

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7399141号
(P7399141)

(45)発行日 令和5年12月15日(2023.12.15)

(24)登録日 令和5年12月7日(2023.12.7)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 M 16/16 (2006.01) A 6 1 M 16/16 A

請求項の数 19 外国語出願 (全41頁)

(21)出願番号	特願2021-127536(P2021-127536)	(73)特許権者	504298349
(22)出願日	令和3年8月3日(2021.8.3)		フィッシャー アンド ペイケル ヘルス
(62)分割の表示	特願2018-537513(P2018-537513)		ケア リミテッド
)の分割		ニュージーランド 2 0 1 3 オークラン
原出願日	平成29年1月16日(2017.1.16)		ド イースト タマキ モーリス ペイケル
(65)公開番号	特開2021-178199(P2021-178199)	(74)代理人	プレイス 1 5
	A)		100091487
(43)公開日	令和3年11月18日(2021.11.18)		弁理士 中村 行孝
審査請求日	令和3年8月26日(2021.8.26)	(74)代理人	100106655
(31)優先権主張番号	62/280,076		弁理士 森 秀行
(32)優先日	平成28年1月18日(2016.1.18)	(72)発明者	スミス, ダニエル ジョン
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		ニュージーランド, 2 0 1 3, オーク
(31)優先権主張番号	62/362,709		ランド, イースト タマキ モーリス ペ
(32)優先日	平成28年7月15日(2016.7.15)		イケル プレイス 1 5, フィッシャー
	最終頁に続く		アンド ペイケル ヘルスケア リミテッ
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 呼吸ガスの加湿

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

ガス源から、加湿チャンバおよび当該加湿チャンバの下流側にある吸気導管を通して、患者インターフェースを経由して、加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムであって、前記吸気導管が、前記吸気導管を加熱して前記吸気導管を通過する加湿されたガスを加熱するように構成された吸気導管ヒータを有している、前記呼吸補助システムにおいて、
前記加湿チャンバ内の液体の加熱を介して吸気ガスの流れを加熱および加湿するように構成されたチャンバヒータと、

前記加湿チャンバの上流側に位置する入口センサであって、前記吸気ガスの流れの特性を測定するように構成された前記入口センサと、

制御システムと、
を備え、

前記制御システムは、

測定された前記吸気ガスの流れの特性に基づいて、前記ガス源の種類が空気取り込み型のガス源であるかあるいは空気非取り込み型のガス源かを判断し、

判断された前記ガス源の種類に基づいて、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの温度設定値を変更するかどうかを決定するように構成されている、呼吸補助システム。

【請求項2】

10

20

前記入口センサは温度センサであり、前記吸気ガスの流れの特性は、温度測定値であり、前記制御システムは、前記温度測定値を閾値と比較することにより前記ガス源の種類を判断し、判断された前記ガス源の種類に基づいて、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を変更するか否かを判断するように構成されている、請求項 1 に記載の呼吸補助システム。

【請求項 3】

前記制御システムは、前記温度測定値が空気非取り込み型のガス源であることを示している場合、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を維持するように構成されている、請求項 2 に記載の呼吸補助システム。

【請求項 4】

前記制御システムは、前記温度測定値が前記閾値より小さい場合、前記ガス源の種類が空気非取り込み型のガス源であることを示している判断して、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を維持するように構成されている、請求項 3 に記載の呼吸補助システム。

【請求項 5】

前記制御システムは、前記温度測定値が空気取り込み型のガス源であることを示している場合、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を減少させるように構成されている、請求項 2 に記載の呼吸補助システム。

【請求項 6】

前記制御システムは、前記温度測定値が前記閾値よりも大きい場合に、前記ガス源の種類が空気取り込み型のガス源であることを示している判断して、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を減少させるように構成されている、請求項 5 に記載の呼吸補助システム。

【請求項 7】

前記制御システムは、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を自動的に決定するように構成されている、請求項 1 から 6 のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 8】

ユーザーインターフェースをさらに備え、前記ユーザーインターフェースは、ユーザーに動作モードの入力を要求する画面を自動的に生成するように構成され、前記制御システムは、前記動作モードの入力に基づいて、前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を変更するようにさらに構成されている、請求項 1 から 7 のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 9】

ユーザーインターフェースをさらに備え、前記ユーザーインターフェースは、前記制御システムが前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値を変更する必要があることを自動的に検出したことに応答して、ユーザーによる確認を要求する画面を生成するように構成されている、請求項 7 に記載の呼吸補助システム。

【請求項 10】

ユーザーが前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの温度設定値の入力を可能とするユーザーインターフェースを備え、前記制御システムは、ユーザーの入力と前記制御システムによって決定された前記チャンバヒータおよび/または前記吸気導管ヒータの前記温度設定値との間の不一致に応答して、警告を出力するように構成されている、請求項 1 から 9 のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 11】

前記入口センサは、流量センサ、湿度センサまたは圧力センサのいずれかを含む、請求項 1、または請求項 7 から 10 のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 12】

前記入口センサは、前記加湿チャンバの入口またはその近傍に設けられている、請求項 1 から 11 のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

1つより多い数のセンサを備え、前記1つより多い数のセンサは、前記入口センサを含む、請求項1から12のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 1 4】

前記1つより多い数のセンサは、前記加湿チャンバの出口またはその近傍に設けられたセンサをさら含む、請求項13に記載の呼吸補助システム。

【請求項 1 5】

前記制御システムは、前記1つより多い数のセンサからの前記測定された特性を比較して、前記ガス源の種類が空気取り込み型のガス源であるかあるいは空気非取り込み型のガス源であるかを判断するように構成されている、請求項13または14に記載の呼吸補助システム。 10

【請求項 1 6】

前記制御システムは、予め定められた信頼度に基づいて、前記1つより多い数のセンサからの測定値に重みを割り当てるように構成されている、請求項13から15のいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 1 7】

前記1つより多い数のセンサは、周囲の温度を測定するように構成されたセンサをさら含む、請求項13から16のうちのいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【請求項 1 8】

前記1つより多い数のセンサは、複数の温度センサを含み、前記制御システムは、前記測定された周囲の温度に基づいて、前記複数の温度センサの温度読取値が正しいか否かを証明するように構成されている、請求項17に記載の呼吸補助システム。 20

【請求項 1 9】

複数の温度センサを備え、前記複数の温度センサは、前記入口センサを含み、前記複数の温度センサは、前記呼吸補助システム内の複数の場所で温度読取値を出力するように構成され、前記制御システムは、前記複数の温度センサのうち少なくとも2つからの温度読取値を比較して、ガス源からのガスの湿度条件を決定するように構成されている、請求項13から18のいずれか一項に記載の呼吸補助システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】 30

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2016年1月18日出願の米国仮特許出願第62/280076号、および2016年7月15日出願の米国仮特許出願第62/362709号の優先権を主張し、それらそれぞれの全体を、参照することにより本書に援用する。

【0002】

本発明は、概して、呼吸ガスの加湿に関する。より詳細には、本開示は、呼吸補助システム、および患者の快適さを高めかつ呼吸補助システムの性能を向上させるように呼吸ガスの温度および湿度のレベルを制御する、呼吸補助システムの動作方法に関する。

【背景技術】 40

【0003】

ガス源と加湿装置とを含む呼吸補助システムが、加熱および加湿された呼吸ガスを、導管および患者インターフェースを通して患者へ送給するために使用され得る。無支援の吸気の際には、上気道は、吸入ガスを加熱および加湿して、37の体温で100%の相対湿度の湿度条件に、すなわち44mg/Lの絶対湿度にする。加湿装置は、呼吸ガスを加熱および加湿して、患者の肺に達する呼吸ガスを、無支援の吸気の際に受け取るガスに可能な限り近づけるような湿度条件にするように構成され得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】 50

本開示のいくつかの態様、利点および新規の特徴について、本明細書で説明する。必ずしもそのような全ての利点が、本開示のいずれの特定の形態に従って達成され得るものではないことを理解されたい。それゆえ、本開示の特徴、態様、および利点は、本明細書で教示または提示されるような他の利点を必ずしも達成せずに、本明細書で教示されるような1つの利点または利点群を達成または選択するように具体化され得るかまたは実施され得る。

【0005】

本開示の第1の態様によれば、ガス源から吸気導管および加湿チャンバを通して、患者インターフェースを経由して、加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムが提供され、呼吸補助システムは、呼吸ガス流を加熱および加湿するように構成されたチャンバヒータと、呼吸ガスの1つ以上の特性を判断し、および判断された特性または呼吸ガスに基づいて、ガス源の種類を判断するように構成された1つ以上のハードウェアプロセッサを含む、コントローラを含む。

10

【0006】

いくつかの実施形態では、呼吸補助システムは、ガス源から受け取った呼吸ガス流を送給するように構成された患者インターフェースを含む。いくつかのそのような構成では、呼吸補助システムは、患者インターフェースおよびガス源と流体連通するように構成された吸気導管を含む。いくつかのそのような構成では、呼吸補助システムは、チャンバ入口、チャンバ出口、およびチャンバ入口とチャンバ出口との間のガス流路を含む加湿チャンバを含み、チャンバ入口は、ガス源と流体連通するように構成され、およびチャンバ出口は、吸気導管と流体連通するように構成され、加湿チャンバは、ある量の液体を保持するように構成されている。

20

【0007】

いくつかの実施形態では、コントローラは、ユーザと通信するために、判断されたガス源の種類に対応するインジケータを生成するように構成される。

【0008】

いくつかの実施形態では、コントローラは、判断されたガス源の種類に基づいて、チャンバヒータに関連付けられた設定温度を制御するように構成される。いくつかのそのような構成では、設定温度の制御は、ハードウェアメモリにおける設定温度の表示を修正することを含む。いくつかのそのような構成では、コントローラは、空気取り込み (air entraining) 型ガス源であるというガス源の種類の判断に基づいて、設定温度を下げるように構成される。いくつかのそのような構成では、コントローラは、ユーザに通信するために、設定温度に対応するインジケータを生成するように構成される。

30

【0009】

いくつかの実施形態では、呼吸ガスの特性は：平均流量、呼吸パターン、バイアス流量、逆流検出、再呼吸検出のうち少なくとも1つを含む。

【0010】

いくつかの実施形態では、ガス源の種類の判断は、加湿チャンバに取り付けられたハードウェアコンポーネントを検出することを含む。いくつかのそのような構成では、ハードウェアコンポーネントは、呼気回路すなわち呼気導管である。いくつかのそのような構成では、呼気回路の検出は、電圧測定値、またはインピーダンス測定値、または抵抗測定値のうち少なくとも1つを含む特性信号に基づく。

40

【0011】

いくつかの実施形態では、ガス源の種類の判断は、呼吸ガスの判断された1つ以上の特性に基づいて、呼吸ガス流のふるまいを検出することを含む。いくつかのそのような構成では、ふるまいは、呼吸パターンの検出、バイアス流の検出、または再呼吸の検出を含む。いくつかのそのような構成では、呼吸パターンの検出は、流れの動きまたは圧力変化を監視すること、および監視した流れの動きまたは圧力変化を閾値と比較することを含む。いくつかのそのような構成では、バイアス流の検出は、フローセンサからの自然のままの流れ測定値すなわち自然流測定値を測定すること、および自然流測定値をバイアス閾値と

50

比較することを含む。いくつかのそのような構成では、ガス源の種類判断は、バイアス流量を平均流量と比較することを含み得る。いくつかのそのような構成では、コントローラは、流れの変化率に基づいて、バイアス流量を判断するように構成される。いくつかのそのような構成では、コントローラは、流量測定値から流れの変化率を導き出し、平均的な流れを判断し、および第1のチェックを実行してバイアス流を確認することによって、バイアス流量を判断するように構成されており、第1のチェックは、変化率が0であるかどうかおよび流れが平均的な流れを下回るかどうかを判断することを含む。

【0012】

いくつかの実施形態では、再呼吸の検出は、出口流れセンサおよび入口流れセンサにおいて検出された流れプロファイルを判断すること、および流れプロファイルを予め決められた流れプロファイルと比較することを含む。

10

【0013】

いくつかの実施形態では、再呼吸の検出は、入口流れセンサにおいて第1の流れプロファイルを、および出口流れセンサにおいて第2の流れプロファイルを抽出すること、および第1の流れプロファイルを第2の流れプロファイルと比較することを含む。

【0014】

いくつかの実施形態では、再呼吸の検出は、吸気相および呼気相を検出すること、および呼気相の長さを吸気相の長さと比較することを含む。

【0015】

いくつかの実施形態では、再呼吸の検出は、吸気相の呼吸パターンを呼気相の呼吸パターンと関連させることを含む。

20

【0016】

いくつかの実施形態では、呼吸補助は、入口温度センサを含み、呼吸ガスの1つ以上の特性は、入口温度センサからの温度測定値を含み、およびコントローラは、入口センサからの温度測定値と1つ以上の閾値との比較に基づいて、ガス源の種類を判断するように構成されている。いくつかのそのような構成では、入口温度が閾値を下回る場合は非空気取り込み型ベンチレータを意味し、および入口ガス温度が閾値を上回る場合は空気取り込み型ベンチレータを意味する。

【0017】

第2の態様によれば、1つ以上のハードウェアプロセッサおよびメモリを含むコントローラおよびチャンバヒータを含む呼吸補助システムが提供され、コントローラは、再呼吸流パターンを検出し、再呼吸流パターンの検出に基づいて、ガス源または動作条件を判断し、およびチャンバヒータに対応するガス源の判断に基づいて、動作パラメータを制御するように構成される。

30

【0018】

いくつかの実施形態では、再呼吸流パターンの検出は、入口センサからの測定値と出口センサからの測定値を関連させることを含み得る。いくつかのそのような構成では、入口センサおよび出口センサは、流れパターンまたは流れ信号を検出するように構成された1つ以上の流れセンサを含み、および再呼吸流パターンの検出は、流れパターンまたは流れ信号を関連させることを含む。いくつかのそのような構成では、動作パラメータは、チャンバ出口温度設定値である。いくつかのそのような構成では、流れパターンまたは流れ信号は、1つ以上の電力損値を含み、および1つ以上の流れセンサは、加熱ビーズ流れセンサを含む。いくつかのそのような構成では、ガス源は、空気取り込み型ベンチレータまたは非空気取り込み型ベンチレータを含む。

40

【0019】

第3の態様によれば、呼吸補助システムに結合された1つ以上のハードウェアプロセッサを含むコントローラが提供され、コントローラは、呼吸補助システムの構成を自動的に判断するように構成されており、コントローラは、ハードウェアメモリ、ユーザからの入力を受信するように構成されたユーザインタフェース、および呼吸補助システムの複数のハードウェアコンポーネントに結合された1つ以上のハードウェアプロセッサを含み、1

50

つ以上のハードウェアプロセッサは、受信ユーザ入力を検出し、および少なくとも1つのセンサまたはハードウェアコンポーネントからの1つ以上のセンサ入力に基づいて、システムの操作上の構成 (operational configuration) が受信ユーザ入力に適合することを自動的に確認するように構成されている。

【0020】

いくつかの実施形態では、1つ以上のハードウェアプロセッサは、ユーザから受信した入力に基づかないデフォルトモードを選択するように構成されている。いくつかのそのような構成では、1つ以上のハードウェアプロセッサは、操作上の構成の確認前は、セーフティモードを選択するように構成されている。いくつかのそのような構成では、1つ以上のハードウェアプロセッサは、出口温度センサからの第1の温度測定値、および出口温度設定値に対応する第2の温度測定値に基づいて、加熱板の加熱板温度を制御するように構成されている。

10

【0021】

第4の態様によれば、加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムが提供されており、呼吸補助システムは、呼吸ガス流をもたらすように構成されたガス源、患者に呼吸ガス流を送給するように構成された患者インターフェース、患者インターフェースと流体連通するように構成された吸気導管、ある量の液体を保持するように構成されている加湿チャンバであって、加湿チャンバは、チャンバ入口、チャンバ出口、およびチャンバ入口とチャンバ出口との間のガス流路を含み、チャンバ入口は、ガス源と流体連通するように構成され、およびチャンバ出口は、吸気導管と流体連通するように構成されている加湿チャンバ、ある量の液体、および加湿チャンバ内のガス流路にある呼吸ガス流を加熱して、呼吸ガス流を加熱および加湿するように構成されたチャンバヒータ、およびガス源によって提供された呼吸ガス流のガス特性を判断し、少なくとも一部には判断されたガス特性に基づいて、第1の温度を変更するかどうかを判断し、少なくとも一部には判断されたガス特性、および少なくとも一部には第1の温度に基づいて、チャンバヒータに提供する電力量を判断するように構成されたコントローラを含む。

