(19)日本国特許庁(JP)　(12)公表特許公報(A)　(11)特許出願公表番号
特表2021-520258
(P2021-520258A)
(43)公表日　令和3年8月19日(2021.8.19)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61M 16/00	(2006.01)	A61M	16/00	315	
		A61M	16/00	343	

審査請求 未請求　予備審査請求 有　（全 47 頁）

(21)出願番号　特願2020-554417(P2020-554417)
(86)(22)出願日　平成31年4月5日(2019.4.5)
(85)翻訳文提出日　令和2年12月7日(2020.12.7)
(86)国際出願番号　PCT/AU2019/050302
(87)国際公開番号　WO2019/191814
(87)国際公開日　令和1年10月10日(2019.10.10)
(31)優先権主張番号　2018901147
(32)優先日　平成30年4月6日(2018.4.6)
(33)優先権主張国・地域又は機関
オーストラリア(AU)

(71)出願人　500046450
レスメド・プロプライエタリー・リミテッド
オーストラリア２１５３ニュー・サウス・ウエールズ州　ベラ・ビスタ、エリザベス・マッカーサー・ドライブ１番
(74)代理人　100099623
弁理士　奥山　尚一
(74)代理人　100107319
弁理士　松島　鉄男
(74)代理人　100125380
弁理士　中村　綾子
(74)代理人　100142996
弁理士　森本　聡二

最終頁に続く

(54)【発明の名称】呼吸器疾患治療のための方法及び装置

(57)【要約】
【解決手段】方法（単数又は複数）及び装置により、濃縮ガス（例えば、適応されるトリガ生成を用いて酸素濃縮器（１００）により生成されたガス）の放出の制御が可能になる。ボーラス放出は、生成されたトリガ信号に応答し得る。トリガ信号は、トリガ閾の評価によって生成され得る。トリガ閾は、圧力センサからの圧力信号（例えば、調節された圧力信号）から導出又は計算され得る。圧力信号が気道圧力を示すか又はユーザに起因する気道圧力の変化を示すように、圧力センサは、ユーザの気道へ空気圧的に連通され得る。トリガ信号は、圧力信号とトリガ閾との間の比較から生成され得る。トリガ閾は、トリガ生成感度を適合させるように、活動信号（例えば、圧力信号から計算されたもの）を用いて導出され得る。
【選択図】図７

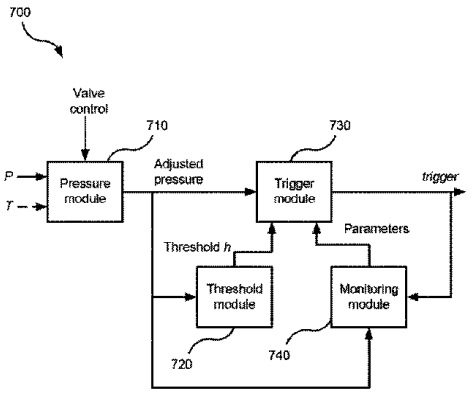


FIG. 7

【特許請求の範囲】
【請求項１】
酸素濃縮器からの酸素富化ガスのボーラス放出を制御するためのトリガ信号を発生させる方法であって、
ユーザの気道圧力を示す圧力信号からトリガ閾を計算することと、
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較することと、
比較に基づいて、ボーラス放出の制御のための前記トリガ信号を生成することと、を含む、方法。
【請求項２】
前記トリガ閾を計算することは、前記圧力信号から活動信号を計算することを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
前記活動信号は、呼吸活動以外の活動を示す、請求項２に記載の方法。
【請求項４】
前記トリガ閾を計算することは、前記活動信号中の活動の示度の上昇に伴って、前記トリガ閾の感度を低下させることを含む、請求項２又は３に記載の方法。
【請求項５】
前記トリガ閾の感度を低下させることは、前記トリガ閾を負方向により大きくすることを含む、請求項４に記載の方法。
【請求項６】
前記トリガ閾を計算することは、前記活動信号中の活動の示度の低下に伴って前記トリガ閾の感度を上昇させることを含む、請求項２～５の何れか１項に記載の方法。
【請求項７】
前記トリガ閾の感度を上昇させることは、前記トリガ閾を負方向により小さくすることを含む、請求項６に記載の方法。
【請求項８】
前記活動の示度は、前記活動信号の値の窓の関数として導出される、請求項４～７の何れか１項に記載の方法。
【請求項９】
前記窓の持続時間は、前記トリガ閾が該トリガ閾の値の平均を超えた時点以降の時間の関数として変化する、請求項８に記載の方法。
【請求項１０】
前記時間の関数は、前記窓の持続時間を短縮するように構成される、請求項９に記載の方法。
【請求項１１】
前記時間の関数は、前記窓の持続時間を限界まで漸増させるようにさらに構成される、請求項８又は９に記載の方法。
【請求項１２】
前記トリガ閾を計算することは、（ａ）スケーリング定数及び（ｂ）活動信号の値の窓の最大値の関数に従ってトリガ閾を設定することを含む、請求項２～１１の何れか１項に記載の方法。
【請求項１３】
前記関数は、前記スケーリング定数及び前記最大値を乗算することと、前記関数の値の符号を反転させることとを含む、請求項１２に記載の方法。
【請求項１４】
前記スケーリング定数を前記最大値で変化させることをさらに含む、請求項１２又は１３の何れか１項に記載の方法。
【請求項１５】
前記スケーリング定数をユーザの呼吸速度に応じて変化させることをさらに含む、請求項１２又は１３の何れか１項に記載の方法。

【請求項１６】
前記活動信号を計算することは、前記圧力信号をハイパスフィルタ処理することを含む、請求項２～１５の何れか１項に記載の方法。
【請求項１７】
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較することは、前記圧力信号が少なくともトリガ確認期間にわたって連続的にトリガ閾を下回るかを決定することを含む、請求項１～１６の何れか１項に記載の方法。
【請求項１８】
前記トリガ信号を生成させることは、ブールトリガ信号をアサートすることを含む、請求項１７に記載の方法。
【請求項１９】
前記ユーザの呼気を検出することをさらに含む、請求項１８に記載の方法。
【請求項２０】
前記ブールトリガ信号のアサーションは、前記ブールトリガ信号の最終アサーション以降の呼気検出を条件とする、請求項１９に記載の方法。
【請求項２１】
前記呼気を検出することは、前記圧力信号が最短呼気期間にわたって呼気閾を上回り続けているかを決定することを含む、請求項１９又は２０に記載の方法。
【請求項２２】
前記ブールトリガ信号のアサーションは、前記ブールトリガ信号の最終アサーション以降の時間がボーラス間の最短時間を超えることを条件とする、請求項１８～２１の何れか１項に記載の方法。
【請求項２３】
前記ブールトリガ信号のアサーションは、現在の吸気の持続時間が最短吸気時間を超えることを条件とする、請求項１８～２２の何れか１項に記載の方法。
【請求項２４】
前記最短吸気時間を最近の平均吸気時間の関数として計算することをさらに含む、請求項２３に記載の方法。
【請求項２５】
前記最短吸気時間を計算することは、最小値と最大値との間の値を選択することを含み、前記最小値及び前記最大値のうち少なくとも１つは、最近の平均吸気時間に応じて増加する、請求項２４に記載の方法。
【請求項２６】
前記圧力信号は、調節された圧力信号である、請求項１～２５の何れか１項に記載の方法。
【請求項２７】
測定された圧力信号に対するボーラス放出の効果を除去するために、ボーラス放出と一致する測定された圧力信号の少なくとも１つの期間を調節する調節された圧力信号の値を計算することにより、前記調節された圧力信号を生成することをさらに含む、請求項２６に記載の方法。
【請求項２８】
前記調節された圧力信号の値を計算することは、ボーラス放出前の最後に測定された圧力値とボーラス放出後の第１の測定された圧力値との間に補間することを含む、請求項２７に記載の方法。
【請求項２９】
前記調節された圧力信号の値を計算することは、第１の測定された圧力値の後に発生する調節された圧力信号のセトリング期間の値を補間することをさらに含む、請求項２８に記載の方法。
【請求項３０】
前記調節された圧力信号は、（ａ）極めて短い持続時間の大きさの大きいインパルスの

