4 3 0 の対応する動きに結果としてなって、ベンチレータハウジング 4 のキャビティ 1 2 の対応する凹部 2 2 及び 2 4 を分離し、そこから取り外される着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 を取り外すために、リリース機構 4 3 2 に可動的に結合される。

20

【 0 0 9 9 】

図 1 4 を参照し続けると、ベンチレータ 2 のハウジング 4 のキャビティ 1 2 が第 1 の形状を持ち、着脱可能なバッテリーパック筐体 4 1 4 の第 1 の側部 4 2 0 が対応する第 2 の形状を持つことは、理解されるだろう。このように、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が所定の方向でキャビティ 1 2 に挿入されるとき、図 1 4 に示されるように、バッテリー筐体 4 1 4 の第 2 の形状は、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 がキャビティ内で入れ子状であるように、ベンチレータハウジング 4 のキャビティ 1 2 の第 1 の形状と一致する。何れにしても本発明の範囲を制限する意図はない図 1 4 の例において、ベンチレータハウジング 4 のキャビティ 1 2 の第 2 の端部は、円弧状部分 1 8 を持ち、着脱可能なバッテリーパック筐体 4 1 4 の第 2 の端部 4 1 8 は、対応する円弧状部分 4 1 9 を持つ。対応する円弧状部分 1 8 及び 4 1 9 は、適切な方向でキャビティ 1 2 へのバッテリーパック 4 1 2 の挿入を容易にする。実際に、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が他のいかなる方向でもキャビティ 1 2 にも誤って挿入されることは、ほとんど不可能である。これは、結果的に例えば、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 から電力を受けていないベンチレータとなる患者又は介護者が誤って着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 を取付ける可能性を好適に排除する。

30

【 0 1 0 0 】

図 1 3 に示されるように、本発明は、筐体 4 1 4 内に配置された多くのバッテリー 4 2 4（図 1 4）の測定された容量を示すように構成された充電表示器 4 3 4 を具備する着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 を供給することを考察する。明細書において使用されるように、用語「測定された容量」は、例えば、その最大容量である完全に充電されたバッテリーパックと比較されるバッテリーパック 4 1 2 の残りの電力を指す。図 1 3 の例の充電表示器 4 3 4 は、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 のバッテリー 4 2 4（図 1 4）に電気的に接続された複数の発光ダイオード（LED）4 3 5 を含む。LED 4 3 5 は一ラインに並べられ、充電表示器 4 3 4 は、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 の測定された容量を示す、ある数の LED 4 3 5（すなわち、ラインの一部）を照明するように設計されている。

40

【 0 1 0 1 】

LED 4 3 5 以外の任意の既知又は適切な代替りのタイプの充電表示器が、本発明の範囲から逸脱することなく、任意の適切な数及び / 又は構成で使用できることは、理解され

50

るだろう。指標（例えば、ある数のＬＥＤの照明）が任意の既知又は適切な態様（例えば、限定されるものではないが、自動的に）で供給できるにもかかわらず、図１３の充電表示器４３４は、バッテリーパック４１２を「テストする」（すなわち、対応する数のＬＥＤ４３５を照明する）ために、バッテリー４２４（図１４）とＬＥＤ４３５との間の回路（明確には示されていない）を完了するために押し下げられる弾性タブ４３６を含むことも理解されるだろう。

【０１０２】

着脱可能なバッテリーパック４１２が、任意の既知又は適切な付加的な表示を含んでもよいことも更に理解されるだろう。例えば、実例として図１３に示される非限定的な実施例において、バッテリーパック４１２は、例えば、限定されるものではないが、表示器４３７及び４３８を含み、着脱可能なバッテリーパック４１２が充電している間、点滅するのに適している充電しているライト（例えば、ＬＥＤ）４３７、及び着脱可能なバッテリーパックの既定の閾容量（例えば、他の電源への交換又は移動を必要とする前の最小限許容量；最大容量）に達するときに照明するのに適している他のライト（例えば、ＬＥＤ）４３８を有する。