20

【0022】

いくつかの実施形態では、呼吸補助システムは流量センサを含み、前記コントローラは、少なくとも一部には流量センサからの測定値に基づいて、第1の温度を変更するように構成されている。いくつかのそのような構成では、コントローラは、吸気導管に対応する加熱素子からの信号を検出し、および少なくとも一部には検出信号に基づいて第1の温度を変更するように構成されている。いくつかのそのような構成では、コントローラは、さらに、ディスプレイからユーザ入力を受信し、および少なくとも一部にはユーザ入力に基づいて、第1の温度を変更するように構成されている。

30

【0023】

呼吸補助システムは温度センサを含んでもよく、コントローラは、さらに：温度センサからの測定値を受信し、および少なくとも一部には温度センサからの受信測定値に基づいて第1の温度を変更するように構成されている。

【0024】

呼吸補助システムは湿度センサを含んでもよく、コントローラは、さらに、湿度センサから測定値を受信し、および少なくとも一部には湿度センサから受信測定値に基づいて、第1の温度を変更するように構成されている。

40

【0025】

第5の態様によれば、複数の任意選択的な構成のコンポーネントおよび設定のどれが呼吸補助システムと一緒に使用されるかを自動的に判断するように構成された呼吸補助システムが提供され、システムは、複数の任意選択的なハードウェアコンポーネントであって、各コンポーネントは、呼吸補助システムに接続可能であるように構成されている、ハードウェアコンポーネント、および少なくとも1つのセンサまたは任意選択的なハードウェアコンポーネントアタッチメントからの1つ以上の入力に基づいて動作特性を分析し、および分析に基づいて、所望の操作上の構成を判断するように構成されたハードウェアプロ

50

セッサを含む。

【0026】

第6の態様によれば、複数の任意選択的な構成のコンポーネントおよび設定のどれが呼吸補助システムと一緒に使用されるかを自動的に判断するように構成された呼吸補助システムが提供され、システムは、複数の任意選択的なハードウェアコンポーネントであって、各コンポーネントは、呼吸補助システムに接続可能であるように構成されているハードウェアコンポーネント、ユーザからの入力を受信するように構成されたユーザインタフェース、および受信ユーザ入力を検出し、および少なくとも1つのセンサまたは任意選択的なハードウェアコンポーネントアタッチメントからの1つ以上の入力に基づいて呼吸補助システムの操作上の構成が受信ユーザ入力に適合することを自動的に確認するように構成されたハードウェアプロセッサを含む。

10

【0027】

いくつかの実施形態では、任意選択的なハードウェアコンポーネントのうちの少なくとも1つが呼吸用ヒータ線を含む。いくつかのそのような構成では、ハードウェアプロセッサは、呼吸用ヒータ線から信号特性を検出して、呼吸用ヒータ線の接続のステータスを判断するように構成されている。いくつかのそのような構成では、信号特性は、電圧測定値または抵抗測定値の少なくとも一方を含む。

【0028】

第7の態様によれば、呼吸ガスのうちの1つ以上の特性を判断すること、および呼吸ガスの判断された特性に基づいて、ガス源の種類を判断することを含む、ガス源の種類を判断するための方法が提供される。

20

【0029】

いくつかの実施形態では、方法は、呼吸ガスの特性を判断するために、第1～第6の態様の特徴および/またはステップのいずれかを含み得る。

【0030】

第8態様によれば、加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムが提供され、呼吸補助システムは、ガス源から受け取った呼吸ガス流を送給するように構成された患者インターフェース、患者インターフェースおよびガス源と流体連通するように構成された吸気導管、チャンバ入口、チャンバ出口、およびチャンバ入口とチャンバ出口との間のガス流路を含む、加湿チャンバであって、チャンバ入口は、ガス源と流体連通するように構成され、およびチャンバ出口は、吸気導管と流体連通するように構成され、加湿チャンバは、ある量の液体を保持するように構成された加湿チャンバ、ある量の液体、および加湿チャンバ内のガス流路にある呼吸ガス流を加熱して、呼吸ガス流を加熱および加湿するように構成されたチャンバヒータ、および呼吸ガスの1つ以上の特性を判断し、および呼吸ガスの判断された特性に基づいて、ガス源の種類を判断するように構成された1つ以上のハードウェアプロセッサを含むコントローラを含む。

30

【0031】

いくつかの実施形態では、第7の態様の方法は、第1～第6の態様の特徴のいずれかを利用するように構成される。

【0032】

本開示、および従来技術に勝る利点を要約するために、いくつかの目的および利点が本明細書で説明されている。必ずしも、そのような全ての目的または利点が、いずれかの特定の実施形態に従って達成される必要があるわけではないことを理解されたい。それゆえ、例えば、当業者は、開示の1つまたは複数の構成が、本明細書で教示または提案されるような1つの利点または利点群を、本明細書で教示または提案されるような他の利点を必ずしも達成することなしに、達成するまたは最適にするように、供され得るまたは実施され得ることを認識する。これらの実施形態は全て、本開示の範囲内にあるものとする。

40

【0033】

本開示のこれらのおよび他の特徴、態様、および利点は、以下の図面に対して説明され、これらは、好ましい実施形態を説明するものであり、限定するものではない。

50

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本開示の実施形態による呼吸補助システムの図を示す。

【図2】本開示の実施形態による呼吸補助システムのコンポーネントと相互作用するおよび/またはそれに制御および指示をもたらす制御システムのブロック図を示す。

【図3】本開示の実施形態に従ってユーザ入力を受信しかつステータスを提供するための例示的なユーザインタフェーススクリーンを示し、ここでは、制御システムは、ユーザに、ガス源種類を選択するように促す。

【図4】本開示の実施形態に従ってユーザ入力を受信しかつステータスを提供するための例示的なユーザインタフェーススクリーンを示し、ここでは、制御システムは、ユーザに、ガス源種類を選択するように促す。 10

【図5】本開示の実施形態に従ってユーザ入力を受信しかつステータスを提供するための例示的なユーザインタフェーススクリーンを示し、ここでは、制御システムは、ユーザに、ガス源種類を選択するように促す。

【図6】本開示の実施形態に従ってユーザ入力を受信しかつステータスを提供するための例示的なユーザインタフェーススクリーンを示し、ここでは、制御システムは、ガス源種類を自動的に判断する。

【図7】本開示の実施形態に従ってユーザ入力を受信しかつステータスを提供するための例示的なユーザインタフェーススクリーンを示し、ここでは、制御システムは、ガス源種類を自動的に判断する。 20

【図8】本開示の実施形態に従ってユーザ入力を受信しかつステータスを提供するための例示的なユーザインタフェーススクリーンを示し、ここでは、制御システムは、ガス源種類を自動的に判断する。

【図9】本開示の実施形態によるコントローラのブロック図を示す。

【図10A】本開示の実施形態による呼吸補助システム制御方法のフローチャートを示す。

【図10B】本開示の実施形態によるバイアス流量を判断するための方法のフローチャートを示す。

【図10C】本開示の実施形態による再呼吸を検出するための方法のフローチャートを示す。

【図10D】本開示の別の実施形態による呼吸補助システム制御方法のフローチャートを示す。 30

【図11A】流量対時間のグラフで示す流量パターンを示す。

【図11B】本開示の実施形態による空気の流れの方向と共に、入口および出口の概略的なモデルを示す。

【図12A】本開示の実施形態による室内空気取り込み型ベンチレータにおける入口および出口に関する測定生電力損データの例示的なプロットを示す。

【図12B】図12Aに示す例示的なプロットの正規化された電力損を示す。

【図12C】図12Aに示す出口の電力損プロットの変化率を示す。

【図12D】本開示の実施形態による呼吸および勾配閾値の例示的な検出による、図12Cの絶対変化率を示す。 40

【図12E】本開示の実施形態による吸気および呼気相の例示的な検出を示す。

【図12F】本開示の実施形態による非取り込み型ベンチレータにおける、入口および出口センサからの、正規化された電力損測定値の例を示す。

【図12G】図12Fの出口電力損の変化率プロットを示す。

【図12H】本開示の実施形態による図12Fの例示的なプロットの吸気および呼気相の検出を示す。

【図12I】本開示の実施形態による、図12Fの出口電力損の変化率、例示的な勾配閾値、および例示的な呼吸検出を示す。

【図13A】本開示の実施形態による非取り込み型ベンチレータの入口流れセンサおよび出口流れセンサからの追加的な電力損プロファイルを示す。 50

【図 1 3 B】本開示の実施形態による非取り込み型ベンチレータの入口流れセンサおよび出口流れセンサからの追加的な電力損プロファイルを示す。

【図 1 3 C】本開示の実施形態による室内空気取り込み型ベンチレータの入口流れセンサおよび出口流れセンサからの追加的な電力損プロファイルを示す。

【図 1 3 D】本開示の実施形態による室内空気取り込み型ベンチレータの入口流れセンサおよび出口流れセンサからの追加的な電力損プロファイルを示す。

【図 1 4】本開示の実施形態による、バイアス流量の例示的なプロット、流量の変化率、生流量、および平均流量を示す。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図 1 は、例示的な呼吸補助システム 100 の概略図を示す。図示の通り、呼吸補助システム 100 は、加湿装置 104 と、ガス源 102 と、患者インターフェース 116 と、呼吸ガスを加湿装置 104 から患者インターフェース 116 へ送るように構成された吸気導管 106 とを含む。いくつかの実施形態では、ガス源 102 および加湿装置 104 は、同じハウジング内に共同設置され得、および/または単一の装置を含み得る。いくつかの実施形態では、呼吸補助システム 100 は、患者インターフェース 116 からガス源 102 へガスを送るように構成された呼気導管 120 と、吸気導管 106 および呼気導管 120 を患者インターフェース 116 に接続するように構成された Y 字型ピース 114 とを含む。いくつかの実施形態では、呼吸補助システム 100 は、呼気導管 120 を含まないため、本開示から当業者によって理解されるように、吸気導管 106 を患者インターフェース 116 に接続するように構成された呼気ポート（図示せず）を含み得る。従って、呼吸補助システム 100 は少なくとも 2 つの構成：呼気導管 120 を含む第 1 の構成、および呼気導管 120 を含まない第 2 の構成を含み得る。いくつかの実施形態では、呼吸補助システム 100 の動作パラメータは、構成に依存して調整される必要があるかもしれない。

【0036】

図示の通り、ガス源 102 は、送風器またはタービンなどのガス送給機構 124 を含む。ガス源 102 はまた、呼吸ガス流を加湿装置 104 へ送給するまたは押し流すための他の機械的機構を含み得る。図 1 に示す実施形態のガス源 102 は、室内または周囲空気取り込み型ガス源の例である。ガス源 102 は、例えば、ガス送給機構 124 によって、周囲空気がガス源 102 に引き込まれる入口 122 を含み得る。いくつかの実施形態では、ガス源 102 は、送風器 124 の動作を制御するように構成されたコントローラ 126 を含み得る。いくつかの実施形態では、ガス源 102 は、コントローラ 126 へのユーザ入力に関する情報を提供し得るユーザインタフェース 132 を含み得る。コントローラ 126 は、ユーザインタフェース 132 によって提供された情報に基づいて、および/または他の情報、例えば、限定されるものではないが、送風器 124 に関連付けられたセンサなどからの、送風器 124 からのフィードバックに基づいて、送風器 124 の動作を制御し得る。いくつかの実施形態では、周囲空気を引き込む代わりに、入口 122 は、乾燥ガスの供給部、例えば、ガスキャニスターまたはタンクに接続され得る。この種類のベンチレータは、非取り込み型ベンチレータと呼ばれ、および比例弁などの 1 つ以上の弁によって制御され得る。1 つまたは複数の弁は、コントローラによって制御され得る。非取り込み型ベンチレータはまた、図 1 に示すように加湿器 104 に接続され、および呼気リム (limb) 120 を含み得る。

【0037】

加湿装置 104 は、加湿チャンバ 134 およびチャンバヒータ 136 を含み得る。加湿チャンバ 134 は、ある量の水 W または他の好適な液体を保持するように構成され得る。チャンバヒータ 136 は、加湿チャンバ 134 内の、その量の水 W および呼吸ガスを加熱するように構成され得、それにより、呼吸ガスの温度を高くし、かつその量の水 W から、呼吸ガスに取り込まれる蒸気を生じ得る。いくつかの実施形態では、加湿チャンバ 134 は、チャンバ入口 111 およびチャンバ出口 112 を含み得る。いくつかの実施形態では、吸気導管 106 は、チャンバ出口 112 に接続されるように構成され得、加熱および加

10

20

30

40

50

湿された呼吸ガスが、吸気導管 106 によって加湿チャンバ 134 から患者インターフェース 116 へ送られ、その後、患者 P に送給されるようにし得る。いくつかの実施形態では、患者 P によって患者インターフェース 116 へ吐かれたガスは、呼気導管 120 によってガス源 102 へ戻され得る。いくつかの実施形態では、呼吸補助システム 100 は呼気導管 120 を含まないため、患者 P によって患者インターフェース 116 へ吐かれたガスは、呼気ポート（図示せず）を備えるコネクタを通して、大気に放出され得る。

【0038】

いくつかの実施形態では、加湿装置 104 は、チャンバヒータ 136 の動作を制御し得るコントローラ 130 を含み得る。加湿装置 104 はまた、ユーザ入力に関する情報をコントローラ 130 に提供するおよび/または受信するためのユーザインタフェース 140 を含み得る。加湿装置 104 は、さらに、周囲センサ 146 を含み得る。周囲センサ 146 は、周囲センサ 146 の箇所付近の周囲空気の特長、例えば、周囲空気の温度を測定し得る。ある実施形態では、周囲センサ 146 は、入口 111 にまたはその近くに設置された温度センサである。入口 111 にある温度センサは、ガス源 102 から来る空気の温度および流量の双方を測定し得る（下記で説明するように）。この測定により、周囲条件の指標 (i n d i c a t i o n) を提供し得る。コントローラ 130 は、周囲センサ 146 から、周囲センサ 146 の箇所の近くの周囲空気の特長に関する情報を受信し得る。コントローラ 130 は、ユーザインタフェース 140 によって提供された情報、周囲センサ 146 によって提供された情報に基づいて、および/または他の情報、例えば限定されるものではないが、チャンバヒータ 136 に関連付けられたセンサからなどの、チャンバヒータ 136 からのフィードバックに基づいて、チャンバヒータ 136 の動作を制御するように構成され得る。特に、コントローラ 130 は、電力量、または電力のデューティサイクルを判断するように、チャンバヒータ 136 に提供するように構成され得、チャンバヒータ 136 が、加湿チャンバ 134 内にある、ある量の水 W および呼吸ガスに所望量の熱を与えるようにし得る。

【0039】

いくつかの実施形態では、呼吸補助システム 100 は、チャンバ出口箇所 112 に関連付けられる 1 つ以上の出口センサ 110 を含み得る。1 つ以上の出口センサ 110 はまた、図示の実施形態において、チャンバ出口箇所に関して符号 112 で示すような出口通路にまたはその近くに設置され得る。それに加えておよび/またはその代わりに、いくつかの実施形態では、呼吸補助システム 100 は、チャンバ入口 111 にまたはその近くに設置された 1 つ以上のセンサを含み得る。入口センサはまた、温度センサおよび流れセンサを含み得る。いくつかの実施形態では、下記で詳細に説明するように、入口 111 では、温度および流れの双方を測定するために、センサが 1 つのみ使用される。いくつかの実施形態では、1 つ以上の入口センサは、ガス源 102 から加湿チャンバ 134 へのいずれかの箇所に設置され得る。いくつかの実施形態では、1 つ以上の出口センサ 110 および 1 つ以上の入口センサは、加湿チャンバと一体化され得る。センサの箇所は、下記で説明する読取値および閾値のいくつかを変更し得る。ある実施形態では、出口センサ 110 は 2 つのセンサ：温度センサおよび流れセンサを含む。温度センサは、加熱ビーズセンサ (h e a t e d b e a d s e n s o r) またはサーミスタまたは加熱サーミスタ (h e a t e d t h e r m i s t o r) とし得る。いくつかの実施形態では、加熱ビーズセンサは、流れセンサとしても使用され得る。従って、いくつかの実施形態では、出口 112 にまたはその近くに単一のセンサがある。呼吸補助システム 100 内で働き得る他の種類の温度センサおよび流れセンサも使用され得る。1 つまたは複数の出口センサ 110 は、チャンバ出口 112 に、チャンバ出口 112 と吸気導管 106 との間の接続部付近の吸気導管 106 に、または他の好適な箇所に設置され得る。1 つまたは複数の出口センサ 110 は、1 つまたは複数の出口センサ 110 の箇所を通り越して流れる呼吸ガスの特性、例えば呼吸ガスの温度、または流量を測定し得る。コントローラ 130 は、1 つまたは複数の出口センサ 110 から、出口センサ 110 の箇所を通り越して流れる呼吸ガスの特性に関する情報を受信し得る。コントローラ 130 は、前述したような他の情報源の代わりにまた