除去と、（ｂ）周期的デバイスノイズの除去とのうち片方又は双方を達成させるようにフィルタリングによって生成される、請求項２６～２９の何れか１項に記載の方法。
【請求項３１】
前記調節された圧力信号は、前記酸素濃縮器の温度を補償することによって生成される、請求項２６～３０の何れか１項に記載の方法。
【請求項３２】
前記温度を補償することは、前記酸素濃縮器の温度を示す信号からの圧力オフセットを計算することを含む、請求項３１に記載の方法。
【請求項３３】
前記ボーラス放出の連続する時点からユーザの呼吸速度を推定することをさらに含む、請求項１～３２の何れか１項に記載の方法。
【請求項３４】
前記ユーザの吸気時間を推定することをさらに含む、請求項１～３３の何れか１項に記載の方法。
【請求項３５】
請求項１～３４の何れか１項に記載の方法を酸素濃縮器のコントローラによって実行させる、コンピュータ読出し可能な命令が符号化されたコンピュータ可読媒体。
【請求項３６】
ポータブルな酸素濃縮器であって、
送達デバイスとの空気圧接続に適しており、前記送達デバイスが使用時において酸素富化ガスをユーザへ送達させる、出口と、
ガス分離吸着剤を含む少なくとも２つのキャニスタであって、前記ガス分離吸着剤が、前記酸素富化ガスを生成するように、前記少なくとも２つのキャニスタ内の空気から少なくとも一定の窒素のガス分離のために構成される、少なくとも２つのキャニスタと、
前記ガス分離の促進のために動作時に空気を圧縮させるように前記キャニスタのうち少なくとも１つへ接続されたコンプレッサを含む圧縮システムと、
前記キャニスタのうち１つ以上へ接続されて、１つ以上の前記キャニスタ内で生成された前記酸素富化ガスを使用時に蓄積し、前記出口へ空気圧的に接続される、アキュムレータと、
１つ以上のセンサと、
１つ以上のプロセッサを含むコントローラ、及び前記コントローラへ接続された１組の弁と、を含み、
前記コントローラは、（ａ）前記酸素富化ガスを前記アキュムレータ中に生成することと、（ｂ）前記生成された酸素富化ガスを前記アキュムレータから少なくとも１つのボーラスとして放出することと、を行うために前記１組の弁の動作を制御するように構成され、
前記コントローラは、請求項３５に記載のコンピュータ可読媒体によって動作するように構成される、
酸素濃縮器。
【請求項３７】
酸素濃縮器に適応されるトリガ生成システムであって、
ユーザの気道圧力を示す圧力信号からトリガ閾を繰り返し計算するように構成された閾モジュールと、
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較することと、ボーラス放出を制御するためのトリガ信号を比較に基づいて生成することと、を遂行するように構成された、トリガモジュールと、を含む、
トリガ生成システム。
【請求項３８】
前記圧力信号は、調節された圧力信号であり、前記システムは、圧力モジュールをさらに含み、前記圧力モジュールは、測定された圧力信号に対するボーラス放出の効果を除去

するために、該ボーラス放出と一致する測定された圧力信号の少なくとも１つの期間を調節することにより調節された圧力信号を生成するように構成される、請求項３７に記載のトリガ生成システム。
【請求項３９】
温度信号を生成するように構成された温度センサをさらに含み、前記圧力モジュールは、前記酸素濃縮器の温度の補償のために、調節された圧力信号を、前記温度信号を用いて補償するように構成される、請求項３８に記載のトリガ生成システム。
【請求項４０】
前記ボーラス放出の連続する時点からユーザの１つ以上の呼吸パラメータを計算するように構成された監視モジュールをさらに含む、請求項３７～３９の何れか１項に記載のトリガ生成システム。
【請求項４１】
請求項３７～４０の何れか１項に記載のトリガ生成システムを含む、酸素濃縮器。
【請求項４２】
酸素濃縮器に適応されるトリガ生成システムであって、
ユーザの気道圧力を示す圧力信号からトリガ閾を繰り返し計算する手段と、
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較する手段と、
酸素のボーラス放出を制御するためのトリガ信号を比較に基づいて生成する手段と、を含む、
トリガ生成システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本技術は、パルス酸素供給の効率を高める等の、酸素濃縮器（例えば、ポータブルな酸素濃縮器）の制御動作（単数又は複数）等の、呼吸器疾患治療のための方法及び装置に主に関する。
【０００２】
（関連出願の相互参照）
本出願は、２０１８年４月６日に出願されたオーストラリア仮出願第２０１８９０１１４７号の恩恵を主張する。本明細書中、同文献の開示内容全体を参考のため援用する。
【背景技術】
【０００３】
（関連技術の説明）
長期酸素治療（ＬＴＯＴ：Long Term Oxygen Therapy）の一環として酸素補給を必要とするユーザが、多数存在している。現在、ＬＴＯＴを利用している大多数のユーザは、一般的な慢性閉塞性肺疾患（ＣＯＰＤ：Chronic Obstructive Pulmonary Disease）のカテゴリー下において診断される。その一般的診断を挙げると、慢性喘息、肺気腫及び他のいくつかの心肺状態等の一般的疾病がある。他にも、酸素補給を必要とするユーザがおり、例えば、肥満の人が高い活動レベルを維持するために利用したり、或いは嚢胞性繊維症又は気管支肺異形成症の幼児が利用したりする場合もある。
【０００４】
医師は、これらのユーザのために、酸素濃縮器又は医療用酸素のポータブルタンクを処方し得る。一般的には、特定の連続的酸素流量が処方される（例えば、１リットル／分（ＬＰＭ）、２ＬＰＭ、３ＬＰＭ等）。この分野における専門家によれば、これらのユーザが運動を行うと、疾病進行の抑制、生活の質の向上及びユーザ寿命の延びという長期的恩恵が得られることも判明している。しかし、トレッドミル及び据え置き式自転車等の定位置型の運動は、これらのユーザにとって激し過ぎる。そのため、可動性の必要性が、長く認識されている。最近まで、小型の圧縮酸素タンクの利用により、この可動性が促進されている。これらのタンクの不利な点として、酸素量が有限である点と、（ドーリーホイール付きのカート上に取り付けた際に）重量が約５０ポンドであり高重量である点がある。