【０１０３】

図１５は、本発明の実施例に従って、４つの上述した電源４０２、４０６、４１０及び４１２（図１２）の既定の階層に従うベンチレータ２を動作させる方法４５０を示す。特に、第１のステップ４５２で、第１の電力接続部（例えば、図１２の交流電力コネクタ４０４）が交流電源４０２に電氣的に接続されているか否かの判定がなされる。接続されている場合は、電力制御機構２６（図１２に簡略化された形式で示されている）により、電力が交流電源４０２からベンチレータ２に供給される。ベンチレータが交流電源４０２を使用して動作されるので、ステップ４５６で、内部再充電可能なバッテリーパック４１０又は着脱可能なバッテリーパック４１２（図２、図３、図１０及び図１２乃至図１４）の何れかが完全に充電されているか否かの判定がなされる。充電されていない場合、ステップ４５８で、充電器２８は、適当なバッテリーパック４１０及び／又は４１２に充電する。両方のバッテリーパック４１０及び４１２がすでに完全に充電されている場合、又はこれらバッテリーパックがステップ４５８で完全に充電された後、当該方法は、交流電力コネクタ４０４が交流電源４０２に電氣的に接続されているか否かを決定するステップ４５２で再び始まって繰り返す。

【０１０４】

ステップ４５２で、ベンチレータ２の交流電力コネクタ４０４が交流電源４０２に電氣的に接続されていないと決定される場合、当該方法は、第２の電力接続（例えば、図１２の鉛蓄バッテリーコネクタ４０８）が鉛蓄バッテリー４０６に電氣的に接続されているか否かの判定がなされるステップ４６０へ移動する。接続されている場合、当該方法は、オプションであるステップ４６２に続く。特に、ステップ４６２で、必要に応じて、鉛蓄バッテリー４０６からの電圧が、ベンチレータ２の適切な直流（ＤＣ）要件に変換される。それからステップ４６４で、電力制御機構２６により、電力が鉛蓄バッテリー４０６からベンチレータへ供給される。その間に、電力制御機構２６は、ベンチレータ２及び、特にＡＣ電力コネクタ４０４がＡＣ電源４０２に接続されたかを続けて評価する。これは、ベンチレータ２の動作の間、常に当てはまる。換言すれば、４０２、４０６、４１０及び４１２（図１２に示される全て）の４つの電源の既定の階層があり、交流電源４０２が好ましくは優先され、次に鉛蓄バッテリー４０６、次に着脱可能なバッテリーパック４１２、最後に内部再充電可能なバッテリーパック４１０と続く。

【０１０５】

図１５の例に従う方法４５０を続けて参照すると、ステップ４６０で、ベンチレータ２の鉛蓄バッテリーコネクタ４０８が鉛蓄バッテリー４０６に接続されていないと決定される場合、着脱可能なバッテリーパック４１２がベンチレータ２に電氣的に接続されているか否かの判定が、ステップ４６６でなされる。質問に対する答えが肯定である場合、ステップ４６８で、着脱可能なバッテリーパック４１２の測定された容量が評価され、当該容量が既定

の閾値を超える（例えば、限定されるものではないが、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 の最大容量の 1 0 パーセントより大きい）場合、当該方法はステップ 4 7 0 へ移動する。ステップ 4 7 0 で、電力は、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 を使用して、ベンチレータに供給される。しかしながら、ステップで 4 6 6 で、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 がベンチレータに電氣的に接続されていないと決定されるか、又はステップ 4 6 8 で、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 の測定された容量が既定の閾値より少ないと決定される場合、当該方法はステップ 4 7 2 へ進む。