10

20

30

40

50

はそれに加えて、1つまたは複数の出口センサ110によって提供された情報に基づいて、チャンバヒータ136の動作を制御するように構成され得る。

【0040】

吸気導管106を流れる呼吸ガスは、吸気導管106の壁を通して熱を失うことがあり、これにより、呼吸ガスの温度が下がり、かつ吸気導管106内に結露を生じる原因となり得る。いくつかの実施形態では、吸気導管106は、吸気導管106を加熱するように構成された導管ヒータ144を含ませて、この熱損失を低下させ得るかまたは防止し得る。コントローラ130は、前述したような1つまたは複数の情報源に基づいて、導管ヒータ144の動作を制御するように構成され得る。特に、コントローラ130は、導管ヒータ144に提供するための電力量、または電力のデューティサイクルを判断するように構成され得、導管ヒータ144が、所望量の熱を吸気導管106に与えるようにし得る。

10

【0041】

いくつかの実施形態では、呼吸補助システム100は、吸気導管106に関連付けられる1つ以上の導管センサ142を含み得る。1つまたは複数の導管センサ142は、吸気導管106とYピース114との間の接続部の近くの吸気導管106に、吸気導管106が患者インターフェース116に直接接続されている場合には吸気導管106と患者インターフェース116との間の接続部に、またはYピース114または患者インターフェース116に、設置され得る。1つまたは複数の導管センサ142は、導管センサ142の箇所を通り越して流れる呼吸ガスの特性、例えば呼吸ガスの温度を測定し得る。ある実施形態では、導管センサ142は温度センサを含む。導管センサ142はまた、別個の流れセンサを含み得る。ある実施形態では、導管センサ142は、本明細書で説明するように温度および流量の双方を測定できる統合流れ・温度センサを含む。コントローラ130は、導管センサ142から、導管センサ142の箇所を通り越して流れる呼吸ガスの特性に関する情報を受信し得る。ある実施形態では、コントローラ130は、導管センサ142を越えて流れる呼吸ガスの流量を導き出す。コントローラ130は、前述したような他の情報源の代わりにまたはそれに加えて、導管センサ142から受信した情報に基づいて、導管ヒータ144の動作、および/またはチャンバヒータ136の動作を制御するように構成され得る。

20

【0042】

呼吸ガスはまた、患者インターフェース116の壁、Yピース114の壁、および患者インターフェース116を吸気導管106に接続し得る任意の他の呼吸システムのコンポーネントの壁を通して熱を失い得る。いくつかの実施形態では、患者インターフェース116、Yピース114、および患者インターフェース116を吸気導管106に接続し得る任意の他の呼吸システムのコンポーネントの1つ以上は、関連のヒータおよび/または関連のセンサ(図示せず)を含み得る。いくつかのそのような実施形態では、コントローラ130は、そのような関連のセンサから、センサの箇所を通り越して流れる呼吸ガスの特性に関する情報を受信し得る。いくつかのそのような実施形態では、コントローラ130は、そのような関連のセンサから受信した情報を使用して、関連のそれぞれのヒータの動作を制御し得る。

30

【0043】

いくつかの実施形態では、患者インターフェース116、Yピース114、および患者インターフェース116を吸気導管106に接続し得る任意の他の呼吸システムのコンポーネントの1つ以上は、関連のヒータおよび/または関連のセンサを含まなくてもよい。いくつかのそのような実施形態では、コントローラ130は、加熱されていない呼吸システムのコンポーネントを流れる呼吸ガスによって失われる熱の推定値を使用して、加湿装置104に関連付けられる他のヒータ、例えばチャンバヒータ136および/または導管ヒータ144を制御し得る。いくつかのそのような実施形態では、コントローラ130は、他の受信情報、例えば、限定されるものではないが、出口センサ110、導管センサ142、周囲センサ146、および/またはユーザインターフェース140から受信した情報に基づいて、および/またはデータ記憶装置(図示せず)から受信した情報に基づいて、

40

50

加熱されていない呼吸システムのコンポーネントに関するそのような熱損失推定値を計算し得る。本明細書で説明するセンサから受信したデータはまた、データ記憶装置に記憶され得る。

【0044】

加湿装置104は、呼吸補助システム100において使用されて、限定されるものではないが、侵襲性換気療法、非侵襲性換気療法、ハイフロー療法、および気道陽圧療法を含む複数の種類の呼吸療法のために、加熱および加湿された呼吸ガスを患者Pに送給し得る。ガス源102によって加湿装置104に提供される呼吸ガスの湿度条件は、変化し得る。例えば、呼吸補助システム100において使用されるガス源102の種類は、呼吸療法の種類、呼吸システムの構成、使用場所（自宅または病院）、または異なるガス供給装置の利用可能性に依存し得る。異なる供給装置からのガスは、温度および湿度を含め、異なる特性を有し得る。周囲空気の湿度は、圧縮ガスタンクまたはボトルから得られるガスよりも高い。いくつかの実施形態では、供給ガスの特性に関わらず、患者が快適なケアを受けるようにするために、制御システム220（下記で説明する）を使用して呼吸補助システム100の動作パラメータを調整することが、好都合とし得る。制御システムは、供給ガスが乾燥ガスであるかまたは周囲ガスであるかの推測に基づいて、動作パラメータを自動的に、または半自動的に調整することができる。動作パラメータは、上述の加熱要素に対応する温度設定値を含み得る。下記で、呼吸補助システム100の異なる構成のいくつかを説明する。

【0045】

ガス源102の構成は、呼吸補助システム100によって使用される供給ガスの種類に対応し得る。従って、供給ガスの特性（乾燥ガスまたは周囲空気など）を推測するために、図2に示す制御システム220は、呼吸補助システム100において使用されるガス源102の種類を判断できる。ガス源102の種類の例は、室内空気取り込み型ガス源または非取り込み型ガス源のいずれかを含む。空気取り込み型ガス源は、タービン型ベンチレータ、送風器、または任意の他の形態のガス推進装置を含む。非空気取り込み型ベンチレータは、加圧タンクまたはポンプなどの壁面ガス源（wall gases source）、またはガスボトルなどの携帯型ガス源からガスを受け取る。非取り込み型ベンチレータは、弁、または加湿器チャンバ104へのガスの送給を制御する他の好適なコンポーネントを含み得る。いくつかの実施形態では、本明細書で説明するプロセスは、供給圧力とは無関係である。いくつかの実施形態では、ガス源102は、室内取り込み型ベンチレータ、例えばタービン型ベンチレータまたは送風器を含む。そのような実施形態では、ガス源102は、一般的に、周囲ガス供給を取り込むインペラーを含む。ある実施形態では、タービン型ベンチレータと送風器の差は、タービン型ベンチレータが、吸気ガス流をパルス状にし、それゆえ圧力フィードバックを必要とし得ることである。対照的に、送風器は、圧力フィードバックを全く必要とせずに、連続的な吸気ガス流を提供し得る。ガス源102が送風器を含むとき、パルス化、圧力フィードバック、および呼気ポートはなくてもよい。このセットアップは、ハイフロー療法または非侵襲性療法において使用され得る。従って、制御システム220は、ガス源102の種類を判断するために、圧力フィードバックの欠如を使用し得るまたはパルス化を使用しないとし得る。

【0046】

上述の通り、制御システム220は、呼吸補助システム100に含まれるまたは含まれないコンポーネントに基づいて、セットアップを特定し得る。例えば、室内空気取り込み型ベンチレータは、単一リム換気において使用されることが多い。単一リム換気では、呼気導管がなく、および加湿システムは、単一の吸気リム/導管を含む。患者は、吸気リムを経由して呼吸ガスを受け取る。非侵襲性換気療法では、呼気ポートは、呼気ガスの換気を可能にし得る。ハイフロー療法では、呼気ポートが必要とされない。その代わりに、患者は、図1に示すような二重リム換気システムを使用して治療され得るかまたは供給され得る。二重リムベンチレータは、吸入リムまたは回路または導管、および呼気リムまたは導管または回路を含む。二重リム換気の例を図1に示す。二重リム換気は、挿管された患

10

20

30

40

50

者で使用されて、侵襲性療法を提供し得る。単一リム配置構成は、例えばマスクまたは鼻カニューレまたは他の好適な非侵襲性患者インターフェースによるガスの送給などの非侵襲性療法に使用され得る。

【 0 0 4 7 】

侵襲性療法および非侵襲性療法の双方とも、室内空気取り込み型ベンチレータ、または壁面源 (wall source) などの非取り込み型ベンチレータを使用して供給され得る。非侵襲性療法では、システムは、二重リムまたは単一リムのいずれかを使用し得る。さらに、非侵襲性療法では、呼吸補助システム 1 0 0 は、室内空気取り込み型ベンチレータ (周囲空気を取り込む) または壁面源 (非取り込み型乾燥ガス) を使用し得る。それゆえ、いくつかの実施形態では、ガス源を判断しかつ供給湿度を変更すること、従って最適な湿度送給を達成することが好都合である。ガス源を検出しないと、患者は、場合によっては最適な治療法を受けることができないかもしれない。さらなるガス源検出はまた、制御システム 2 2 0 によって使用されて、予め決められた湿度が患者に確実に送達されるようにし、かつ吸気導管 1 0 6 内の結露を減少させるようにし得る。結露は、患者の快適さを低下させ、かつ長期に存在すると、皮膚損傷を生じることがある。それゆえ、場合によっては、ガス源の検出は、湿度送達を最適にするために重要とし得る。それゆえ、本明細書で説明する制御システムは、ガス源を特定し、かつ呼吸補助システム 1 0 0 の加熱部品を適切に制御して、最適湿度が患者に確実に送達されるようにする。

10

【 0 0 4 8 】

いくつかの実施形態では、周囲空気が使用されるとき、呼吸補助システム 1 0 0 は呼気導管 1 2 0 を含まないことが可能である。ガス源 1 0 2 が、タービン型ベンチレータなどの室内空気取り込み型ベンチレータを含むとき、呼吸補助システム 1 0 0 は、患者側端部に呼気ポートを含み、呼気ガスの換気を可能にし得る。さらに、圧力フィードバックが、呼気ポート上のまたは呼気ポートに隣接する圧力ポートに取り付けられた圧力線によって、もたらされ得る。ガスは、最初は呼気ポートを介して放出されないかもしれないが、呼気時に加湿チャンバ 1 3 4 の方へ向かって戻るように移動し得る。それゆえ、そのようなガス流パターンが検出され得る場合、呼吸補助システム 1 0 0 はおそらく周囲空気を使用しているであろう。従って、上述のシステム条件は、制御システム 2 2 0 によって使用されて、呼吸補助システム 1 0 0 が周囲空気を使用しているかどうか、および任意選択的に実施される治療の種類を判断し得る。

20

30

【 0 0 4 9 】

別の実施形態では、ガス源 1 0 2 は、乾燥ガス供給装置を使用し得る。乾燥ガス供給装置を使用するとき、ガス源 1 0 2 は、非取り込み型ベンチレータを含んでいそうである。さらに、呼吸補助システム 1 0 0 は、非取り込み型ベンチレータによる呼気導管 1 2 0 を含み得る。弁は、例えば、非取り込み型ベンチレータにおいて、壁面源からの吸気および呼気ガスの動きを制御し得る。それゆえ、呼気が弁によって制御されているため、患者からの呼気ガスがチューブまたは導管のチャンバ側端部に戻りそうにはない。従って、制御システム 2 2 0 は、呼気導管 1 2 0 を介して圧力フィードバックを受信し得る。このセットアップは、非侵襲性換気療法または侵襲性換気療法のいずれかに使用され得る。二重リム式システムを備える非取り込み型ベンチレータが侵襲性療法に使用されることがより一般的である。制御システム 2 2 0 は、圧力フィードバックおよび/または呼気リムを検出して、呼吸補助システム 1 0 0 が非取り込み型ベンチレータを含み、従って乾燥ガス供給装置を使用しているであろうことを判断し得る。

40

【 0 0 5 0 】

上述の通り、ガス源 1 0 2 の種類はまた、限定されるものではないが：侵襲性換気療法、非侵襲性換気療法、およびハイフロー療法を含み得る、呼吸補助システム 1 0 0 によって実施される治療法に応じ得る。患者の年齢も要因となり得る。例えば、侵襲性換気療法を受けている成人患者では、呼吸補助システム 1 0 0 が呼気導管 1 2 0 を含み、かつ乾燥ガス供給装置を使用していそうである。非侵襲性換気療法を受けている成人患者では、呼吸補助システム 1 0 0 は呼気導管 1 2 0 を含まないが、乾燥ガス供給装置または周囲空気

50

のいずれかが使用されていそうである。成人患者がハイフロー療法を受けているとき、呼吸補助システム100は呼気導管120を含んでいなさそうである。ハイフロー療法では、一般に周囲空気が使用されるが、この治療法に使用され得る高流量に起因して高出力の湿度が必要とされ得る。さらに、乾燥ガス供給装置から補給された酸素が、ハイフロー療法用の周囲空気と混合されることがあり、乾燥ガス供給装置からのガスよりも湿度が高く周囲空気よりも湿度が低い送給ガス混合物を生じる。

【0051】

幼児では、侵襲性換気療法は、乾燥ガス供給装置を必要とするかもしれない、および呼吸補助システム100は、呼気導管120を含んでいそうである。さらに、パルルC P A P（持続気道陽圧）療法を受けている幼児では、乾燥ガスと、取り込まれた周囲空気との混合物が、ガス供給物として使用され得る。さらに、ハイフロー療法を受けている幼児では、乾燥ガス供給装置が使用されていそうであり、かつ呼吸補助システム100は呼気導管120を含んでいなさそうである。治療法の各種類のための上述の予め決められたパラメータは、メモリに保存され、かつ制御システム220によって使用されて、特定の種類のガス供給物が使用される可能性を判断し得る。

【0052】

図2は、ガス源102の入力条件を検出し、かつ自動的に、または半自動的に、上述の呼吸補助システム100のコンポーネントを制御して、患者に送給されるガスの出力条件を変更するための制御システム220の実施形態を示す。ある実施形態では、制御システム220は、加湿チャンバ134から流出する被測定出力ガス条件に基づいて、ガス源102における供給ガス条件を推測する。制御システム220は、利用可能なセンサデータに基づいて、出力ガス条件を判断し得る。いくつかの実施形態では、制御システム220は、ヒータアダプタからコンポーネント検出入力202、任意選択的な湿度センサから湿度センサ入力204、温度センサから温度センサ入力206、流量センサから流量センサ入力208、およびユーザインタフェース140からユーザ入力210を受信する。センサは、呼吸補助システム100内の1箇所以上に配置され得る。例えば、湿度センサは、チャンバ入口111の近くに、または加湿チャンバ134の前のいずれかの箇所に設置され得る。いくつかの実施形態では、湿度センサは、チャンバ入口111の代わりにまたはそれに加えて、チャンバ出口112の近くにも配置され得る。温度センサはまた、チャンバ出口112の近くに、またはガスの経路に沿った任意の他の箇所に配置され得る。ある実施形態では、温度センサは、加湿チャンバ134内に設置され得る。いくつかの実施形態では、制御システム220は、流れセンサからの流量センサ入力208の代わりにまたはそれに加えて、圧力センサから流量センサ入力208を受信する。ある実施形態では、流量は、2つの温度センサから推定される。