【０００５】
酸素濃縮器は、呼吸不全に罹患しているユーザへの酸素補給を供給するために、約５０年間利用されている。これらの流量を提供するために使用されている従来の酸素濃縮器の場合、嵩高くかつ高重量であるため、酸素濃縮器を装着しながら通常の歩行活動を行うことは、困難かつ非現実的である。最近、大型の定置型家庭用酸素濃縮器の製造会社は、ポータブルな酸素濃縮器（ＰＯＣ：Portable Oxygen Concentrator）の開発を開始している。ＰＯＣの利点として、理論的には酸素をエンドレスに供給できる点がある。これらのデバイスを可動性のために小型にするために、酸素富化ガス生成に必要な多様なシステムが高密度化されている。
【０００６】
重量、サイズ及び消費電力を最小限にするためには、ポータブルな酸素濃縮器は、生成された酸素の使用をできるたけ効率化する必要が有る。これは、パルス酸素供給（ＰＯＤ：Pulsed Oxygen Delivery）又は要求酸素供給として公知のモードにおいて、吸息開始の検出とタイミングを合わせたパルス又はボーラスとして酸素を送達することにより、達成され得る。ＰＯＤが連続的な流れ送達よりも高効率である理由として、呼息時に送達される酸素が無駄になる点がある。
【０００７】
ＰＯＤモード治療において、各吸気の開始が検出されると、酸素のボーラス放出がトリガされる。典型的には、これは、酸素供給導管と流体連通している圧力センサによって生成された圧力信号の分析によって行われる。吸気開始時における導管圧力は周囲空気を下回るため、この信号は、圧力の急低下の検出のために用いられる。この目的のためのアルゴリズムは、できるだけ短いトリガ待ち時間でリアルタイムに動作し、多様な信号強度レベル及び信号対ノイズ比で確実に機能することが求められている。
【０００８】
従来のＰＯＤをトリガするアルゴリズムは、圧力信号とトリガ閾との比較に基づいている。トリガ閾の値は、固定してもよいし、或いは複数の所定の値から手動で選択可能にしてもよい。所定のトリガ閾の値は、典型的には－１ｍｍＨ$_2$Ｏの程度で高感度である。感度が高くなると、ノイズに対する耐性は逆に低くなり、トリガ閾の値の大きさの低下と相関する。
【０００９】
しかし、ユーザ活動（例えば、歩行）時において、圧力信号に追加のノイズが捕獲された場合、偽トリガ（すなわち、吸気開始と一致しないトリガ）の率の増加に繋がり得る。これは、例えば、粗い面上において転がされるトロリー上に配置された移動車両内においてＰＯＣが用いられる場合、又は導管が周期的に衝突を受けるか、或いは揺さぶられる場合等、他の外部ノイズ又は振動の存在時においても発生し得る。偽トリガが発生すると、酸素を浪費し、よって効率低下に繋がる。加えて、吸気が長い場合、従来のアルゴリズムでは、トリガが２回行われ得る。第２のトリガは、吸気において時期が遅すぎることが多いため、第２のボーラス送達が無駄になる。
【００１０】
逆に、いくつかのシナリオにおいて、吸気開始を信頼性良く検出するには、圧力信号が固定閾（単数又は複数）に対して弱すぎる結果となる。これらのシナリオの例を以下に挙げると、（ａ）毎分換気量が低い呼吸時（例えば、小柄なユーザの睡眠時）、（ｂ）睡眠時の口呼吸、及び（ｃ）カニューレのずれである。これらのシナリオにおいては、必要なボーラスが送達されず、治療の有効性が損なわれる。
【００１１】
そのため、ＰＯＤ治療のトリガ生成を向上させる必要がある。
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【００１２】
（技術の要旨）

本発明の例示的な方法及び装置は、呼吸障害に対する治療の制御を含み得る。本発明において、パルス酸素放出の制御が用いられ得る。いくつかの例において、パルス酸素放出の制御のために、例えば弁起動のための制御信号の生成により、閾が提供され得る。トリガ生成のための閾は、適応的なものであり、患者の活動レベルの低下に伴ってトリガ感度が高くなり、及び／又はその逆になる（すなわち、患者の活動レベルの上昇に伴ってトリガ感度が低下する）ように、ユーザの気道圧力を示す信号の特性に基づいて繰り返し計算される。開示の方法は、トリガ信号生成後の各呼吸も任意選択的に監視し得、呼息発生までは後続のトリガ信号の生成を許可しない。

【課題を解決するための手段】

【００１３】

本技術のいくつかのバージョンは、酸素濃縮器からの酸素富化ガスのボーラス放出を制御するためのトリガ信号を発生させる方法を含み得る。本方法は、ユーザの気道圧力を示す圧力信号からトリガ閾を計算することを含み得る。本方法は、圧力信号をトリガ閾と比較することを含み得る。本方法は、比較に基づいて、ボーラス放出の制御のためのトリガ信号を生成することを含み得る。

【００１４】

いくつかのバージョンにおいて、トリガ閾を計算することは、圧力信号から活動信号を計算することを含み得る。活動信号は、呼吸活動以外の活動を示し得る。トリガ閾を計算することは、活動信号中の活動の示度の上昇に伴って、トリガ閾の感度を低下させることを含み得る。トリガ閾の感度を低下させることは、トリガ閾を負方向により大きくすることを含み得る。トリガ閾を計算することは、活動信号中の活動の示度の低下に伴ってトリガ閾の感度を上昇させることを含み得る。トリガ閾の感度を上昇させることは、トリガ閾を負方向により小さくすることを含み得る。

【００１５】

いくつかのバージョンにおいて、活動の示度は、活動信号の値の窓の関数として導出され得る。窓の持続時間は、トリガ閾がそのトリガ閾の値の平均を超えた時点以降の時間の関数として変化し得る。時間の関数は、窓の持続時間を短縮するように構成され得る。時間の関数は、窓の持続時間を限界まで漸増させるようにさらに構成され得る。