【 0 1 0 6 】

ステップ 4 7 2 で、内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 の測定された容量が評価され、当該容量が既定の閾値を超える（例えば、限定されるものではないが、内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 の最大容量の 1 0 パーセントを超える）場合、当該方法はステップ 4 7 4 へ移動する。代わりに、内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 の測定された容量が既定の閾値より大きくない場合、当該方法はステップ 4 7 6 へ移動する。ステップ 4 7 4 で、内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 を使用してベンチレータを動作させるためにベンチレータ 2 に電力が供給されるのに対し、ステップ 4 7 6 で、着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 及び内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 両方から、既定の持分ベースでベンチレータに電力が供給される。

【 0 1 0 7 】

更に特に、内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 及び着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 両方が、これらそれぞれの最大容量の 1 0 パーセント未満の測定された容量を持つとき、ステップ 4 7 6 が、通常発生する。このような状況では、ベンチレータへの電力の供給は、バッテリーパック 4 1 0 及び 4 1 2 両方が実質的に同時に 0 パーセントの容量に到達するように、より大きな容量を持つバッテリーパックがより大きな電流を供給するという規則に従って、2 つのバッテリーパック 4 1 0 及び 4 1 2 により分配供与される。一つの非限定的な例に従って、内部再充電可能なバッテリーパック 4 1 0 及び着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 は、少なくとも 4 時間、通常の動作状況の下でベンチレータ 2 が動作するために十分な電力を一緒に供給する。しかしながら、4 時間より短い又は長い期間を持つバッテリーパックも本発明の範囲内であることは、理解されるだろう。

【 0 1 0 8 】

従って、開示された方法 4 5 0 に従って、電源 4 0 2、4 0 6、4 1 0 及び 4 1 2 の少なくとも一つが、電氣的に接続されたままであり、既定の仕様（例えば、限定されるものではないが、測定された容量）の範囲内であるとすれば、4 つの電源 4 0 2、4 0 6、4 1 0 及び 4 1 2 の何れかの電氣的接続又は切断もベンチレータ 2 への電力の中断には結果的にならないことは、理解されるだろう。着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が、実質的に無期限に、ベンチレータ 2 へ電力を供給するため比較的軽量の機構を提供することも、理解されるだろう。例えば、着脱可能なバッテリーパックの一つがベンチレータに電氣的に接続されているとき、他のバッテリーパックが任意の既知若しくは適切な充電器又はバッテリー再充電装置（図示せず）を使用して充電される、複数の着脱可能なバッテリーパック 4 1 2（1 つだけが示されている）が使用できる。ベンチレータに電氣的に接続されている着脱可能なバッテリーパック 4 1 2 が既定の閾容量まで放電されるとき、充電された交換着脱可能なバッテリーパックの 1 つと速くて容易に交換できる。着脱可能なバッテリーパックの交換（すなわち、放電されたバッテリーパックを充電されたバッテリーパックとの交換）の間、内部バッテリーパック 4 1 0 が、電力の不所望な中断を回避するため、必要な電力をベンチレータへ供給する。

【 0 1 0 9 】

従って、本発明のベンチレータ 2 は、そのモジュール形式のデザインで、可能な限り患者のライフスタイルを維持するために患者の機動性を容易にするために持ち歩ける、コンパクト且つ頑丈なユニットを提供する。このように、本発明によると、単一の携帯用ベンチレータ 2 は、複数の異なるベンチレーション療法を患者に提供するため、様々なモードで動作できる。他の利点及び好適さの中でとりわけ、ベンチレータは、また、様々なアク