【0053】

制御システム220は、受信した入力に基づいて、呼吸補助システム100のコンポーネントの動作を制御するように構成された出力を含む出力を生成し得る。いくつかの実施形態では、制御システムは、チャンバヒータ136などの加熱素子のうちの1つの温度設定値を変更するために、加熱要素出力230を生成し、患者に送給されるガスの出力条件を制御し得る。制御システム220はまた、上述のヒータの動作またはデューティサイクルを変更し得る。いくつかの実施形態では、制御システム220は、入力条件を判断するために、加湿装置104とガス源102とが直接通信することを必要としない。制御システム220はまた、流れ制御を変更するために流れ制御出力を生成し、かつ出力234を生成して表示し得る。

【0054】

制御システム220は、入力条件の検出および出力条件の制御用の、本明細書で説明するプログラミング命令を含み得る。図9に示すように、プログラミング命令は、コントローラ126、130のメモリ924に記憶され得る。いくつかの実施形態では、プログラミング命令は、本明細書で説明するプロセスおよび機能に対応する。制御システム220は、コントローラ126、130のハードウェアプロセッサ922によって実行され得る

10

20

30

40

50

。プログラミング命令は、C、C++、J A V A（登録商標）、または任意の他の好適なプログラミング言語で実装され得る。いくつかの実施形態では、制御システム 220 の複数の部分のいくつかまたは全ては、A S I C および F P G A などの特定用途向け回路 928 に実装され得る。

【0055】

図 2 に示すように、制御システム 220 は、呼吸補助システム 100 の複数のコンポーネントから入力を受信し得る。図 2 に示す入力 202 ~ 210 の全てが存在しなくてもよい。構成に依存して、入力 202 ~ 210 に対応するコンポーネントのいくつかは、呼吸補助システム 100 に含まれなくてもよい。例えば、湿度センサは、含まれないか、または多くの場合利用できない。入力自体の欠如が、制御システム 220 によって使用されて、システム条件を判断し得る。

10

【0056】

上述の通り、湿度センサは、チャンバ入口 111 にまたはその近くに位置決めされ得る。ある実施形態では、湿度センサはまた、チャンバ入口 111 における湿度センサに加えてまたはその代わりに、チャンバ出口 112 に加えられ得る。チャンバ出口 112 での湿度センサの追加は、設定温度の判断、または供給ガスに十分な湿度を加えるためにはどの程度追加の電力が必要とされるかの判断を単純にし得る。しかしながら、設計検討事項が、チャンバ出口 112 での湿度センサの利用を制限し得る。例えば、湿度センサは、結露の存在によって誤動作することがあり、かつまた、より高い湿度では性能が低下するかもしれない。従って、本明細書で説明する実施形態のいくつかは、好都合には、チャンバ出口 112 でのガスの湿度レベルを直接測定せずに、設定温度を判断する。湿度センサはまた、高価であり、洗浄を必要とし、および耐久性が低いとし得る。従って、いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、湿度の代わりとして温度を使用し得る。

20

【0057】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、入力信号 202 から、呼吸補助システム 100 内で接続されたコンポーネントを自動的に検出する。例えば、制御システム 220 は、呼吸補助システム 100 が呼気導管 120 を含むかどうかを自動的に特定し得る。呼吸補助システム 100 が呼気導管 120 を含むかどうかを判断するために、制御システム 220 は、ヒータ線アダプタをプローブ検査し得る。呼気導管 120 が呼吸補助システム 100 内に存在するとき、ヒータ線アダプタは、加湿装置 104 に差し込まれ得る。いくつかの実施形態では、呼気導管 120 用のヒータ線アダプタは、吸気導管 106 用のヒータ線に加えられ得る。呼気用ヒータ線によって費やされる追加的な電力は、ヒータ線が加湿装置 104 に接続されているかどうかを検出するために使用され得る。しかしながら、呼気用ヒータ線は、呼気導管 120 が存在しないときには、接続されなくてもよい。従って、制御システム 220 は、ワイヤまたは加熱要素にわたる抵抗を判断するために、ヒータ線アダプタをプローブ検査し得るかまたは取り調べ得る。プローブ検査は、ワイヤにわたっての、予め決められた電圧の送信を必要とし得る。

30

【0058】

呼気導管 120 の欠如または存在の検出に加えて、制御システム 220 はまた、導管が取り付けられるときに検出された電気抵抗の値に基づいて、呼吸補助システム 100 において使用された異なる種類のチューブまたは導管を判断し得る。制御システム 220 は、電気抵抗の検出された値と、予め決められたヒータ線抵抗値とを比較し得る。呼気用ヒータ線はまた、制御システム 220 によって使用され得る特定 ID 抵抗器を含み、呼気リムを判断し得る。例えば、患者が成人であるかまたは幼児であるかに依存して、異なるチューブが使用され得る。ある実施形態では、制御システム 220 は、導管におけるヒータ線の抵抗を判断して、接続されるチューブの種類を判断する。従って、抵抗値に基づいて、制御システム 220 は、呼吸補助システム 100 が成人または幼児のどちらの患者に接続されているかを特定し得る。さらに、抵抗値が検出されない場合、制御システム 220 は、呼気導管 120 が接続されていない、または呼気導管 120 が水トラップ (water trap) を含むと推論し得る。場合によっては、電流検出がないことも、接続のエラー

40

50

の結果とし得る。制御システム 220 は、検出された抵抗値および対応する判断をメモリ 924 に記憶し得る。

【0059】

上述の通り、呼吸補助システム 100 は複数のセンサを含み得る。いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、これらのセンサからのデータを処理して、入力条件を判断し得る。例えば、制御システム 220 は、湿度センサ入力 204、温度センサ入力 206、および流量センサ入力 208 を処理し得る。制御システム 220 はまた、流量センサ入力 208 の代わりにまたはそれに加えて、圧力センサ入力を処理し得る。

【0060】

いくつかの実施形態では、ガス源 102 は湿度センサを含んで、供給ガスの相対湿度を測定し得る。制御システム 220 は、湿度センサからの入力を受信し、かつ測定された湿度に依存して、設定温度などのシステムパラメータを変更し得る。

10

【0061】

制御システム 220 はまた、上述の温度センサからの温度測定値を受信し得る。周囲空気は、乾燥ガスとは異なる温度を有し、かつ一般的に、乾燥ガスよりも温かい傾向を有し得る。温度は、チャンバ入口 111 において、または加湿装置 104 に入る前のガスの温度の指標となる任意の位置において、測定され得る。制御システム 220 は、温度読取値 206 を受信し、かつ一部には、ガス源を判断するために、測定値を使用する。いくつかの実施形態では、ガス源 102 のいくつかの種類は、患者に送給される前にガスを温め得るため、温度読取値 206 は、ガス源の判断には有用ではないかもしれない。さらに、周囲温度条件も変わり得る。従って、周囲温度はまた、制御システム 220 によって測定および使用されて、温度読取値が正しいか否かを証明し得る。さらに、制御システム 220 は、呼吸補助システム 100 内の様々な個所に設置された温度センサからの内部温度読取値を比較して、供給ガスの湿度条件を判断し得る。

20

【0062】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、特定の測定値に対応する信頼水準に基づいて、測定値に重みを割り当て得る。重みは、予め決められ得る。制御システム 220 はまた、独立した源（2つの異なるセンサなど）からの測定値を比較して、不一致を判断し得る。例えば、制御システム 220 は、患者側端部、チャンバ出口 112、およびチャンバ入口 111 の近くに設置された温度センサからの温度測定値を比較し得る。これらのセンサ間で検出された温度の差を使用して、供給ガスを特定し得る。

30

【0063】

制御システム 220 はまた、再呼吸を検出し、およびこの検出に基づいて、治療法およびガス源の種類を判断し得る。場合によっては、患者からの呼気ガスは、吸気導管 106 を通って戻るように流れ得る。呼気流は、チャンバ入口 111 に限りなく近くに到達し得る。チャンバ入口 111 に限りなく近くに到達する呼気のこの流れパターンは、単一リムのシステムにおいてより一般的とし得る。それゆえ、制御システム 220 は、呼気ガスまたは再呼吸の検出を使用して、ガス源の種類を判断し得る。室内空気取り込み型ベンチレータは、おそらく単一リムのシステムにおいて使用される。それゆえ、ガス源を特定した状態で、制御システム 220 はまた、特定の構成を判断し得る。例えば、制御システム 220 は、1つ以上の入口センサからのパラメータを測定し得る。制御システム 220 は、チャンバ入口 111 にある温度センサから温度変化を判断し得る。再呼吸されたガスが導管 106 を通って、およびチャンバを通してチャンバ入口 111 へ戻るように移動するとき、制御システム 220 は、ガス源の温度よりも高い温度のガスを検出し得る。ある実施形態では、制御システム 220 は、閾値時間での閾値を上回る温度の急上昇を検出する。この検出に基づいて、制御システム 220 は、チャンバ入口 111 にまたはその近くに到達する呼気流があることを判断し得る。再呼吸の検出の例は、下記でより詳細に説明される。

40

【0064】

制御システム 220 はまた、呼吸補助システム 100 内に設置された 1つ以上の流量セ

50

ンサからの流量測定値を分析し得る。流量測定値に基づいて、制御システム 220 は、ガスの流れの方向を検出し得る。下記でより詳細に説明されるような呼気流の検出は、制御システム 220 によって、呼吸補助システム 100 が呼気導管 120 を含むかまたは含まないかなどのシステム条件を判断するために使用され得るか、またはガス源の種類を判断するために使用され得る。

【0065】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、異なる種類のセンサからの測定値を組み合わせ得る。例えば、制御システム 220 は、流量センサ、湿度センサ、および温度センサのうちのいずれかの 1 つ以上の組み合わせを監視して、供給ガスの特性を判断し得る。流量センサは、高速応答し、および流れの方向の指標を提供し得る。湿度センサは、加湿チャンバ 134 の前のどこにでも置くことができ、および制御システム 220 によって使用されて、出力を微調整できるか、または例えば湿度レベルが一定の閾値を通過する場合、スイッチとして作用し得る。ICU（集中治療室）などの気候調整室（climate controlled room）では、相対湿度レベルは、約 21 で約 50% とし得る。これは、晴れた日または雨の日に依存して、約 8 mg/L ~ 16 mg/L の絶対湿度に対応し得る。対照的に、ガスの圧縮供給または壁面源の湿度は、遥かに低いとし得る。従って、ある実施形態では、制御システム 220 は、2 つのガスを識別するために、8 mg/L 以上の閾値を設定し得る。閾値はまた、システム構成に依存して、4 mg/L 以上または 1 mg/L 以上とし得る。

【0066】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、入力ガスの湿度を自動的に判断し、かつ加湿装置 104 の設定値を変更し得る。上述の通り、取り込まれた室内空気の湿度は、乾燥ガスよりも高いとし得る。従って、取り込まれた空気、またはいずれかのより高い湿度の空気が呼吸補助システム 100 において使用されるとき、制御システム 220 は設定値を低下させる必要があるかもしれない。周囲空気は既に湿度を含んでおり、およびより低い設定値で飽和を達成しそうである。例えば、ICU 環境では、温度および相対湿度条件は、それぞれ約 21 および 50% である。しかし、相対湿度レベルは、地理によって変化し得る。シンガポールの雨の日には 90% もの高さになり得る。対照的に、乾燥ガス供給装置では、制御システム 220 は、設定値を維持して、蒸発面の表面積によって課される限界を前提として、ガスに可能な限り多くの湿度を加え得る。これは、より高い湿度の周囲ガスおよび/または流入ガスでは、特に好都合とし得る。明瞭にするために、設定値に対する具体的な変更を本明細書で説明したが（例えば、増加、維持、または低下）、設定値は相対的であり、および湿度を調整するために制御システム 220 によって変更され得る。

【0067】

制御システム 220 はまた、治療法の種類に基づいて、設定値を制御し得る。例えば、侵襲性換気療法では、呼吸補助システム 100 は、おそらく、例えば、非取り込み型ガス源からの乾燥ガスを含む。パブル CPAP または非侵襲性換気療法では、制御システム 220 は、乾燥ガス供給装置または周囲空気のどちらが使用されるかに依存して、設定値を調整する必要がないかもしれない。さらに、ハイフロー療法では、制御システム 220 は、供給ガスの種類に依存して、設定値を変更する必要があるし得る。いくつかの実施形態では、制御システム 220 が、異なる供給ガスに依存して設定値を調整しない場合、呼吸補助システム 100 は、効果的な治療的ケアを提供することができないかもしれない。例えば、呼吸補助システム 100 は、設定値を補償せずに、より高いレベルの凝縮物を有し得るかまたは所望の加湿レベルに満たないかもしれない。設定値は、予め決められて、メモリ 924 に記憶され得る。それゆえ、いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、検出されたガス源および治療法の種類に基づいて、設定値を変更し得る。上述の通り、設定値は相対的であり、および予め決められた値に従って増加、維持、または低下され得る。一実施形態では、設定値は、室内取り込み型ベンチレータが検出されるときには低下され、および非室内取り込み型ベンチレータが検出されるときには維持される。

【 0 0 6 8 】

いくつかの実施形態では、制御システム 2 2 0 は、呼吸パターンおよび流れの判断に基づいて、治療法を自動的に判断し得る。例えば、制御システム 2 2 0 は、非侵襲性換気療法においておそらく使用される 1 0 0 s L P M の流量を計算し得る。制御システム 2 2 0 はまた、通気孔からの漏れまたは患者での漏れ、または起こり得るバルーンかを判断し得る。非侵襲性換気療法は、おそらく、より高い漏れを有する。従って、制御システム 2 2 0 は、漏れを測定し、かつ非侵襲性換気療法が実施されているかを判断し得る。

【 0 0 6 9 】

いくつかの実施形態では、制御システム 2 2 0 は、ユーザからの入力を受信するために、ユーザインタフェース 1 4 0 上に表示するようにユーザインタフェーススクリーンを生成し得る。受信した入力は、センサ測定値とは無関係にまたはそれと組み合わせて、制御システム 2 2 0 によって使用されて、システムパラメータを判断し得る。制御システム 2 2 0 はまた、上述の通りセンサから計算されたパラメータによって、ユーザ入力を有効にし得る。ユーザ入力および計算されたパラメータに不整合がある場合、制御システム 2 2 0 は警告を生成し得る。警告は、音声警告または可視的警告またはそれらの組み合わせとし得る。制御システム 2 2 0 はまた、計算されたパラメータに基づいて、ユーザインタフェーススクリーンを動的に生成し得る。生成されたユーザインタフェーススクリーンは、ユーザインタフェーススクリーンに含まれるアクティブリンクによってユーザが選択するための、制御システム 2 2 0 によって生成された提案を含み得る。ユーザインタフェース 1 4 0 がタッチスクリーンである実施形態では、ユーザは、接触を使用してユーザインタフェーススクリーンと相互作用し得る。ユーザはまた、データ入力の他の手段によってユーザインタフェーススクリーンと相互作用し得る。それゆえ、例えば、ユーザエラーまたは自動構成誤差が減少されるかまたはなくされて、患者に害を加える可能性を防止し得る。

【 0 0 7 0 】

図 3 は、制御システム 2 2 0 によって生成されたユーザインタフェーススクリーン 3 0 0 の実施形態を示す。ユーザインタフェーススクリーン 3 0 0 は、ユーザが特定のガス源を選択するための選択肢を含み得る。例えば、ガス源タイプ A は、周囲空気取り込み型ガス源とし、およびガス源タイプ B は、非周囲空気取り込み型ガス源とし得る。選択後、制御システム 2 2 0 は、図 4 に示すように、別のユーザインタフェーススクリーン 4 0 0 を生成し得る。制御システム 2 2 0 は、ユーザ選択に基づいて、設定値を自動的に変更し得る。ユーザインタフェーススクリーン 4 0 0 は、設定温度および選択されたガス源の種類を示し得る。制御システム 2 2 0 は、さらに、図 5 に示すユーザインタフェーススクリーン 5 0 0 に示すような定常状態においてユーザ選択を検証し得る。制御システム 2 2 0 は、ユーザに、選択が、計算されたシステムパラメータと一致していないようであることを警告し得る。さらに、制御システム 2 2 0 は、ユーザに、その自動検出を拒否するかまたは確認するための選択肢を提示し得る。