【００１６】

いくつかのバージョンにおいて、トリガ閾を計算することは、（ａ）スケーリング定数及び（ｂ）活動信号の値の窓の最大値の関数に従ってトリガ閾を設定することを含み得る。関数は、スケーリング定数及び最大値を乗算することと、関数の値の符号を反転させることとを含み得る。本方法は、スケーリング定数を最大値で変化させることをさらに含み得る。本方法は、スケーリング定数をユーザの呼吸速度に応じて変化させることをさらに含み得る。活動信号を計算することは、圧力信号をハイパスフィルタリングすることを含み得る。圧力信号をトリガ閾と比較することは、圧力信号が少なくともトリガ確認期間にわたって連続的にトリガ閾を下回るかを決定することを含み得る。トリガ信号を生成させることは、ブール（Boolean）トリガ信号をアサートすることを含み得る。本方法は、ユーザの呼気を検出することをさらに含み得る。ブールトリガ信号のアサーションは、ブールトリガ信号の最終アサーション以降の呼気検出を条件とし得る。呼気を検出することは、圧力信号が最短呼気期間にわたって呼気閾を上回り続けているかを決定することを含み得る。ブールトリガ信号のアサーションは、ブールトリガ信号の最終アサーション以降の時間がボーラス間の最短時間を超えることを条件とし得る。ブールトリガ信号のアサーションは、現在の吸気の持続時間が最短吸気時間を超えることを条件とし得る。本方法は、最短吸気時間を最近の平均吸気時間の関数として計算することをさらに含み得る。最短吸気時間を計算することは、最小値と最大値との間の値を選択することを含み得る。最小値及び最大値のうち少なくとも１つは、最近の平均吸気時間に応じて増加し得る。

【００１７】

いくつかのバージョンにおいて、圧力信号は、調節された圧力信号であり得る。本方法は、測定された圧力信号に対するボーラス放出の効果を除去するために、ボーラス放出と

一致する測定された圧力信号の少なくとも１つの期間が調節された圧力信号の値を計算することにより、調節された圧力信号を生成することをさらに含み得る。調節された圧力信号の値を計算することは、ボーラス放出前の最後に測定された圧力値とボーラス放出後の第１の測定された圧力値との間に補間することを含み得る。調節された圧力信号の値を計算することは、第１の測定された圧力値の後に発生し得る調節された圧力信号のセトリング期間について値を補間することをさらに含み得る。調節された圧力信号は、（ａ）極めて短い持続時間の大きさの大きいインパルスの除去と、（ｂ）周期的デバイスノイズの除去とのうち片方又は双方を達成させるようにフィルタリングによって生成され得る。調節された圧力信号は、酸素濃縮器の温度を補償することにより、生成され得る。温度を補償することは、酸素濃縮器の温度を示す信号からの圧力オフセットを計算することを含む。本方法は、ボーラス放出の連続する時点からユーザの呼吸速度を推定することをさらに含み得る。本方法は、ユーザの吸気時間を推定することをさらに含み得る。

【００１８】

本技術のいくつかのバージョンは、コンピュータにより読出し可能な命令が符号化された、コンピュータ可読媒体を含み得る。コンピュータにより読出し可能な命令が酸素濃縮器のコントローラによって実行されると、コントローラは、本明細書中に記載の方法のうち何れか（例えば、本明細書中に記載のトリガ生成方法の態様のうち何れかを含むこと）を行う。

【００１９】

本技術のいくつかのバージョンは、ポータブルな酸素濃縮器を含み得る。ポータブルな酸素濃縮器は、出口を含み得る。出口は、送達デバイスとの空気圧接続に適し得る。送達デバイスは、使用時において酸素富化ガスをユーザへ送達させるように構成され得る。ポータブルな酸素濃縮器は、ガス分離吸着剤を含む、１つ以上の、又は少なくとも２つのキャニスタを含み得る。ガス分離吸着剤は、酸素富化ガスを生成するように、キャニスタ（単数又は複数）中の空気から少なくとも一定の窒素のガス分離のために構成され得る。ポータブルな酸素濃縮器は、コンプレッサを含み得る圧縮システムを含んでもよい。コンプレッサは、ガス分離の促進のために動作時に空気を圧縮するように、キャニスタのうち少なくとも１つへ接続される。ポータブルな酸素濃縮器は、使用中に１つ以上のキャニスタ内で生成された酸素富化ガスを蓄積するために、１つ以上のキャニスタに結合されたアキュムレータを含み得る。アキュムレータは、出口へ空気圧接続され得る。ポータブルな酸素濃縮器は、１つ以上のセンサを含み得る。ポータブルな酸素濃縮器は、１つ以上のプロセッサを備えたもののような、コントローラと、コントローラへ接続された１組の弁とを含み得る。コントローラは、酸素富化ガスをアキュムレータ中に生成するために、１組の弁の動作を制御するように構成され得る。コントローラは、生成された酸素富化ガスをアキュムレータから少なくとも１つのボーラスとして放出することを制御するように構成され得る。コントローラは、本明細書中に記載のコンピュータ可読媒体（単数又は複数）の何れか（例えば、本明細書中に記載のトリガ生成方法の態様の何れかを含むこと）によって動作するように、さらに構成され得る。

【００２０】

本技術のいくつかのバージョンは、酸素濃縮器用に適応されるトリガ生成システムを含み得る。本システムは、ユーザの気道圧力を示す圧力信号からトリガ閾を繰り返し計算するように構成された閾モジュールを含み得る。本システムは、トリガモジュールを含み得る。トリガモジュールは、圧力信号をトリガ閾と比較するように、構成され得る。トリガモジュールは、ボーラス放出を制御するためのトリガ信号を比較に基づいて生成するように構成され得る。

【００２１】

適応されるトリガ生成システムのいくつかのバージョンにおいて、圧力信号は、調節された圧力信号であり得る。本システムは、圧力モジュールをさらに含み得る。圧力モジュールは、測定された圧力信号に対するボーラス放出の効果を除去するために、ボーラス放出と一致する測定された圧力信号の少なくとも１つの期間を調節することにより調節され

た圧力信号を生成するように、構成される。本システムは、温度信号を生成するように構成された温度センサをさらに含み得る。圧力モジュールは、酸素濃縮器の温度の補償のために、調節された圧力信号を、温度信号を用いて補償するように構成され得る。本システムは、ボーラス放出の連続する時点からユーザの１つ以上の呼吸パラメータを計算するように構成された監視モジュールをさらに含み得る。

【００２２】

本技術のいくつかのバージョンは、本明細書中に記載のトリガ生成システムを含み得る酸素濃縮器を含めてもよい。

【００２３】

本技術のいくつかのバージョンは、酸素濃縮器用に適応されるトリガ生成システムを含み得る。本システムは、ユーザの気道圧力を示す圧力信号からトリガ閾を繰り返し計算する手段を含み得る。システムは、圧力信号をトリガ閾と比較する手段を含み得る。本システムは、酸素のボーラス放出を制御するためのトリガ信号を比較に基づいて生成する手段を含み得る。

【００２４】

本技術の利点は、当業者にとって、以下の実施形態の詳細な説明の恩恵及び添付図面の参照により、明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【００２５】