10

20

30

40

50

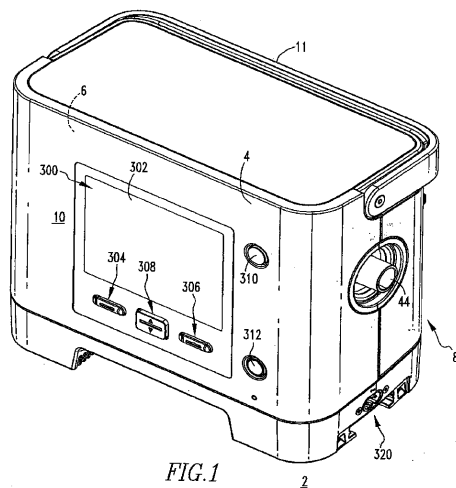
セサリ（例えば、限定されるものではないが、加湿機、酸素ミキサー、パルス酸素濃度計、二酸化炭素検出装置）及び装置（例えば、限定されるものではないが、インターネット、プリンタ、コンピュータ）に選択的に接続可能である、臨床データを記録し、転送し、報告するユーザーフレンドリーなユーザインタフェース 300 を含む。ベンチレータは、また、例えば、限定されるものではないが、所望のモードでの動作のためベンチレータを速くて容易に構成するためのポートシステム 100、着脱可能なバッテリーパック 412 及び 4 つの電源、並びにモジュール形式の吸気エアフローアセンブリ 200 のような多くの便利で費用効果的なフィーチャを持ち、これらは、ベンチレータのかかなりの分解又は置換を必要とすることなく、ベンチレータの残りを役立てる（例えば、殺菌する）ために、ベンチレータ 2 から選択的に取り外せる。

10

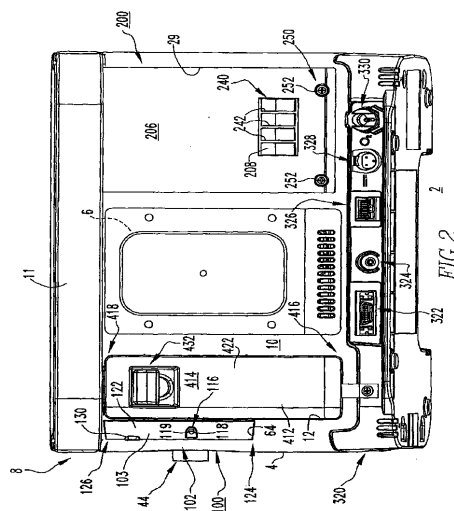
【0110】

本発明が、最も实际的で好ましい実施例であると現在考えられるものに基づいて、説明のために詳述されたにもかかわらず、斯様な詳細は、単にその目的のためだけであって、本発明は、開示された実施例に限定されず、対照的に、添付の請求の範囲の要旨及び範囲内にある変更並びに等価なアレンジメントをカバーすることを意図することは、理解されるべきである。例えば、本発明は、可能な限り、任意の実施例の一つ以上の特徴が任意の他の実施例の一つ以上の特徴と組み合わせられることを意図することは、理解されるべきである。