【 0 0 7 1 】

図 6 は、制御システム 2 2 0 によって生成されたユーザインタフェーススクリーン 6 0 0 の実施形態を示す。この図示の実施形態では、制御システム 2 2 0 は、ガス源を自動的に特定し、かつそれをユーザインタフェーススクリーン 6 0 0 に提示し得る。ユーザが選択を受け入れる場合、制御システム 2 2 0 は、図 7 に示すユーザインタフェーススクリーン 7 0 0 を生成する。およびユーザが選択を拒否する場合、制御システム 2 2 0 は、図 8 に示すユーザインタフェーススクリーン 8 0 0 を生成し得る。ユーザインタフェーススクリーン 7 0 0 は、制御システム 2 2 0 によって自動的に生成されかつユーザによって選択された種類のガスを含む。いくつかの実施形態では、制御システム 2 2 0 は、ユーザ入力なしで、ガス源を自動的に判断する。制御システム 2 2 0 は、ユーザインタフェーススクリーン 7 0 0 に示すように、検出されるガス源を示し得るか、またはユーザインタフェーススクリーン 8 0 0 に示すように検出を隠し得る。いくつかの実施形態では、制御システム 2 2 0 は、その測定された信頼値が閾値よりも高いときには、ユーザ入力なしで、ガス源を自動的に判断し得る。例えば、計算されたパラメータの全てが特定のガス源を示す場

10

20

30

40

50

合、制御システム 220 は、ユーザ入力を必要としないとし得る。

【0072】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、ガス源が判断される前に、予め決められた設定値で開始し得る。予め決められた設定値は、異なる種類の治療法で変化し得る。セーフティモードが、ガス源のウォームアップ後であってガス源の確認前に発生し得る。

【0073】

図 10A は、ガス源を判断し、従って設定値を管理して、患者にもたらされる呼吸ガスの推定湿度条件を制御するためのプロセス 1000 の実施形態を示す。プロセス 1000 は、ブロック 1014 に示すように設定値補償が必要とされていないか、またはブロック 1016 に示すように設定値補償が必要とされているかを判断し得る。プロセス 1000 は、本明細書で説明するシステムのいずれかによって実行され得る。いくつかの実施形態では、プロセス 1000 は、ハードウェアプロセッサ 922 を使用して制御システム 220 によって実行され得る。上述の通り、制御システム 220 は、機械的な検出およびセンサ測定の組み合わせを使用し得る。制御システム 220 は、図 10A に示す順次の進路を使用して、設定値補償がブロック 1016 において必要とされているかどうかを判断することに着手し得る。ある実施形態では、設定値補償は、設定温度パラメータの変更を指す。設定温度が上昇されるかまたは低下されるかは、記憶された設定温度に依存し得る。制御システム 220 は、記憶された設定温度を調整して、所望レベルの湿度を維持し得る。

【0074】

いくつかの実施形態では、設定値補償は、好都合なことに、加湿チャンバ 134 に到達する前にガスに存在する湿度に適応され得る。上述の通り、室内空気または周囲空気取り込み型システムでは、湿度は、実質的に変化し得る。従って、場合によっては、追加的な湿度が、適応されずに追加された場合、それが結露、患者の不快感、または他の設備の誤動作の原因となり得る。それゆえ、制御システム 220 は、設定値補償を使用して、流入ガスにおける湿度レベルを変化させるように適応させ得る。ある実施形態では、制御システム 220 は、チャンバヒータ 136 に関連して供給された温度または電力を調整して、ガスに加えられる追加的な湿度の量を変更し得る。いくつかの実施形態では、制御システム 220 はまた、設定値補償が必要とされるという判断に基づいて、1つ以上の導管のチャンバヒータ設定値と組み合わせて1つまたは複数のヒータ線要素を調整し得る。設定値補償の判断は、フィードバックループに基づき得る。制御システム 220 は、温度の測定に利用可能なセンサの箇所に依存して、呼吸補助システム 100 内の1箇所以上の温度を判断し得る。制御システム 220 は、センサから、チャンバ出口 112 または患者側端部における温度を判断し得る。ある実施形態では、制御システム 220 は、それら双方の組み合わせまたは加重平均を使用し得る。

【0075】

いくつかの実施形態では、源ガス 1000 の種類を判断するプロセスは、制御システム 220 がガスの平均流量を判断して、ブロック 1002 で開始し、および順次に、プロセスステップ 1004、1006、1008、および 1010 が続いて、空気取り込み型ベンチレータが検出されるかどうかを判断する(ブロック 1012)。図 10A において説明する他のチェックを実行する前の平均流量の判断は、プロセッサ集約的な計算を回避するために、好都合とし得る。制御システム 220 は、流れセンサによって提供された生流量測定値の平均を計算することによって、平均流量を判断し得る。ある実施形態では、制御システム 220 は、他のチェックよりもプロセッサ集約的でない、迅速な初期検証のために平均流量を使用し得る。平均流量は、制御システム 220 によって使用されて、呼吸補助システム 100 を使用してもたらされる治療法の種類を判断し得る。いくつかの実施形態では、より少ない平均流量は、呼吸導管 120 の存在、および乾燥空気を使用していることを示し得る。この場合、設定値補償は必要とされないかもしれない。いくつかの実施形態では、より少ない平均流量は、新生児療法が施されていることを示す。平均流量が閾値よりも多い場合、制御システム 220 は、さらなるチェックを実施し得るか、または設定値補償が必要であることを判断し得る。いくつかの実施形態では、閾値は 10

10

20

30

40

50

s L P Mとし得る。換言すると、閾値は、流れセンサが較正された基準温度および圧力で、10 s L P Mとし得る。

【0076】

さらに、ブロック1004において、制御システム220はまた、上述の通り呼気用ヒータ線から信号特性を検出し、かつ呼吸補助システム100が呼気導管120を含むかどうかを判断し得る。信号特性は、ヒータ線から測定された電圧または抵抗に対応し得る。いくつかの実施形態では、制御システム220が、信号、または開回路におそらく対応するノイズを検出しない場合、制御システム220は、呼吸補助システム100が呼気導管120を取り付けられていなさそうであると判断し得る。いくつかの実施形態では、制御システム220は、呼気導管120の検出に基づいて、設定値補償を起動停止させ得る。呼気導管120が検出されない場合、制御システム220は、追加的なチェックを実行し得る。

10

【0077】

いくつかの実施形態では、制御システム220はまた、ブロック1006に示すように、呼吸パターンを検出し得る。いくつかの実施形態では、呼吸パターンは呼吸数に関する。呼吸数は、流れの動きまたは圧力変化の監視に基づいて、制御システム220によって計算され得る。制御システム220は、呼吸パターンを使用して治療法の種類を判断し得る。制御システム220は、測定された呼吸数と閾値を比較することによって、呼吸にパターンがあることを判断し得る。例えば、呼吸数が呼吸数の許容範囲内にあると（1分当たり6～60回の呼吸）または連続する測定間で計算された呼吸数が、呼吸数の許容範囲の20%以内である場合、制御システム220は、検出された呼吸になんらかのパターンがあると判断し得る。このパターンの検出は、呼気導管120の欠如、および設定値補償が必要とされることを示し得る。

20

【0078】

さらに、いくつかの実施形態では、制御システム220はまた、ブロック1008に示すようなバイアス流量を判断し得る。バイアス流量は、ガスの流量のDC成分を表し得る。制御システム220は、1つ以上の流れセンサによってもたらされた生流量測定値からバイアス流量を計算し得る。いくつかの実施形態では、本明細書で説明する流れセンサは、サーミスタまたは加熱フロービーズとし得る。例えば、サーミスタを特定の温度に維持するためには、どの程度の電力が必要とされるかに基づいて、制御システム220は流量を判断し得る。それゆえ、サーミスタは、温度センサおよび流れセンサの双方として使用され得る。いくつかの実施形態では、流量および温度の双方を測定するために、1つのセンサ、例えばサーミスタを使用することが好都合とし得る。例えば、チャンバ入口111において、センサに別のプローブを追加することは、法外なコストがかかることがあり、かつ複雑な回路を備える、より嵩張る、または非効率的な設計を生じ得る。必要とされる測定に依存して、制御システム220は、センサの異なる特徴を起動して、特定の箇所では流量または温度のいずれかを抽出し得る。いくつかの実施形態では、制御システム220は、バイアス流量と平均流量との間の関係を使用して、システム構成を判断し得る。図10Bに関して詳細に説明するように、バイアス流量は、少なくとも一部には自然のままの流量信号すなわち生流量信号の勾配または導関数に基づいて、制御システム220によって判断され得る。

30

40

【0079】

図10Bは、バイアス流量を判断するプロセスのブロック図を示す。上述の通り、バイアス流量は、生流量から判断され得る。従って、ブロック1030において、制御システム220は、1つ以上の流れセンサから生流量を判断し得る。流れセンサは、上述の通りチャンバ入口111および/またはチャンバ出口112にあってもよい。データは、10Hzの周波数で収集され得る。周波数は、センサの種類、およびセンサのサンプリングレートに基づいて変化し得る。いくつかの実施形態では、周波数は1Hzを上回る。さらに他の実施形態では、周波数は1Hz以下である。その後、制御システム220は、ブロック1032において、測定された流量の変化率を判断し得る。ある実施形態では、制御シ

50

システム 220 は、微分または他の数学関数を使用して、変化率を判断し得る。制御システム 220 はまた、流量の測定値から平均流量を計算し得る。平均流量は、連続的な流量の平均とし得る。平均流量はまた、限定された期間での平均とし得る。ブロック 1036 において、制御システム 220 は、測定された流れがバイアス流に対応するかどうかを判断するために、第 1 のチェックを実行し得る。制御システム 220 は、微分流量または変化率が 0 に近いかどうか、および流れが平均的な流れを下回るかどうかをチェックし得る。いくつかの実施形態では、0 に近い変化率の第 1 のチェックは、流れ信号の最大または最小を回避するためである。ある実施形態では、制御システム 220 は、流れの変化率が、単位時間当たり ± 1 s L P M の範囲内にあると判断する。いくつかの実施形態では、その範囲は、単位時間当たり 1 s L P M を上回っても、または単位時間当たり 1 s L P M を下回ってもよい。1 s L P M の値は、予め決められ、かつメモリに記憶され得る。本明細書で説明するように、値は、呼吸補助システム 100 の幾何学的形状および他のパラメータに基づいて、変化し得る。条件が満たされる場合、制御システム 220 は、ブロック 1040 において、測定された流量を記憶し得る。制御システム 220 は、記憶された値をフィルタリングし得る。フィルタは、平滑化フィルタを含み得る。バイアス流を判断するとき、制御システム 220 は、DC オフセットに近い点を分析する。

10

【0080】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、流量測定値が実質的に変化していない、または流量信号が安定していると判断し、一定の呼吸パターンを示す。この場合、バイアス流は、ガス流量と実質的に等しい。従って、本明細書で説明する数学演算が、制御システム 220 によって使用されて、バイアス流量を抽出する。

20

【0081】

場合によっては、流れ測定は、ノイズによる影響を受け得るか、または変化が早急すぎ得る。例えば、患者が過呼吸であったり、または若い患者であったりすると、制御システム 220 は、高呼吸数のために、第 1 のチェックから、測定された流れがバイアス流を表すかどうかを特定することができないかもしれない。例えば、制御システム 220 は、変化率が 0 であるとき、不首尾に終わることがある。従って、いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、流れ信号が急速に変化する信号であるため、ブロック 1038 で第 2 のチェックを実行して、ゼロ通過点に近い流れ測定値を捉え得る。制御システム 220 は、流量信号が定常であるかどうかをチェックし得る。制御システム 220 は、先の流れの変化率計算値と比較したときに、微分流量または変化率がゼロ点と交差したかどうか、および流量が現在の平均流量を下回るかどうかを判断し得る。条件が真である場合、制御システム 220 は、ブロック 1040 においてバイアス流量として流量を記憶し得、これは、それに続いて上述の通りフィルタリングされ得る。図 10A に関して下記で説明するように、フィルタリングされたバイアス流量は、制御システム 220 によって使用されて、ブロック 1008 においてバイアス流条件を判断し得る。

30

【0082】

バイアス流量は、呼気導管 120 のない室内空気取り込み型ベンチレータでは多そうである。非取り込み型ベンチレータを使用する閉ループシステムでは、バイアス流量は少なそうである。閾値を上回るバイアス流量は、呼気導管 120 の欠如を示し得る。いくつかの実施形態では、閾値は 10 s L P M である。いくつかの実施形態では、閾値は、10 s L P M を上回ることもまたは下回ることもできる。呼気導管 120 の欠如は、周囲空気の使用、および設定値補償が必要であることを示し得る。バイアス流量、流量の変化率（すなわち微分流量）、生流量、および平均流量の例示的なプロットは、図 14 に示されている。本明細書で説明する流量は、1 分当たりリットル（L P M）、1 分当たり標準リットル（s L P M）で、または電力損として測定され得る。本出願で説明される特定の流量は s L P M で言及するが、率は、他の単位に変換され得る。また、特定の値、例えば 10 s L P M の例示的な閾値は、コンポーネントの構造または幾何学的形状に従って変化し得る。

40

【0083】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、調整された平均流量を計算し、これ

50

は、実平均流量により良好に対応し得る。流れセンサによって提供される生流量測定値の調整されていない平均は、実平均流量を過小評価し得る。これは、2つの条件の結果である：1) 吸気呼吸は、呼気よりも高い周波数成分を有する。例えば、正常成人のI/E比は、1/2 ~ 1/3である。すなわち、吸気時間が1秒かかる場合、呼気時間は2倍または3倍の長さである：および2) 流れセンサは、低域フィルタとして作用し得るため、実呼吸パターンを表すには遅すぎるかもしれない。それゆえ、いくつかの実施形態では、流れセンサ(低域フィルタ)は、吸気呼吸をより多くフィルタリングし、および呼気はあまりフィルタリングしない。従って、生平均流量は、低くバイアスされ、かつ呼気にそろえられ得る。制御システム220は、流れセンサによって導入された低域フィルタリングの効果を逆にすることによって生流量を調整し、元の呼吸パターンを再構成し得る。調整された平均流量は、図11Aに示すような、再構成された呼吸パターンの平均流量である。

10

【0084】

図10Aのブロック1010に戻って説明すると、制御システム220は、下記でおよび図10Cおよび図11A、Bに関して説明するように、流量およびガス方向の監視から、流量パターンを検出し得る。制御システム220は、ベンチレータの種類を判断するために、再呼吸パターンを検出し得る。図11Bは、流れ検出を説明するための図を示す。ガスがチャンバ入口111およびチャンバ出口112に流入するおよびそこから流出するように動くため、それらは、システムの幾何学的形状または形状の影響を受ける。気体の法則の原理に基づいて、制御システム220は、流れプロファイルを検出し、かつ吸気ガスと呼気ガスとの間の変化率を判断し得る。なぜなら、入口または出口におけるセンサの位置に依存して、ガスは、1つの幾何学的寸法から、異なる幾何学的寸法へと移り得るためである。下記でより詳細に説明するように、制御システム220は、幾何学的形状の差、および流量に対する対応する変化を使用して、流れパターンを判断し得る。図示の流れパターンは、特定の形状のためのものであるが、制御システム220は、異なる幾何学的形状の加湿チャンバで動作し、かつ異なる流れパターンを検出し得る。例えば、制御システム220は、異なる幾何学的形状に関する予め決められた流れパターンを記憶し得る。

20

【0085】

ある実施形態では、単一リムシステムでは、入口および出口の流れセンサは双方とも、観察された呼気流を高めるように、オンにされる。上述の通り、いくつかの実施形態では、流れおよび温度を測定するために1つのセンサを含むことが好都合とし得る。従って、制御システム220は、必要な測定に基づいて、特定のセンサを選択的にオンにし得る。タイミングは、プロセッサリソースおよびシステムパラメータに応じ得る。流れセンサのそれぞれに対する大きさの変化は、流れの方向を判断するために使用される。これは、室内空気取り込み型ベンチレータが使用中であることを検出するために使用され得る。ひとたび室内空気取り込み型ベンチレータが検出されたら、制御システム220は設定値を調整できる。ある実施形態では、入口フロービーズまたは入口流れセンサは、測定のために、30分毎に3分オンにされる。制御システム220は、多くの周波数および時間間隔にわたって入口フロービーズの動作を管理し得る。制御システム220はまた、チャンバ入口111において、パルス状に順番にセンサを動作させ得るため、入口センサは、温度センサおよび流れセンサとして動作するようにスイッチが入れられる。いくつかの実施形態では、チャンバ入口111には、別個の温度および流れセンサがある。従って、そのような実施形態では、制御システム220は、これらを順番に動作させる必要はないかもしれない。