【図１】酸素濃縮器のコンポーネントの概略図である。

【図２】酸素濃縮器の主要コンポーネントの側面図である。

【図３Ａ】圧縮システムの斜視側面図である。

【図３Ｂ】熱交換導管を含む圧縮システムの側面図である。

【図４Ａ】酸素濃縮器の例示的な出口コンポーネントの概略図である。

【図４Ｂ】酸素濃縮器のための出口導管を示す図である。

【図４Ｃ】酸素濃縮器のための別の出口導管を示す図である。

【図５】酸素濃縮器のための外側ハウジングを示す図である。

【図６】酸素濃縮器のための例示的コントロールパネルを示す図である。

【図７】本技術の１つの実施例による酸素濃縮器（例えば、図１に示すもの）からの酸素のボーラス放出をトリガするように構成されたシステムのコンポーネント又はモジュール及び信号を示すブロック図である。

【図８】本技術による図７のシステムのトリガモジュールの１つの実施例を示すブロック図である。

【図９】本技術による図７のシステムの閾モジュールの１つの実施例を示すブロック図である。

【図１０】本技術による図７のシステムのトリガモジュールの１つの実施例を示すブロック図である。

【図１１】本技術の１つの実施例による最大活動の関数としてのスケーリング定数の値を示すグラフである。

【図１２】窓持続時間の調整の別の実施例を例示するグラフである。

【発明を実施するための形態】

【００２６】

本技術は、多様な改変例及び代替形態が可能であるが、その特定の実施形態を図面中に例示的に示し、本明細書中において詳述する。しかし、図面及びその詳細な説明は、本技術を開示の特定の形態に限定することを意図していないことが理解されるべきである。反対に、添付の特許請求の範囲によって定義されるとおりの本技術の精神及び範囲に含まれるすべての修正、等価物、及び代替物を網羅することが意図されていることも理解されるべきである。

【００２７】

本技術は、特定のデバイス又は方法に限定されず、当然ながらそのようなデバイス又は

方法は異なり得ることが理解される。本明細書中に用いられる用語は、特定の実施形態を説明することのみを目的とし、限定的なものではないことも理解されるべきである。見出しは、ひとえに編成目的のためのものであり、記載又は特許請求の範囲を限定又は解釈するためのものを意図していない。本明細書中及び添付の特許請求の範囲において用いられるように、単数形である「ａ」、「ａｎ」及び「ｔｈｅ」は、他に明記無き限り、単数形及び複数形を含む。さらに、本出願全体において、「ｍａｙ」という用語は、必須の意味（すなわち、必要である）を持つものとしてではなく、許容的な意味（すなわち、可能性がある、可能である）を持つものとして用いられる。「ｉｎｃｌｕｄｅ」という用語及びその派生形は、「～を非限定的に含む」ということを意味する。

【００２８】

本明細書中用いられる「接続される」という用語は、１つ以上の物体又はコンポーネント間の直接的接続又は間接的接続（例えば、１つ以上の介在的接続）を意味する。「接続される」という言い回しは、物体又はコンポーネントが直接相互接続されるような物体又はコンポーネント間の直接的接続を意味する。本明細書中において用いられるように、デバイス「を得る」という言い回しは、当該デバイスを購入又は構築したことを意味する。

【００２９】

酸素濃縮器は、圧力スイング吸着法（ＰＳＡ：Pressure Swing Adsorption）を利用している。圧力スイング吸着法においては、コンプレッサを用いて、ガス分離吸着剤の粒子を含むキャニスタ内のガス圧力が増加され得る。圧力増加に伴って、ガス中の特定の分子が、ガス分離吸着剤に吸収され得る。加圧条件下においてキャニスタ内のガスの一部が除去されると、吸収されなかった分子が吸収された分子から分離される。ガス分離吸着剤は、圧力低減によって再生され得、その結果、吸着剤からの分子吸収が逆転する。酸素濃縮器についてのさらなる詳細について、例えば米国公開特許出願第２００９００６５００７号（公開日：２００９年３月１２日、タイトル「Oxygen Concentrator Apparatus and Method」）に記載がある。本明細書中、同文献を参考のため援用する。

【００３０】

周囲空気は、およそ７８％の窒素及び２１％の酸素を一般的に含み、そのバランスの内訳は、アルゴン、二酸化炭素、水蒸気及び他の微量気体である。酸素よりも窒素をより吸着するガス分離吸着剤の層を含む容器内を、例えば空気等のガス混合物を加圧下で通過させると、窒素の一部又は全体は、この層中に残留し、容器から流出したガスは、酸素を豊富に含むようになる。この層が窒素吸収能力の限界に到達した場合、圧力低下によりこの層を再生することができ、これにより、吸収された窒素が放出される。その後、別の酸素富化ガスの生成サイクルに対して準備が完了する。２個のキャニスタシステム中のキャニスタを交互に用いることにより、１つのキャニスタにより酸素を収集し、他方のキャニスタをパージする（その結果、窒素からの酸素分離が連続的に行われる）。このようにして、ユーザへの酸素補給等の多様な用途のために、酸素を空気から蓄積することができる。

【００３１】

図１は、一実施例による酸素濃縮器１００の概略図である。酸素濃縮器１００は、空気流から酸素を濃縮させて、酸素富化ガスをユーザへ提供し得る。本明細書中用いられるように、「酸素富化ガス」は、少なくとも約５０％の酸素、少なくとも約６０％の酸素、少なくとも約７０％の酸素、少なくとも約８０％の酸素、少なくとも約９０％の酸素、少なくとも約９５％の酸素、少なくとも約９８％の酸素、又は少なくとも約９９％の酸素を含む。

【００３２】

酸素濃縮器１００は、ポータブルな酸素濃縮器であり得る。例えば、酸素濃縮器１００の重量及びサイズは、酸素濃縮器を手で持ち運びができ、及び／又は、キャリーケースに入れて持ち運びできるような重量及びサイズになり得る。一実施例において、酸素濃縮器１００の重量は、約２０ポンド未満、約１５ポンド未満、約１０ポンド未満又は約５ポンド未満である。一実施例において、酸素濃縮器１００の容量は、約１０００立方インチ未満、約７５０立方インチ未満、約５００立方インチ未満、約２５０立方インチ未満、又は