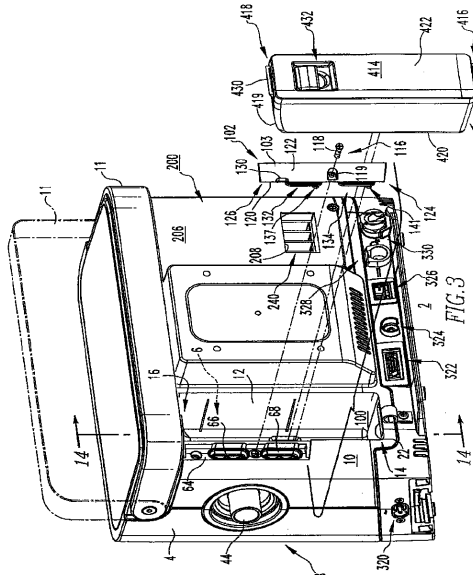
【図 1】



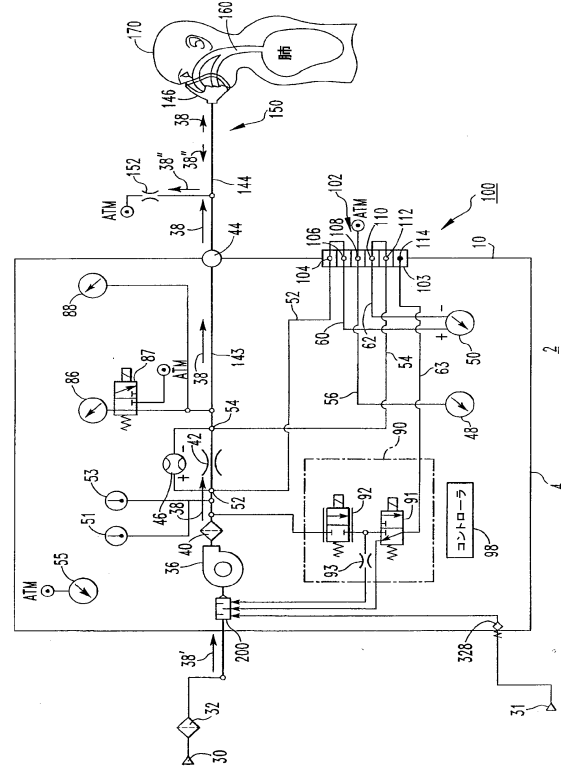
【図 2】



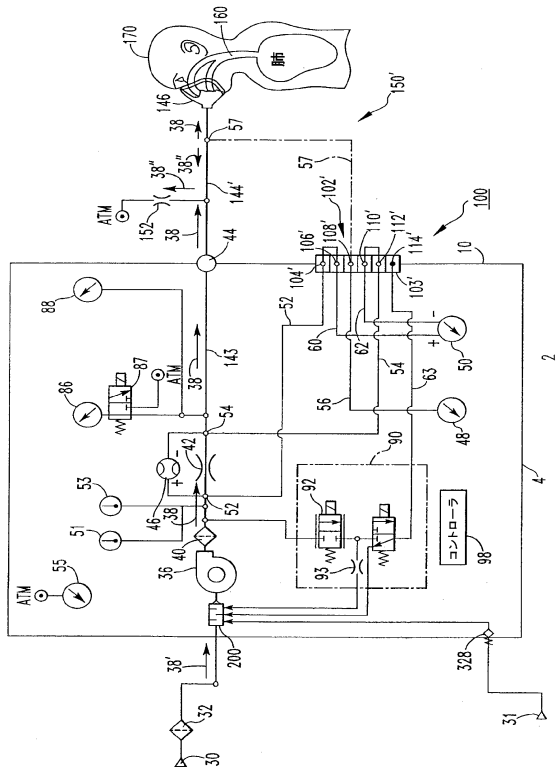
【図 3】



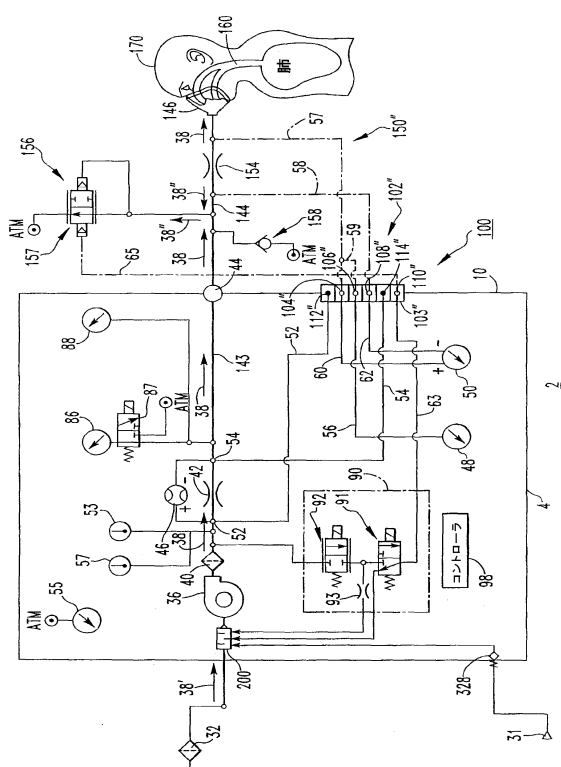
【図 4】



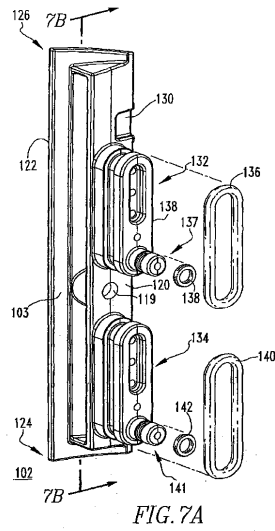
【図 5】



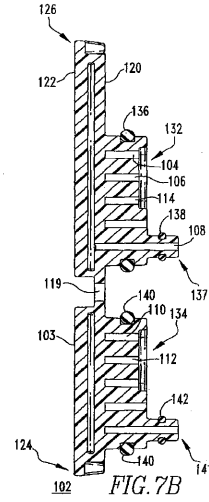
【図 6】



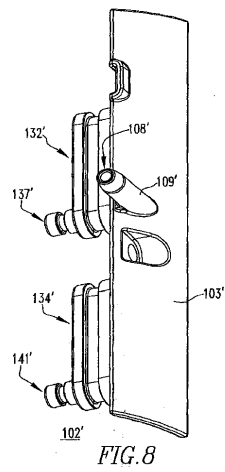
【図 7 A】



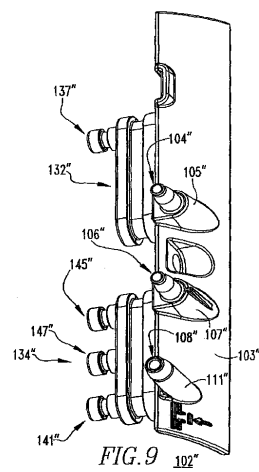
【図 7 B】



【図 8】



【図 9】



【図10】

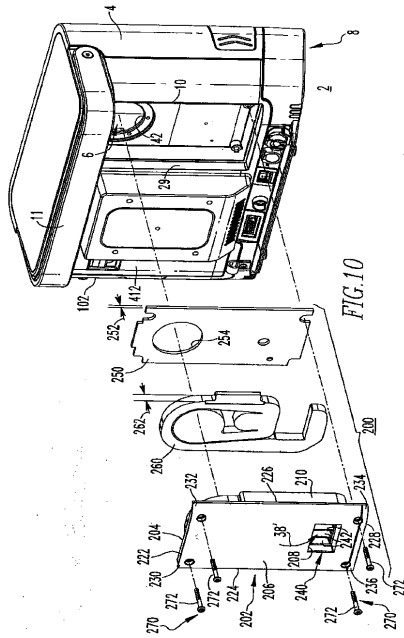


FIG.10

【図11】