30

40

【0086】

図10Cは、再呼吸検出用のプロセス1050の実施形態を示す。制御システム220は、流量センサ測定値を収集し得る。ある実施形態では、センサ測定値は、10Hzの周波数で収集され得る。上述の通り、サンプリング周波数は、センサに依存して変化し得る。流れセンサ測定値は、電力損値として、例えば、mWで収集され得る。説明では、電力損によって測定された流量を具体的に指すが、制御システム220は、流量を検出するために、他の単位またはプロセスを使用してもよい。ブロック1052において、制御シス

50

テム 220 は、流れ測定値の平均値を判断するために、平均化フィルタを使用し得る。ある実施形態では、制御システム 220 は、100 サンプル時定数 IIR (無限インパルス応答) フィルタを実装し、測定値の DC 値を判断する。他のサンプル時間も使用され得る。例えば、いくつかの実施形態では、サンプル時間は、200、300、300 超、または 100 未満とし得る。制御システム 220 は、入口および出口の流れセンサの双方にフィルタを適用し、それぞれ入口および出口の平均電力損を計算し得る。入口および出口の測定部位の双方に関する電力損を表す例示的なプロットが、図 12A に示されている。ブロック 1054 において、制御システム 220 は、入口および出口の平均流量値を正規化し得る。正規化は、入口と出口の電力損プロファイルの比較を可能にする。ある実施形態では、制御システム 220 は、正規化前に、予め決められた時間待機して、平均化フィルタを安定化させる。正規化された電力損の例示的なプロットを図 12B に示す。いくつかの実施形態では、電力損測定値はまた、流量として表わされ得る。

10

【0087】

ブロック 1056 において、制御システム 220 は、時間に関する、正規化された電力損測定値の勾配、導関数、または変化率を計算し得る。正規化された電力損測定値の勾配の例示的なプロットは、図 12C に示されている。

【0088】

制御システム 220 は、ブロック 1058 において、勾配計算に基づいて患者の呼吸を検出し得る。制御システム 220 は、出口電力損の絶対勾配を判断する。過去 X 個のサンプルの最大のものが、勾配閾値を超えており、および正規化された電力損値が、正規化された電力閾値を超えている場合、制御システム 220 は、信号の部分が呼吸に対応していると判断する。制御システム 220 は、メモリに発生時刻を記憶し得る。ある実施形態では、X は、単位時間当たり 10 個のサンプルであり、勾配閾値は 0.1 であり、および正規化された電力閾値は 1.01 である。図 12D は、出口電力勾配、勾配閾値、および検出された呼吸の例示的なプロットを示す。上記の説明は、出口流れセンサに関するものであるが、制御システム 220 はまた、入口流れセンサに対する同様の分析に基づいて、呼吸を判断し得る。

20

【0089】

閾値は、フォールスポジティブの数が削減された、呼吸の発生を判断するために選択される。変化率に適用された勾配閾値 (上述の実施形態では 0.1) は、呼吸が特定の時間窓内に存在することを示し得る。この検出に基づいて、制御システム 220 は、特定の窓内の正規化された電力損が、正規化された電力閾値 (上記の例では 1.01) を上回るかどうかを判断する、第 2 のチェックを実行し得る。第 2 のチェックは、ノイズに関して軽減し得、これにより、呼吸の誤検出を生じ得る。例えば、入口信号と出口信号とのクロスオーバーがあり得る。これは、この領域の誤分類につながり得るが、それはノイズの結果とし得る。ノイズを除外するために、いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、正規化された電力閾値超のみの領域を分類する。従って、上述の例示的な実施形態では、制御システム 220 は、入口または出口信号が 1.01 を上回る領域のみの呼吸を分類した。双方とも 1.01 未満である場合、信号のこの部分は、例示的な実施形態において除外される。従って、正規化された電力閾値は、システムのノイズフロアまたは DC オフセットに基づいて設定され得る。より高いデューティサイクルは、この閾値を下げそうである一方、より低いデューティサイクルは、閾値を増加させそうである。

30

【0090】

ひとたび呼吸が検出され、ノイズが除外されたら、制御システム 220 は、ブロック 1060 において、吸気相および呼気相を検出し得るかまたはそれらを区別し得る。ある実施形態では、入口信号および出口信号は、それらの間の差が相閾値を上回るかどうか判断するために、比較される。ある実施形態では、相閾値は 0.017 である。信号間の差が相閾値を上回る場合、制御システム 220 は、吸気中かまたは呼気中かを判断し得る。入口信号が相閾値だけ出口信号を上回ると、制御システム 220 は、吸気相であると判断し得る。さらに、出口信号が相閾値だけ入口信号を上回ると、制御システム 220 は、呼気

50

相であると判断し得る。本明細書で説明するように、相の持続期間または長さの関係は、再呼吸が発生しているかどうかを判断するために使用され得る。例えば、吸気相の時間の長さで割った呼気相の時間の長さが、再呼吸閾値を上回る場合、再呼吸の指標になりそうである。ある実施形態では、再呼吸閾値は0.3である。上述の通り、上述の閾値の正確な値は、システムパラメータに依存して変化し得る。例えば、異なるフィルタ、センサ、サンプリングレート、幾何学的形状が、閾値を変更し得る。閾値の機能は、フォールスポジティブの例を削減しながら、関連パラメータを抽出するためである。

【0091】

別の実施形態では、制御システム220はまた、ブロック1060において、曲線の下側の領域に基づいて、検出された呼吸が吸気または呼気に対応するかどうかを特定し得る。例えば、制御システム220は、入口および出口の流れセンサにおいて測定された電力損または流量プロファイルと比較し得る。制御システム220は、出口センサからの正規化された電力損プロファイルが、入口センサからの正規化された電力損プロファイルを上回る場合、呼吸の呼気部分でありそうなることを判断し得る。呼気ガス流は、本明細書で説明する幾何学的形状の差に基づいて、出口センサを横切って移動するとき、治療用ガスのガス流とは異なる流量を有する。ある実施形態では、制御システム220は、これを、曲線の下側の領域、または他の同様の比較分析から判断し得る。呼吸の呼気部分ではなさそうであることを判断する場合、制御システム220は、その部分を、呼吸の吸気部分に割り当て得る。従って、制御システム220は、加湿システムの2つの異なる部分での流れセンサ測定値から、呼吸、および呼吸の吸気部分および呼気部分を判断し得る。

【0092】

いくつかの実施形態では、制御システム220は、ブロック1062において、呼吸の検出に基づいて、任意選択的に呼吸または呼吸数を判断し得る。吸気および呼気の比較および検出の例示的なプロットを、図12Eに示す。ある実施形態では、呼吸数は、呼吸検出の周期性に関する。呼吸数は、制御システム220によって、図10Aのブロック1006に関して説明したように、呼吸パターンを判断するために使用され得る。呼気ガス流の呼吸数は、チャンバの機械的な構成に起因して、異なる。チャンバの入口および出口の速度は、吸気流と比較すると、呼気流の最中、異なる。制御システム220は、これらの予め決められた差を使用して、呼吸数から機械的な構成を判断し得る。いくつかの実施形態では、制御システム220はまた、呼吸数を出力し得る。

【0093】

いくつかの実施形態では、ブロック1064における再呼吸の検出は、二重ピークを特定することによって判断され得る。制御システム220が、流れパターンが再呼吸に起因して二重ピークを含むと判断する場合、ガス源102は室内空気取り込み型ベンチレータとし得る可能性がある。例えば、図11Aでは、閾値の流れは約13s LPMである。室内空気取り込み型ベンチレータであるガス源102は、さらに、周囲空気の使用を示し、従って、制御システム220は、設定値補償が必要であると判断し得る。設定値補償が必要である場合、設定値は、制御システム220によって変更され得る。

【0094】

図13A~13Dは、2つの異なる種類の換気システムの入口流れセンサおよび出口流れセンサからの電力損プロファイルを示す：図13Aおよび図13B（非取り込み型）対図13Cおよび図13D（取り込み型）。いくつかの実施形態では、制御システム220は、電力損プロファイルにおけるパターンを検出して、再呼吸を判断し得る。例えば、電力損プロファイルに基づいて、制御システム220は、室内取り込み型ベンチレータまたは非室内取り込み型ベンチレータのどちらが使用されているかを判断し得る。図13Aおよび図13Bから分かるように、出口電力損プロファイルには識別可能な二重ピークはない。比較して、図13Cおよび図13Dは二重ピーク1302を明白に示している。二重ピークの存在は、制御システム220によって、室内取り込み型空気が換気システムにおいて使用されているかどうかを判断するために、使用され得る。

【0095】

いくつかの実施形態では、電力損プロファイルを比較する代わりに、制御システム 220 は、ブロック 1064 において、入口電力損曲線および出口電力損曲線を相互相関 (cross correlate) させて、再呼吸を検出し得る。例えば、制御システム 220 は、ブロック 1052 および 1054 に関して上述した通り、平均化フィルタおよび正規化を実行し得る。その後、ステップ 1056 ~ 1062 を実行する代わりに、制御システム 220 は、下記で説明するように再呼吸を検出し得る。図 13A および図 13B を参照して説明すると、入口電力曲線および出口電力曲線は、実質的に整列されている。ピークは整列している。なぜなら、ガスは、二重リムシステムであるために、一方向にのみ、すなわち、患者に向かって進むためである。概して、二重リム配置構成には、非室内取り込み型通気口が関連付けられている。図 13C および図 13D は、室内取り込み型通気口 (一般的に単一リムに関連付けられる) の散逸曲線を示している。出口のピークは、入口のピークと整列していない。これは再呼吸のためであり、呼気流は、出口 112 に近いセンサにおいて検出される。制御システム 220 は、時間をかけたいくつかのサンプルのスナップショットを記憶し得る。制御システム 220 は、例えば図 13A および図 13B に示すいくつかのサンプルにわたって、移動窓を使用して、相互相関関数を比較または使用し得る。いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、相互相関に単一の期間を選択し得る。この比較または相互相関に基づいて、制御システム 220 は、再呼吸を検出し得る。制御システム 220 は、上述の再呼吸の検出の複数の方法の 1 つ以上を、個別にまたは組み合わせて、使用し得る。

【0096】

図 10A に戻って説明すると、再呼吸が検出される場合、制御システム 220 は、ブロック 1016 に示すように、室内空気取り込み型ベンチレータがブロック 1012 において検出されること、従って、設定値補償が必要とされ得ると判断し得る。

【0097】

いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、図 10A に示す再呼吸または他のステップを判断する必要はなく、およびその代わりに、チャンバ入口 111 における温度測定値に基づいて、ガス源の種類を判断する。従って、以下のプロセスは、図 10A に関して説明したプロセス 1000 の態様と併用され得るか、または別々に使用されて、室内取り込み型ベンチレータまたは非室内取り込み型ベンチレータを区別し得る。例えば、制御システム 220 は、病院内の周囲空気に関し、予め決められた温度を記憶し得る。ある実施形態では、予め決められた温度は 22 である。制御システム 220 はまた、周囲温度に関する入力を受信し得る。チャンバ入口 111 の温度センサが、予め決められた温度に近くなるような流入ガスの温度を測定する場合、制御システム 220 は、これは、ベンチレータが空気を取り込んでおり、設定値補償を必要とし得ることの合理的な指標であると判断し得る。壁面ガス (wall gases) は、一般的に、温度が遥かに低く、一般に 15 を下回る。制御システム 220 は、チャンバ入口 111 における温度センサが、15 度を下回る供給ガス温度を検出するかどうかを判断し、およびそれを、非室内取り込み型空気でありかつ設定値補償が必要ないことの指標として、使用し得る。別の実施形態では、制御システム 220 は、チャンバ入口 111 におけるガスの温度が周囲温度を上回るかまたは下回るかを判断し得る。上回る場合、制御システム 220 は、室内空気取り込み型ベンチレータの結果であり、および下回る場合、非取り込み型ベンチレータでありそうであると、判断し得る。壁面ガスは、一般に、湿度の取り込みが最小限で、実質的に乾燥している。いくつかの実施形態では、制御システム 220 は、本明細書で説明する他のプロセスの代わりにまたはそれに加えて、入口 111 の気温を測定する上記のプロセスを使用し、ベンチレータが室内空気取り込み型ベンチレータであるかまたは非取り込み型ベンチレータであるかのより正確な指標を提供し得る。

【0098】

設定値は、加熱板温度に適用され得る。いくつかの実施形態では、設定値は、チャンバ出口 112 におけるまたは導管内のまたは患者インターフェース 116 に近いガスの温度に適用され得る。設定値はまた、吸気導管 106 または呼気導管 120 内のヒータ線にも

10

20

30

40

50

たらされる電流に適用され得る。図10は、複数の方法ステップおよび測定について説明している。しかしながら、プロセス1000は、図示のステップに限定されない。本明細書で説明する他の測定はまた、呼吸補助システム100の判断動作に含まれ得る。さらに、図示のステップのいくつかは、任意選択的としてもよいし、またはコンポーネントの特定の構成に基づいて、含まれなくてもよい。例えば、呼吸補助システム100が、ハイフロー療法を提供できない場合、判断論理のいくつかは、省略され得る。さらに、高流量能力の欠如それ自体が、システム条件を判断するために、制御システム220によって使用され得る。

【0099】

制御システム220には、制御システム220に結合されたベンチレータの種類を判断するための複数の手法がある。いくつかの実施形態では、制御システム220は、特に図10A~10Cに関する上述のステップの優先順位を決め、および追加的なリソースをほとんど使用しないか、または追加的なリソースのないステップを選択する。リソースは、処理能力、コスト、または他の材料または設計リソースを含み得る。制御システム220はまた、追加的な測定を必要とせず、システム条件を特定する可能性が高いステップの優先順位を決め得る。いくつかの実施形態では、システム条件が明らかでないか、または測定に関連付けられる信頼度が低い場合、制御システム220は、追加的なステップを実行して、十分な信頼度でシステム条件を特定し得る。図10Dは、室内空気取り込み型または非取り込み型ベンチレータのどちらが制御システム220と結合されているかを判断するためのプロセスの別の実施形態を示す。点線に対して示すように、上述の通り図10Aに対応する図10Dに示すステップは、制御システム220によって、異なる組み合わせで、順序がバラバラで、選択的に実行され得る。従って、図10Dに示すステップは、任意の組み合わせで使用され得るか、または制御システム220によって「または」論理演算子として動作され得る。いくつかの実施形態では、制御システム220は、図10Dに示す単一のブロックを選択して、室内空気取り込み型または非取り込み型ベンチレータのどちらが制御システム220に結合されているかを判断し得る。それぞれのブロックに対する方法について、図10Aを参照して上記で説明している。

【0100】

文脈上明白に他の意味に解すべき場合を除き、説明および特許請求の範囲を通して、語「含む(comprise)」、「含む(comprising)」などは、排他的または徹底的であるのとは対照的に包括的である、すなわち、「限定されるものではないが、~を含む」という意味であるとみなされる。

【0101】

本明細書におけるいずれかの従来技術への言及は、従来技術が、世界中のいずれかの国での努力分野における共通の一般知識の一部を形成することの承認または何らかの形態の提案ではなく、およびそのように取られるべきではない。

【0102】

開示の装置およびシステムはまた、本出願の説明で、個別にまたはまとめて言及されるまたは示される部分、要素および特徴が、前記部分、要素または特徴のうち2つ以上のいずれかまたは全ての組み合わせであると、広範に言われ得る。