約２００立方インチ未満である。
【００３３】
周囲空気からの酸素収集は、ガス分離吸着剤を含むキャニスタ３０２及び３０４中の周囲空気の加圧によって行われ得る。酸素濃縮器中において有用に用いられるガス分離吸着剤は、少なくとも窒素を空気流から分離させて、酸素富化ガスを生成することができる。ガス分離吸着剤の例を挙げると、空気流からの窒素分離が可能な分子ふるいがある。酸素濃縮器内において用いられ得る吸着剤の例を非限定的に挙げると、高圧下における空気流中の酸素からの窒素分離を行うゼオライト（天然）又は合成結晶質アルミノ珪酸塩がある。利用可能な合成結晶質アルミノ珪酸塩の例を非限定的に以下に挙げると、ＯＸＹＳＩＶ吸着剤（入手元：ＵＯＰＬＬＣ、デスプレーンズ、ＩＷ）、ＳＹＬＯＢＥＡＤ吸着剤（入手元：Ｗ．Ｒ．Ｇｒａｃｅ＆Ｃｏ、コロンビア、ＭＤ）、ＳＩＬＩＰＯＲＩＴＥ吸着剤（入手元：ＣＥＣＡＳ．Ａ．、パリ、フランス）、ＺＥＯＣＨＥＭ吸着剤（入手元：ＺｅｏｃｈｅｍＡＧ、ウエーティコン、スイス）；及びＡｇＬｉＬＳＸ吸着剤（入手元：Ａｉｒ Ｐｒｏｄｕｃｔｓ ａｎｄ Ｃｈｅｍｉｃａｌｓ、Ｉｎｃ．、アレンタウン、ＰＡ）である。
【００３４】
図１に示すように、空気は、空気の入口１０５を通じて酸素濃縮器へ進入し得る。空気は、圧縮システム２００により空気の入口１０５中へ引き込まれ得る。圧縮システム２００は、酸素濃縮器の周囲から空気を引き込み、この空気を圧縮し得、これにより、圧縮空気をキャニスタ３０２及び３０４の一方又は双方の内部へ強制移動させ得る。一実施例において、入口マフラー１０８は、圧縮システム２００によって空気が酸素濃縮器中へ引き込まれる際に発生する音を低減するように、空気の入口１０５へ接続され得る。一実施例において、入口マフラー１０８は、湿気及び音吸収マフラーであり得る。例えば、吸水材(例えば、ポリマー吸水材又はゼオライト材料)は、流入する空気からの水分の吸収と、空気の入口１０５中へ進入する空気音の低減とをどちらとも行うために用いられ得る。
【００３５】
圧縮システム２００は、空気を圧縮することが可能な１つ以上のコンプレッサを含み得る。圧縮システム２００によって生成された加圧空気は、キャニスタ３０２及び３０４の一方又は双方の内部へ強制移動させられ得る。いくつかの実施例において、周囲空気は、キャニスタ内においておよそ１３～２０ポンド／平方インチ（ｐｓｉ）の範囲において加圧され得る。キャニスタ内に配置されるガス分離吸着剤の種類に応じて、他の圧力を用いてもよい。
【００３６】
キャニスタ３０２には、入口弁１２２及び出口弁１３２が接続され、キャニスタ３０４には、入口弁１２４及び出口弁１３４がそれぞれ接続される。図１に示すように、入口弁１２２はキャニスタ３０２へ接続され、入口弁１２４はキャニスタ３０４へ接続される。出口弁１３２はキャニスタ３０２へ接続され、出口弁１３４はキャニスタ３０４へ接続される。入口弁１２２、１２４は、圧縮システム２００から各キャニスタへの空気の通過の制御するために用いられる。出口弁１３２、１３４は、通気プロセス時において各キャニスタからのガスの放出のために用いられる。いくつかの実施例において、入口弁１２２、１２４及び出口弁１３２、１３４は、シリコンプランジャー電磁弁であり得る。しかし、他の種類の弁を用いてもよい。プランジャー弁の場合、静音性があり、かつずれが小さい点において、他の種類の弁よりも有利である。
【００３７】
いくつかの実施例において、２段弁作動電圧が、入口弁１２２、１２４、出口弁１３２、１３４の制御のために用いられ得る。例えば、入口弁を開口させるために、高電圧（例えば、２４Ｖ）が入口弁へ印加され得る。次に、電圧を（例えば７Ｖ）へ低下させると、入口弁の開口状態が維持される。弁開口状態を維持するための電圧が低いほど、使用電力も低くなり得る（電力＝電圧×電流）。このように電圧が低下すると、発熱及び消費電力が最小化され、電池からのランタイムが延びる。弁への電力が断ち切られると、弁はバネ

作用によって閉鎖する。いくつかの実施例において、電圧は、必ずしも段階的応答ではない時間の関数として印加され得る（例えば、初期２４Ｖ～最終７Ｖの曲線状の下方電圧である）。

【００３８】

一実施例において、加圧空気は、キャニスタ３０２又は３０４のうち１つの内部へ送られ、他方のキャニスタは通気される。例えば、使用時に、入口弁１２２は開口され、入口弁１２４は閉鎖される。圧縮システム２００からの加圧空気は、キャニスタ３０２中へ強制移動させられる一方、キャニスタ３０４中への進入が入口弁１２４によって抑止される。一実施例において、コントローラ４００は、これらの弁１２２、１２４、１３２及び１３４へ電気的に接続される。コントローラ４００は、メモリ４２０中に保存されたプログラム命令を実行することが可能なプロセッサ４１０を１つ以上含む。これらのプログラム命令は、本明細書中により詳細に記載の方法のような、酸素濃縮器の動作に用いられる多様な事前に規定された方法を行うように、動作することができる。コントローラ４００は、入口弁１２２及び１２４を相互に逆位相で動作させる(すなわち、入口弁１２２又は１２４のうち一方が開口しているとき、他方の弁が閉鎖している)ためのプログラム命令を含み得る。キャニスタ３０２の加圧時において、出口弁１３２は閉鎖され、出口弁１３４は開口される。入口弁と同様に、出口弁１３２及び１３４は、相互に逆位相に動作される。いくつかの実施例において、電圧、ならびに入力弁及び出力弁の開口に用いられる電圧の継続期間は、コントローラ４００によって制御され得る。

【００３９】

チェック弁１４２は、キャニスタ３０２へ接続され、チェック弁１４４は、キャニスタ３０４へそれぞれ接続される。チェック弁１４２及び１４４は一方向弁であり、キャニスタの加圧及び通気時に発生する圧力差によって受動的に動作させられる。チェック弁１４２及び１４４は、キャニスタの加圧時に生成された酸素がキャニスタから流動すること及び酸素又は他の任意のガスのキャニスタ内への逆流を抑止することを行うように、キャニスタへ接続される。このようにして、チェック弁１４２及び１４４は、加圧時において各キャニスタからの酸素富化ガスの流出を可能にする一方向弁として機能する。

【００４０】

本明細書中用いられるように、「チェック弁」という用語は、流体（気体又は液体）の一方向への流動を可能にし、かつ流体の逆流を抑止する弁を指す。利用に適したチェック弁の例を以下に非限定的に挙げると、ボールチェック弁、ダイヤフラムチェック弁、バタフライチェック弁、スイングチェック弁、ダックビル弁、及びリフトチェック弁である。圧力下において、加圧周囲空気中の窒素分子は、加圧されたキャニスタ内のガス分離吸着剤によって吸収される。圧力増加に伴って、キャニスタ内のガスに含まれる酸素が多くなるまで、より多くの窒素が吸収される。吸収されなかったガス分子（主に酸素）は、圧力がキャニスタへ接続されたチェック弁の抵抗を充分圧倒するくらいの点に到達するまで、加圧されたキャニスタから流動する。一実施例において、前方方向におけるチェック弁の圧力降下は、１ｐｓｉ未満である。逆方向における破壊圧力は、１００ｐｓｉを超える。しかし、１つ以上のコンポーネントの変更により、これらの弁の動作パラメータも変化することが理解されるべきである。順流圧力が増加すると、酸素富化ガス生成が一般的に低下する。逆流のための破壊圧力が低下した場合又は低すぎる値に設定された場合、酸素富化ガス圧力も概して低下する。