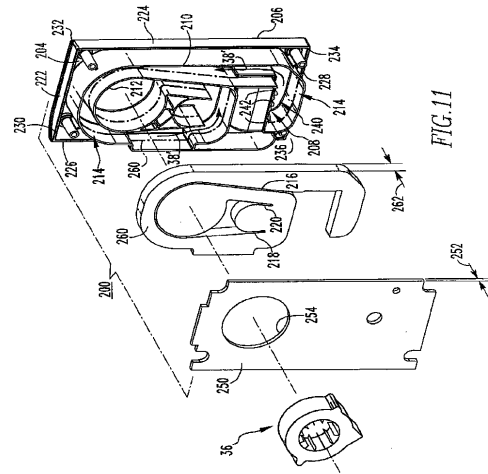
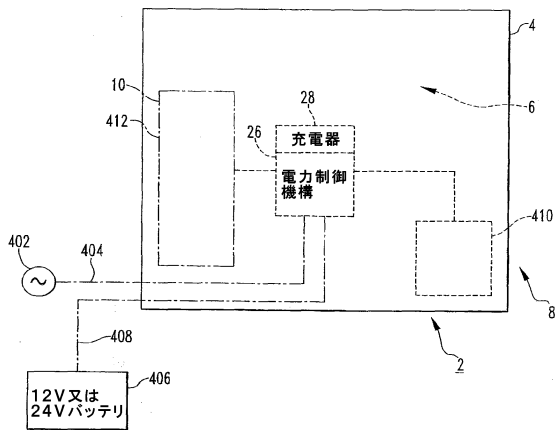
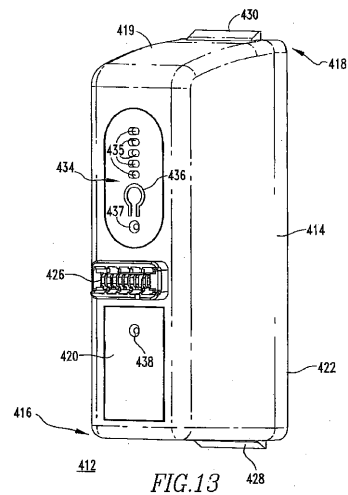


FIG.11

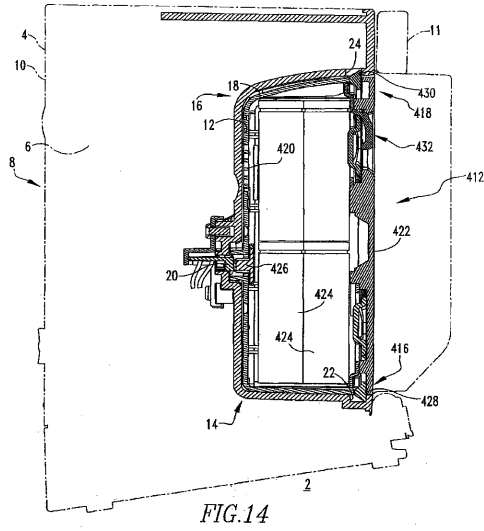
【図12】



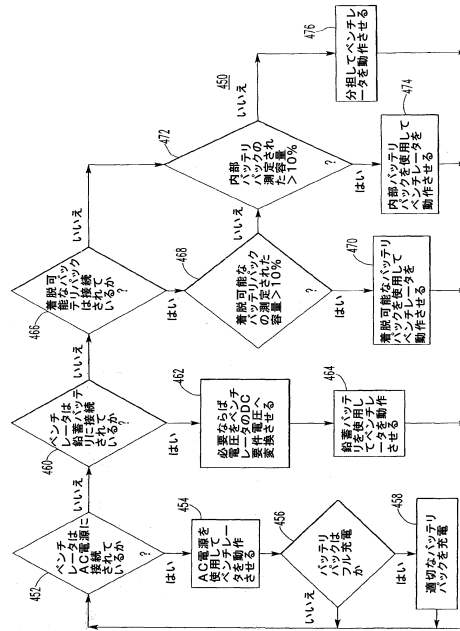
【図13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

- (72)発明者 ダフ ウィンスロー ケイ
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 ツルシェル ウィリアム アー
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 マックダーモット マーク シー
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 ニードハム チェリル エル
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 マクダニール クリストファー ダブリュ
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 ミロジェヴィック リュビサ
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 サイプロウスキ ロナルド
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
ボックス 3001 スカーボロー ロード 345

審査官 倉橋 紀夫

- (56)参考文献 国際公開第2007/109443(WO, A2)
特表2007-501072(JP, A)
特開平11-206884(JP, A)
特開昭61-000359(JP, A)
特開平11-137689(JP, A)
特表2003-527160(JP, A)
特表2007-525273(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 16/00