【0103】

上記の説明において、完全体またはその公知の等価物を有するコンポーネントに言及する場合、それらの完全体は、個別に説明されるかのように、本明細書に組み込まれる。

【0104】

実施形態に依存して、本明細書で説明するアルゴリズム、方法、またはプロセスのいずれかのいくつかのいくつかの行為、事象、または機能は、異なる順序で実行され得、追加、統合、または完全に省略され得る(例えば、説明する全ての行為または事象が、アルゴリズムの実行に必要なわけではない)。さらに、いくつかの実施形態では、行為または事象は、連続的ではなく、例えば、マルチスレッド処理、割り込み処理、または複数のプロセッサまたはプロセッサコアによって、または他の並行アーキテクチャーで、同時に実行され得る。

【 0 1 0 5 】

本明細書で説明する現在の好ましい実施形態に対する様々な変更および修正は、当業者に明らかであることに留意されたい。そのような変更および修正は、開示の装置およびシステムの趣旨および範囲から逸脱せずに、およびそれに付随する利点を減少させることなく、なされ得る。例えば、様々なコンポーネントは、所望の通り、再配置され得る。それゆえ、そのような変更および修正は、開示の装置およびシステムの範囲内に含まれるものとする。さらに、特徴、態様および利点の全てが、必ずしも、開示の装置およびシステムの実施に必要なわけではない。従って、開示の装置およびシステムの範囲は、下記の特許請求によってのみ定義されるものとする。

【 0 1 0 6 】

好ましい特徴

1. ガス源から吸気導管および加湿チャンパを通して、患者インターフェースを経由して、加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムであって、呼吸ガス流を加熱および加湿するように構成されたチャンパヒータと、呼吸ガスの1つ以上の特性を判断し、および呼吸ガスの判断された特性に基づいて、ガス源の種類を判断するように構成された1つ以上のハードウェアプロセッサを含む、コントローラとを含む、呼吸補助システム。

【 0 1 0 7 】

2. さらに、ガス源から受け取った呼吸ガス流を送給するように構成された患者インターフェースを含む、条項1に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 0 8 】

3. さらに、患者インターフェースおよびガス源と流体連通するように構成された吸気導管を含む、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 0 9 】

4. さらに、チャンパ入口、チャンパ出口、およびチャンパ入口とチャンパ出口との間のガス流路を含む、加湿チャンパを含み、チャンパ入口は、ガス源と流体連通するように構成され、およびチャンパ出口は、吸気導管と流体連通するように構成され、加湿チャンパは、ある量の液体を保持するように構成されている、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 0 】

5. コントローラは、さらに、判断されたガス源の種類に基づいて、チャンパヒータに関連付けられた設定温度を制御するように構成されている、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 1 】

6. コントローラは、さらに、ユーザに通信するために、判断されたガス源の種類に対応するインジケータを生成するように構成されている、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 2 】

7. 設定温度の前記制御が、ハードウェアメモリにおいて、設定温度の表示を修正することを含む、条項5、または条項5に従属するときには条項6に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 3 】

8. コントローラは、さらに、ガス源の種類が空気取り込み型ガス源であるとの判断に基づいて、設定温度を下げるように構成されている、条項5、または条項5に従属するときには条項6または7に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 4 】

9. コントローラは、さらに、ガス源の種類が空気取り込み型ガス源であるとの判断に基づいて、設定温度を上げるように構成されている、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 5 】

10 . コントローラは、さらに、ユーザに通信するために、設定温度に対応するインジケータを生成するように構成されている、条項 5、または条項 5 に従属するときには条項 6 ~ 9 のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 6 】

11 . 呼吸ガスの特性が：平均流量、呼吸パターン、バイアス流量、逆流検出、再呼吸検出のうち少なくとも 1 つを含む、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 7 】

12 . ガス源の種類の前記判断が、さらに、加湿チャンバに取り付けられたハードウェアコンポーネントを検出することを含む、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。 10

【 0 1 1 8 】

13 . ハードウェアコンポーネントが呼気回路または呼気導管である、条項 1 2 に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 1 9 】

14 . 呼気回路の検出が、電圧測定値、またはインピーダンス測定値、または抵抗測定値のうち少なくとも 1 つを含む、特性信号に基づく、条項 1 3 に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 2 0 】

15 . ガス源の種類の前記判断が、さらに、呼吸ガスの判断された 1 つ以上の特性に基づいて、呼吸ガス流のふるまいを検出することを含む、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。 20

【 0 1 2 1 】

16 . ふるまいは、呼吸パターンの検出、バイアス流の検出、または再呼吸の検出を含む、条項 1 5 に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 2 2 】

17 . 呼吸パターンの検出は、流れの動きまたは圧力変化を監視すること、かつ監視した流れの動きまたは圧力変化を閾値と比較することを含む、条項 1 6 に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 2 3 】

18 . バイアス流の検出は、流れセンサからの生流れ測定値を測定すること、および生流れ測定値をバイアス閾値と比較することを含む、条項 1 6 または 1 7 に記載の呼吸補助システム。 30

【 0 1 2 4 】

19 . ガス源の種類の前記判断は、バイアス流量を平均流量と比較することを含む、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 2 5 】

20 . コントローラは、流れの変化率に基づいて、バイアス流量を判断するように構成されている、条項 1 9 に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 2 6 】

21 . コントローラは、流量測定値から流れの変化率を導き出し、平均的な流れを判断し、および第 1 のチェックを実行してバイアス流を確認することによって、バイアス流量を判断するように構成されており、第 1 のチェックは、変化率が 0 であるか、および流れが平均的な流れを下回るかを判断することを含む、条項 1 9 または 2 0 に記載の呼吸補助システム。 40

【 0 1 2 7 】

22 . 再呼吸の検出は、出口流れセンサおよび入口流れセンサにおいて検出された流れプロファイルを判断すること、および流れプロファイルを予め決められた流れプロファイルと比較することを含む、条項 1 6 ~ 2 1 のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 2 8 】

23. 再呼吸の検出は、入口流れセンサにおいて第1の流れプロファイルを、および出口流れセンサにおいて第2の流れプロファイルを抽出すること、および第1の流れプロファイルを第2の流れプロファイルと比較することを含む、条項16～21のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【0129】

24. 再呼吸の検出は、吸気相および呼気相を検出すること、および呼気相の長さを吸気相の長さと比較することを含む、条項16～21のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【0130】

25. 再呼吸の検出は、吸気相の呼吸パターンを呼気相の呼吸パターンと関連させることを含む、条項16～21のいずれかに記載の呼吸補助システム。

10

【0131】

26. さらに、入口温度センサを含み、呼吸ガスの1つ以上の特性は、入口温度センサからの温度測定値を含み、およびコントローラは、入口センサからの温度測定値と1つ以上の閾値との比較に基づいて、ガス源の種類を判断するように構成されている、上述の条項のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【0132】

27. 閾値を下回る入口温度は、非空気取り込み型ベンチレータを意味し、および閾値を上回る入口ガス温度は、空気取り込み型ベンチレータを意味する、条項26に記載の呼吸補助システム。

20

【0133】

28. 1つ以上のハードウェアプロセッサおよびメモリを含むコントローラと、チャンバヒータと

を含む、呼吸補助システムであって、

コントローラは：

再呼吸流パターンを検出し、

再呼吸流パターンの検出に基づいて、ガス源または動作条件を判断し、および

チャンバヒータに対応するガス源の判断に基づいて、動作パラメータを制御する

ように構成されている、呼吸補助システム。

【0134】

29. 再呼吸流パターンの検出が、さらに、入口センサからの測定値と出口センサからの測定値を関連させることを含む、条項28に記載の呼吸補助システム。

30

【0135】

30. 入口センサおよび出口センサは、流れパターンまたは流れ信号を検出するように構成された1つ以上の流れセンサを含み、および再呼吸流パターンの検出は、流れパターンまたは流れ信号を関連させることを含む、条項29に記載の呼吸補助システム。

【0136】

31. 動作パラメータは、チャンバ出口温度設定値である、条項28～30のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【0137】

32. 流れパターンまたは流れ信号は1つ以上の電力損値を含み、および1つ以上の流れセンサは加熱ビーズ流れセンサを含む、条項30または31に記載の呼吸補助システム。

40

【0138】

33. ガス源は、空気取り込み型ベンチレータまたは非空気取り込み型ベンチレータを含む、条項28～32のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【0139】

34. 呼吸補助システムに結合された1つ以上のハードウェアプロセッサを含むコントローラであって、コントローラは、呼吸補助システムの構成を自動的に判断するように構成されており、コントローラは、

50

ハードウェアメモリ、
 ユーザからの入力を受信するように構成されたユーザインタフェース、および
 呼吸補助システムの複数のハードウェアコンポーネントに結合された1つ以上のハード
 ウェアプロセッサ
 を含み、

1つ以上のハードウェアプロセッサは、受信ユーザ入力を検出し、かつ少なくとも1つ
 のセンサまたはハードウェアコンポーネントからの1つ以上のセンサ入力に基づいて、シ
 ステムの操作上の構成が受信ユーザ入力に適合することを自動的に確認するように構成さ
 れている、コントローラ。

【0140】

35. 1つ以上のハードウェアプロセッサは、ユーザから受信した入力に基づかない
 、デフォルトモードを選択するように構成されている、条項34に記載のコントローラ。

【0141】

36. 1つ以上のハードウェアプロセッサが、操作上の構成の確認前は、セーフティ
 モードを選択するように構成されている、条項34または35に記載のコントローラ。

【0142】

37. 1つ以上のハードウェアプロセッサは、出口温度センサからの第1の温度測定
 値、および出口温度設定値に対応する第2の温度測定値に基づいて、加熱板の加熱板温度
 を制御するように構成されている、条項34～36のいずれかに記載のコントローラ。

【0143】

38. 加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムであって、
 呼吸ガス流をもたらすように構成されたガス源と、

患者に呼吸ガス流を送給するように構成された患者インターフェースと、

患者インターフェースと流体連通するように構成された吸気導管と、

ある量の液体を保持するように構成された加湿チャンバであって、加湿チャンバは、チ
 ャンバ入口、チャンバ出口、およびチャンバ入口とチャンバ出口との間のガス流路を含み
 、チャンバ入口は、ガス源と流体連通するように構成され、およびチャンバ出口は、吸気
 導管と流体連通するように構成されている、加湿チャンバと、

ある量の液体、および加湿チャンバ内のガス流路にある呼吸ガス流を加熱して、呼吸ガ
 ス流を加熱および加湿するように構成されたチャンバヒータと、

ガス源によって提供された呼吸ガス流のガス特性を判断し、

少なくとも一部には判断されたガス特性に基づいて、第1の温度を変更するかどうか
 を判断し、および

少なくとも一部には判断されたガス特性および少なくとも一部には第1の温度に基づ
 いて、チャンバヒータに提供する電力量を判断するように構成されたコントローラと
 を含む、呼吸補助システム。

【0144】

39. さらに、流量センサを含み、前記コントローラは、さらに、少なくとも一部に
 は流量センサからの測定値に基づいて、第1の温度を変更するように構成されている、条
 項38に記載の呼吸補助システム。

【0145】

40. 前記コントローラは、さらに：

呼吸導管に対応する加熱素子からの信号を検出し、および

少なくとも一部には検出信号に基づいて、第1の温度を変更する
 ように構成されている、条項38または39に記載の呼吸補助システム。

【0146】

41. コントローラは、さらに：

ディスプレイからユーザ入力を受信し、および

少なくとも一部にはユーザ入力に基づいて、第1の温度を変更する
 ように構成されている、条項38～40のいずれかに記載の呼吸補助システム。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 7 】

42. さらに、温度センサを含み、コントローラは、さらに：
温度センサからの測定値を受信し、および
少なくとも一部には温度センサからの受信測定値に基づいて、第1の温度を変更するように構成されている、条項38～41のいずれかに記載の呼吸補助システム。

【 0 1 4 8 】

43. さらに、湿度センサを含み、コントローラは、さらに：
湿度センサから測定値を受信し、および
少なくとも一部には湿度センサから受信測定値に基づいて、第1の温度を変更するように構成されている、条項38～42のいずれかに記載の呼吸補助システム。

10

【 0 1 4 9 】

44. 複数の任意選択的な構成のコンポーネントおよび設定のどれが、呼吸補助システムと一緒に使用されるかを自動的に判断するように構成された呼吸補助システムであって、システムは：

複数の任意選択的なハードウェアコンポーネントであって、各コンポーネントは、呼吸補助システムに接続可能であるように構成されている、ハードウェアコンポーネント、および

少なくとも1つのセンサまたは任意選択的なハードウェアコンポーネントアタッチメントからの1つ以上の入力に基づいて、動作特性を分析し、かつ分析に基づいて所望の操作上の構成を判断するように構成されたハードウェアプロセッサを含む、呼吸補助システム。

20

【 0 1 5 0 】

45. 複数の任意選択的な構成のコンポーネントおよび設定のどれが呼吸補助システムと一緒に使用されるかを自動的に判断するように構成された呼吸補助システムであって、システムは：

複数の任意選択的なハードウェアコンポーネントであって、各コンポーネントは、呼吸補助システムに接続可能であるように構成されている、ハードウェアコンポーネント、

ユーザからの入力を受信するように構成されたユーザインタフェース、および
受信ユーザ入力を検出し、かつ少なくとも1つのセンサまたは任意選択的なハードウェアコンポーネントアタッチメントからの1つ以上の入力に基づいて、呼吸補助システムの操作上の構成が受信ユーザ入力と適合することを自動的に確認するように構成されたハードウェアプロセッサを含む、呼吸補助システム。

30

【 0 1 5 1 】

46. 任意選択的なハードウェアコンポーネントのうちの少なくとも1つが、呼気用ヒータ線を含む、条項45に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 5 2 】

47. ハードウェアプロセッサは、呼気用ヒータ線から信号特性を検出して、呼気用ヒータ線の接続のステータスを判断するように構成されている、条項46に記載の呼吸補助システム。

40

【 0 1 5 3 】

48. 信号特性は、電圧測定値または抵抗測定値の少なくとも一方を含む、条項47に記載の呼吸補助システム。

【 0 1 5 4 】

49. 呼吸ガスのうちの1つ以上の特性を判断すること、および呼吸ガスの判断された特性に基づいて、ガス源の種類を判断することを含む、ガス源の種類を判断するための方法。

【 0 1 5 5 】

50. 方法は、条項1～48の特徴および/またはステップのいずれかを含んで、呼吸ガスの特性を判断することを含み得る、条項49に記載の方法。

50

【 0 1 5 6 】

5 1 . 加熱および加湿されたガスを患者へ送給するための呼吸補助システムであって、ガス源から受け取った呼吸ガス流を送給するように構成された患者インターフェースと、患者インターフェースおよびガス源と流体連通するように構成された吸気導管と、チャンバ入口、チャンバ出口、およびチャンバ入口とチャンバ出口との間のガス流路を含む、加湿チャンバであって、チャンバ入口は、ガス源と流体連通するように構成され、およびチャンバ出口は、吸気導管と流体連通するように構成され、加湿チャンバは、ある量の液体を保持するように構成されている、加湿チャンバと、ある量の液体、および加湿チャンバ内のガス流路にある呼吸ガス流を加熱して、呼吸ガス流を加熱および加湿するように構成されたチャンバヒータと、