【００４１】

例示的な実施例において、キャニスタ３０２は、圧縮システム２００中において生成されてキャニスタ３０２中に送られた圧縮空気によって加圧される。キャニスタ３０２の加圧時において、入口弁１２２は開口され、出口弁１３２は閉鎖され、入口弁１２４は閉鎖され、出口弁１３４は開口される。出口弁１３２が閉鎖されると、出口弁１３４が開口され、これにより、キャニスタ３０２の加圧時におけるキャニスタ３０４の実質的な同時通気が可能になる。キャニスタ内の圧力がチェック弁１４２を開口させるのに充分になるまで、キャニスタ３０２が加圧される。キャニスタ３０２中に生成された酸素富化ガスは、

チェック弁を通じて流出し、一実施例において、アキュムレータ１０６中において収集される。

【００４２】

一定期間後、ガス分離吸着剤は窒素で飽和することになり、有意な量の窒素を流入する空気から分離させることができなくなる。このポイントは、所定の時間の酸素富化ガス生成後に到達することが多い。上述した実施例において、キャニスタ３０２中のガス分離吸着剤がこの飽和点に到達すると、圧縮空気の流入が停止され、キャニスタ３０２が通気されて、窒素が除去される。通気時において、入口弁１２２は閉鎖され、出口弁１３２は開口される。キャニスタ３０２の通気時において、キャニスタ３０４への加圧により、酸素富化ガスの生成を上述した方法と同じ方法で行う。キャニスタ３０４の加圧は、出口弁１３４及び開口部入口弁１２４の閉鎖によって達成される。酸素富化ガスは、チェック弁１４４を通じてキャニスタ３０４から流出する。

【００４３】

キャニスタ３０２の通気時において、出口弁１３２を開口させて、加圧ガス（主に窒素）を、濃縮器出口１３０を通じてキャニスタから流出させる。一実施例において、通気ガスを、マフラー１３３を通じて方向付けることにより、キャニスタからの加圧ガスの放出に起因して発生するノイズを低減することができる。ガスがキャニスタ３０２から放出されると、キャニスタ内の圧力が低下するため、窒素がガス分離吸着剤から脱着される。放出された窒素が出口１３０を通じてキャニスタから流出すると、キャニスタは、空気流からの酸素の分離が更新された状態にリセットされる。マフラー１３３は、酸素濃縮器から流出したガスの音を消音するための連続気泡発泡体(又は別の材料)を含み得る。いくつかの実施例において、空気入力及びガス出力のための消音コンポーネント／技術の組み合わせにより、酸素濃縮器を、５０デシベルを下回る音レベルにおいて動作させることが可能になり得る。

【００４４】

キャニスタの通気時において、窒素のうち少なくとも大部分が除去されることは有利である。一実施例において、キャニスタが再利用されて空気からの酸素を分離する前に、キャニスタ内の窒素のうち少なくとも約５０％、少なくとも約６０％、少なくとも約７０％、少なくとも約８０％、少なくとも約９０％、少なくとも約９５％、少なくとも約９８％又は実質的に全てが除去される。いくつかの実施例において、他方のキャニスタからキャニスタ内へ導入された酸素を豊富に含む流れを用いて、キャニスタから窒素をさらに除去する。

【００４５】

例示的な実施例において、キャニスタ３０４から窒素が通気されると、酸素富化ガスの一部がキャニスタ３０２からキャニスタ３０４へ移動され得る。キャニスタ３０４の通気時における酸素富化ガスのキャニスタ３０２から３０４への移動により、キャニスタからの窒素（及び他のガス）のさらなる除去が支援される。一実施例において、酸素富化ガスは、２つのキャニスタ間の流れ抵抗器１５１、１５３及び１５５を通じて移動し得る。流れ抵抗器１５１は、トリクル流れ抵抗器であり得る。流れ抵抗器１５１は、例えば０．００９Ｄの流れ抵抗器であり得る（例えば、流れ抵抗器の半径０．００９インチは、内部の管の直径未満である）。流れ抵抗器１５３及び１５５は、０．０１３Ｄの流れ抵抗器であり得る。他の種類及びサイズの流れ抵抗器も企図され、キャニスタの接続に用いられる特定の構成及び配管に応じて用いられ得る。いくつかの実施例において、流れ抵抗器は、圧入型流れ抵抗器であり得、各管中の直径を狭くすることにより、空気の流れを制限する。いくつかの実施例において、圧入型流れ抵抗器は、サファイア、金属又はプラスチック製であり得る（他の材料も企図される）。

【００４６】

酸素富化ガスの流れは、弁１５２及び１５４の利用によっても制御される。弁１５２及び１５４は、通気プロセス時において短い継続期間にわたって開口され得(及び他の場合に閉鎖され得)、これにより、パージされているキャニスタからの過度の酸素損失を回避

する。他の継続期間も、企図される。例示的な実施例において、キャニスタ３０２は通気され、キャニスタ３０４中において生成された酸素富化ガスの一部をキャニスタ３０２中に送ることにより、キャニスタ３０２をパージすることが望ましい。酸素富化ガスの一部は、キャニスタ３０４が加圧されると、キャニスタ３０２の通気時において流れ抵抗器１５１を通じてキャニスタ３０２中へ移動する。さらなる酸素富化ガスが、キャニスタ３０４から弁１５４及び流れ抵抗器１５５を通じてキャニスタ３０２中へ送られる。弁１５２は、移動過程時において閉鎖させたままでもよいし、或いは、さらなる酸素富化ガスが必要な場合は開口させたままでもよい。適切な流れ抵抗器１５１及び１５５の選択と、弁１５４の開口部の制御とにより、制御された量の酸素富化ガスをキャニスタ３０４から３０２へ送ることが可能になる。一実施例において、制御された量の酸素富化ガスとは、キャニスタ３０２をパージするため及びキャニスタ３０２の通気弁１３２を通じた酸素富化ガスの損失を最小化するために充分な量である。一実施例において、キャニスタ３０２の通気に述べているが、同じプロセスを流れ抵抗器１５１、弁１５２及び流れ抵抗器１５３を用いたキャニスタ３０４の通気のために用いることが可能であることが理解されるべきである。