10

呼吸ガスの1つ以上の特性を判断し、および

呼吸ガスの判断された特性に基づいて、ガス源の種類を判断するように構成された1つ以上のハードウェアプロセッサを含む、コントローラとを含む、呼吸補助システム。

【 0 1 5 7 】

5 2 . 条項 4 9 の方法が、条項 1 ~ 4 8 の特徴のいずれかを利用するように構成されている、条項 5 1 に記載の呼吸補助システム。

20

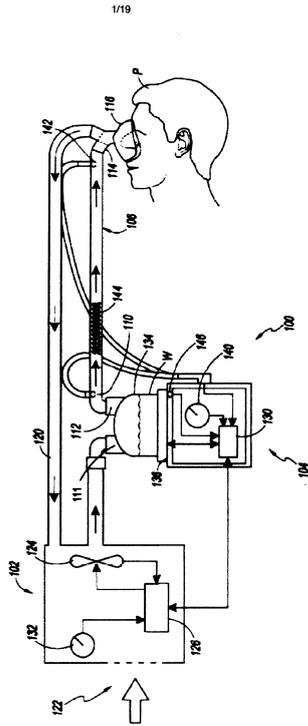
30

40

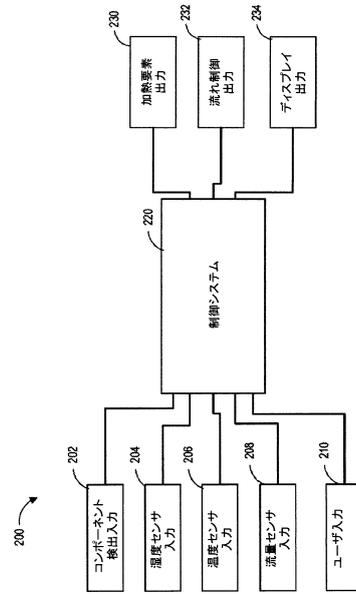
50

【図面】

【図 1】



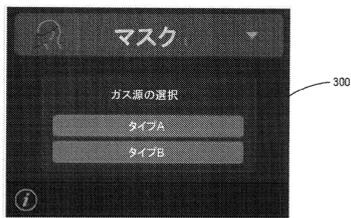
【図 2】



10

20

【図 3】



【図 4】



30

40

50

【図 5】



【図 6】



10

20

【図 7】



【図 8】

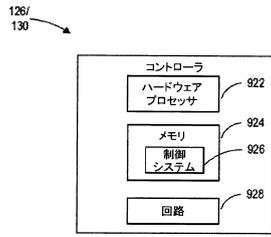


30

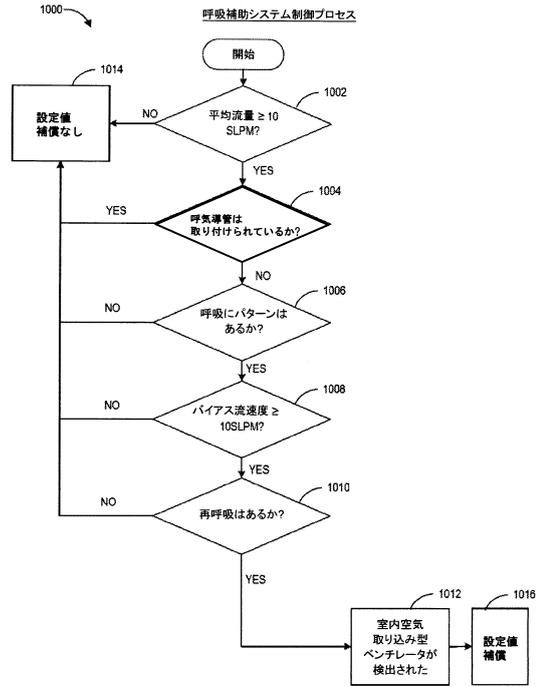
40

50

【図9】



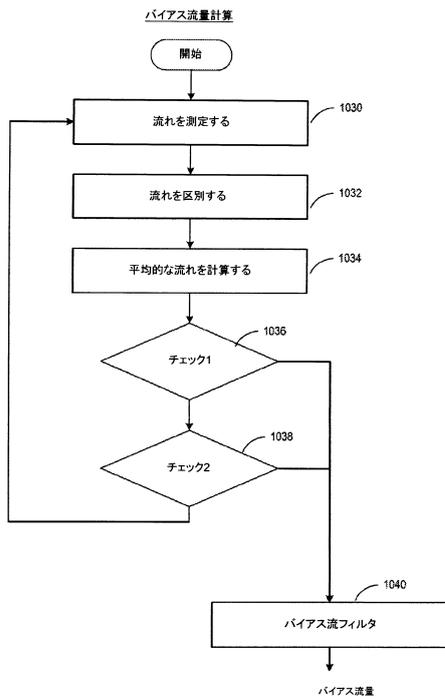
【図10A】



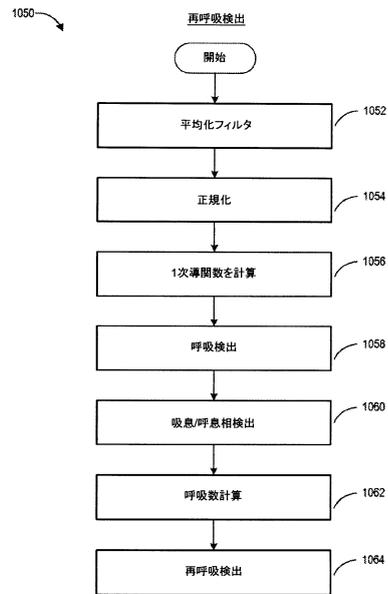
10

20

【図10B】



【図10C】

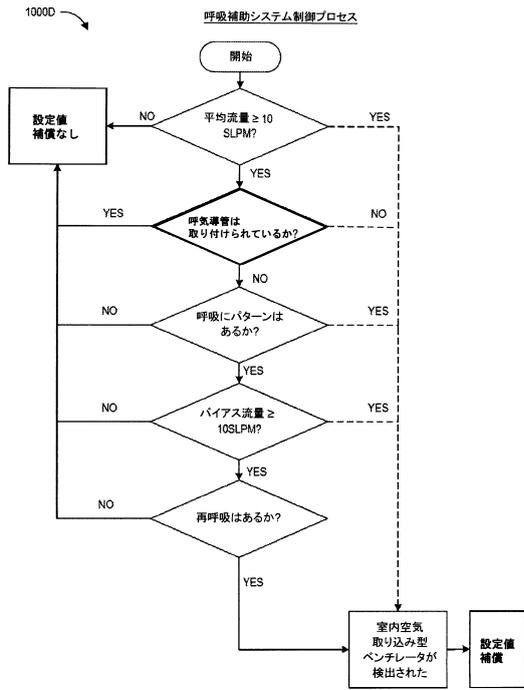


30

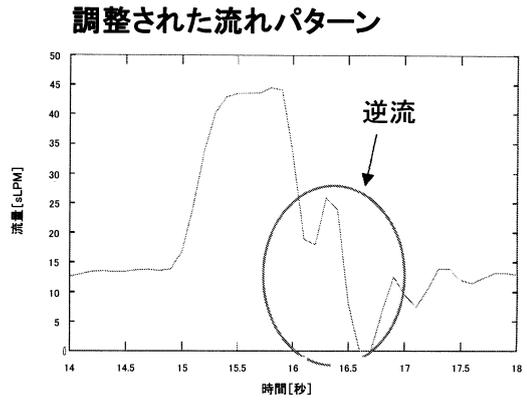
40

50

【図10D】



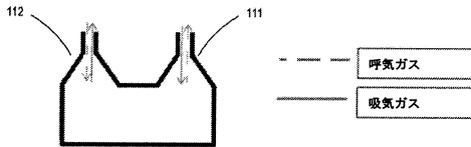
【図11A】



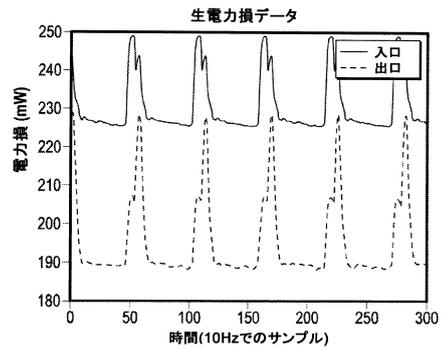
10

20

【図11B】



【図12A】

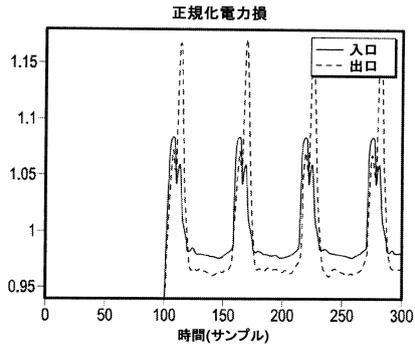


30

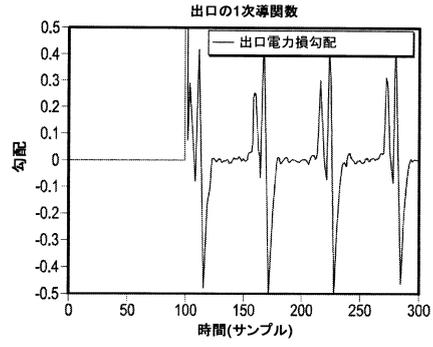
40

50

【図 1 2 B】



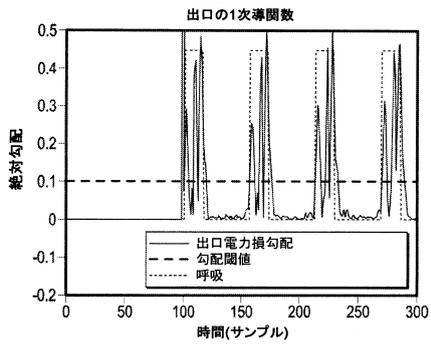
【図 1 2 C】



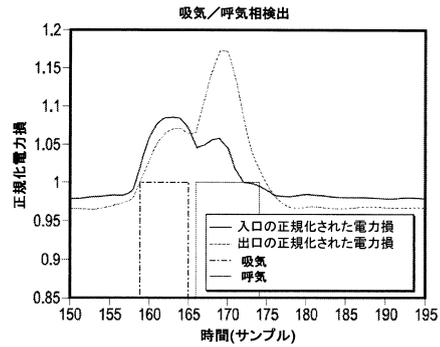
10

20

【図 1 2 D】



【図 1 2 E】

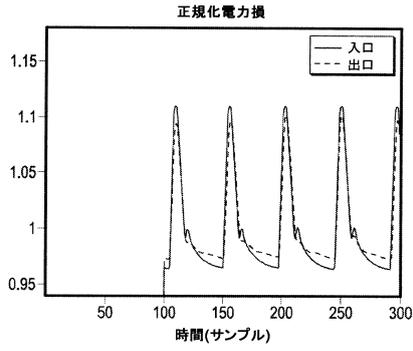


30

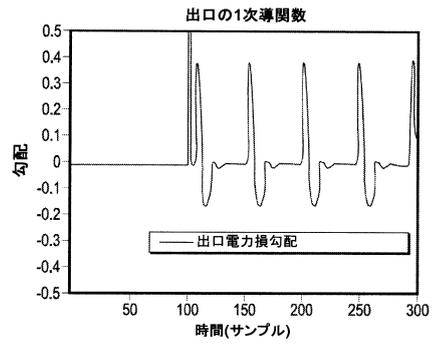
40

50

【図 1 2 F】



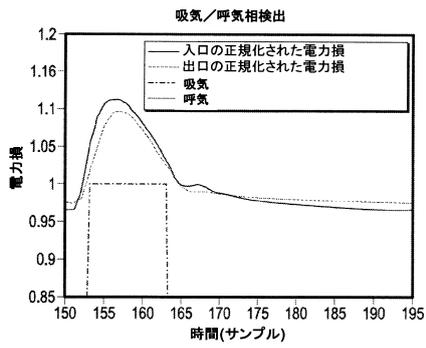
【図 1 2 G】



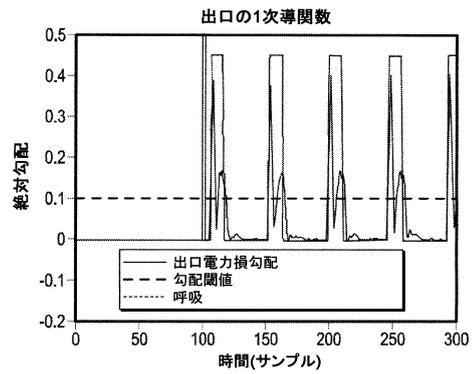
10

20

【図 1 2 H】



【図 1 2 I】

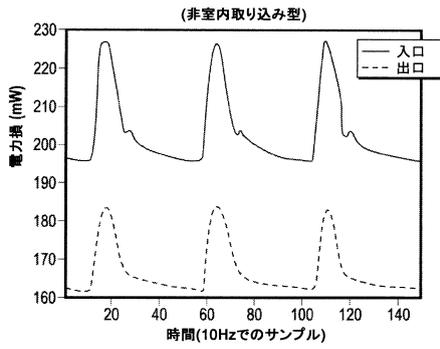


30

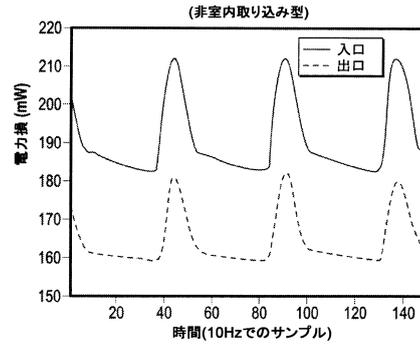
40

50

【図 1 3 A】



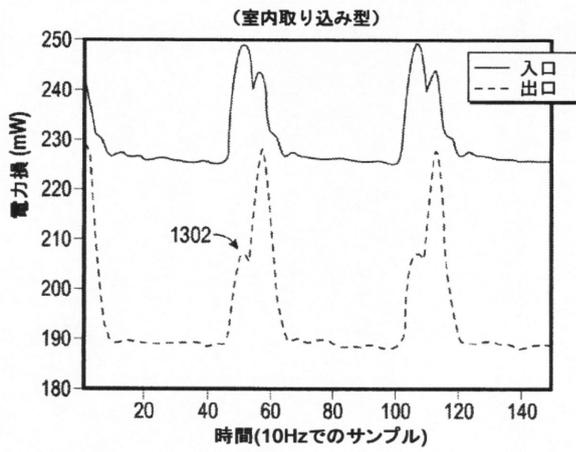
【図 1 3 B】



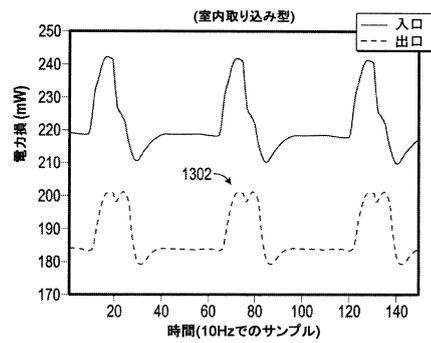
10

20

【図 1 3 C】



【図 1 3 D】



30

40

50

【 14 】

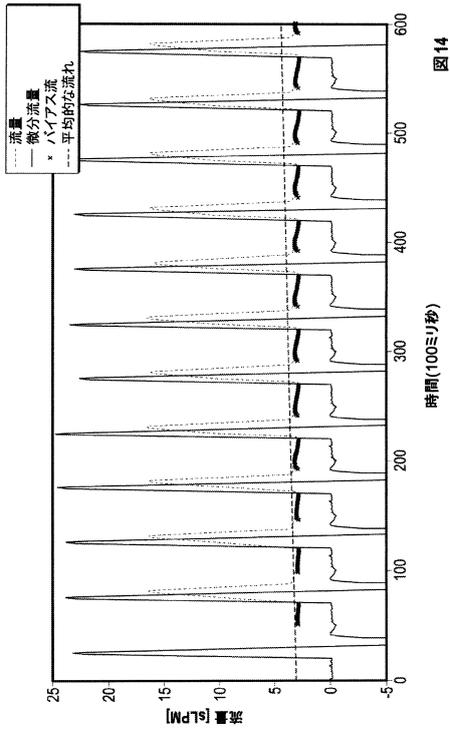


図 14

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関

米国(US)

ド内

(72)発明者 ニューランド アンソニー, ジェームス
 ニュージーランド, 2013, オークランド, イースト タマキ モーリス ペイケル プレイス
 15, フィッシャー アンド ペイケル ヘルスケア リミテッド内

(72)発明者 リウ, ポーエン
 ニュージーランド, 2013, オークランド, イースト タマキ モーリス ペイケル プレイス
 15, フィッシャー アンド ペイケル ヘルスケア リミテッド内

(72)発明者 ヴァン ワークン, ステファン レオ
 ニュージーランド, 2013, オークランド, イースト タマキ モーリス ペイケル プレイス
 15, フィッシャー アンド ペイケル ヘルスケア リミテッド内

(72)発明者 テン, イヴァン チーフアン
 ニュージーランド, 2013, オークランド, イースト タマキ モーリス ペイケル プレイス
 15, フィッシャー アンド ペイケル ヘルスケア リミテッド内

審査官 今関 雅子

(56)参考文献 特表2013-524989(JP, A)
 特表2015-533560(JP, A)
 特表2009-511218(JP, A)
 米国特許出願公開第2011/0162647(US, A1)

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