【００４７】

一対の同等な通気弁１５２、１５４が、流れ抵抗器１５３及び１５５と協働することにより、これら２つのキャニスタ間の気流バランスが最適化される。その結果、キャニスタのうち他方からの酸素富化ガスによるキャニスタの通気のための制御の向上が可能になる。また、これら２つのキャニスタ間の流れ方向も向上する。流れ弁１５２、１５４は、２方向弁として動作し得るが、このような弁を通じた流量は、弁を通過する流体の方向によって異なることが分かっている。例えば、キャニスタ３０４から弁１５２を通じてキャニスタ３０２へ流動する酸素富化ガスの流量は、キャニスタ３０２から弁１５２を通じてキャニスタ３０４へ流れる酸素富化ガスの流量よりも高い。単一の弁が用いられた場合、キャニスタ間において送られる酸素富化ガスは最終的に過度に多くなるか又は少なくなり、時間の経過に伴って、キャニスタからは異なる量の酸素富化ガスが生成され始める。対向する弁及び流れ抵抗器を平行な空気通路上において用いると、２つのキャニスタ間の酸素の流れパターンが均等化され得る。このような流れの均等化により、一定量の酸素を複数のサイクルにわたってユーザへ利用可能にすることが可能になり得、また、他方のキャニスタをパージするための酸素量の予測も可能になり得る。いくつかの実施例において、空気通路に絞り弁を設けなくてもよいが、或いは、弁に内蔵型の抵抗を設けるか又は空気通路そのものの半径を小さくして抵抗を提供するようにしてもよい。

【００４８】

場合によっては、酸素濃縮器を一定期間にわたって停止してもよい。酸素濃縮器を停止した場合、圧縮システムからの断熱が失われるため、キャニスタの内部温度が低下し得る。温度が低下すると、キャニスタ内を閉めるガス量が低下する。キャニスタが低温になると、キャニスタ内が負圧になり得る。キャニスタに繋がる弁及びキャニスタから延びる弁（例えば、弁１２２、１２４、１３２及び１３４）は、気密的にシールされるのではなく、動的にシールされる。そのため、停止後、圧力差に対応する際に外部空気がキャニスタに進入し得る。キャニスタ内に外部空気が進入した場合、キャニスタ内において空気が低温になるにつれて外部空気からの湿気が凝縮し得る。キャニスタ内の水分が凝縮すると、ガス分離吸着剤が徐々に劣化し得、ガス分離吸着剤の酸素富化ガス生成能力が徐々に低下する。

【００４９】

一実施例において、双方のキャニスタを停止前に加圧することにより、酸素濃縮器の停止後に外部空気がキャニスタに進入する事態を回避することができる。キャニスタを正圧下において保存することにより、キャニスタ内の空気の内部圧力により、弁を気密的に閉鎖された位置へ強制移動させることができる。一実施例において、停止時におけるキャニスタ内の圧力は、少なくとも周囲圧力よりも高くすべきである。本明細書中用いられるように、「周囲圧力」という用語は、酸素濃縮器が配置されている雰囲気の圧力を指す（例

えば、室内の圧力、室外の圧力、飛行機内の圧力）。実施例において、停止時におけるキャニスタ内の圧力は、少なくとも標準的気圧よりも高い（すなわち、７６０ｍｍＨｇ（Ｔｏｒｒ）、１ａｔｍ、１０１３２５Ｐａよりも高い）。一実施例において、停止時におけるキャニスタ内の圧力は、少なくとも周囲圧力の約１．１倍であり、少なくとも周囲圧力の約１．５倍であるか、又は少なくとも周囲圧力の約２倍である。

【００５０】

一実施例において、加圧空気を圧縮システムから各キャニスタ内へ方向付けて全ての弁を閉鎖させて、加圧空気をキャニスタ内に閉じ込めることにより、キャニスタの加圧を達成することができる。例示的な実施例において、停止シーケンスが開始されると、入口弁１２２及び１２４が開口され、出口弁１３２及び１３４は閉鎖される。入口弁１２２及び１２４は、共通導管によって接合されるため、キャニスタ３０２、３０４の双方を空気として加圧することができ、及び／又は、１つのキャニスタからの酸素富化ガスを他方のキャニスタへ移動させることができる。この状況は、圧縮システムと２つの入口弁との間の経路においてこのような移動が行われた場合に発生し得る。酸素濃縮器は、交互の加圧／通気モードにおいて動作するため、キャニスタのうち少なくとも１つを任意の所与の時期において加圧状態にする必要がある。別の実施例において、圧力は、圧縮システム２００の動作によって各キャニスタ内において増加され得る。入口弁１２２及び１２４が開口されると、キャニスタ３０２及び３０４間の圧力が均等化されるが、何れかのキャニスタ内の均等化された圧力は、停止時に空気がキャニスタに進入する事態を抑止するのには不十分であり得る。キャニスタへの空気進入を確実に抑止するために、双方のキャニスタ内の圧力を少なくとも周囲圧力を超えるレベルまで増加させるだけの充分な時間にわたって圧縮システム２００を動作させることができる。キャニスタの加圧方法に関わらず、キャニスタが加圧された後、入口弁１２２及び１２４は閉鎖されるため、加圧空気はキャニスタ内に閉じ込められ、その結果、停止期間時においてキャニスタへの空気進入が抑止される。

【００５１】

図２を参照して、酸素濃縮器１００の実施例が図示される。酸素濃縮器１００は、圧縮システム２００と、キャニスタアセンブリ３００と、外側ハウジング１７０内に配置された電源１８０とを含む。入口１０１を外側ハウジング１７０内に設けることにより、周囲からの空気が酸素濃縮器１００に進入することが可能になる。入口１０１により、区画内への空気の流入が可能になるため、区画内のコンポーネントの冷却が支援される。電源１８０により、酸素濃縮器１００の電力源が得られる。圧縮システム２００により、入口１０５及びマフラー１０８を通じて空気が引き込まれる。マフラー１０８により、圧縮システムによって引き込まれる空気のノイズが低減され得、流入する空気から水分を除去するための乾燥剤材料も含み得る。酸素濃縮器１００は、酸素濃縮器からの空気及び他のガスの通気に用いられるファン１７２をさらに含み得る。

【００５２】

［圧縮システム］

いくつかの実施例において、圧縮システム２００は、１つ以上のコンプレッサを含む。別の実施例において、圧縮システム２００は、キャニスタシステム３００の全キャニスタに接続された単一のコンプレッサを含む。図３Ａ及び図３Ｂに戻って、コンプレッサ２１０及びモータ２２０を含む圧縮システム２００が図示されている。モータ２２０は、コンプレッサ２１０へ接続され、圧縮機構の動作のための動作力をコンプレッサへ提供する。例えば、モータ２２０は、回転コンポーネントを提供するモータであり得る。この回転コンポーネントにより、空気を圧縮させるコンプレッサのコンポーネントの周期的運動が発生する。コンプレッサ２１０がピストン型コンプレッサである場合、モータ２２０により、コンプレッサ２１０のピストンの往復運動を発生させる動作力が得られる。ピストンの往復運動により、圧縮空気がコンプレッサ２１０によって生成される。圧縮空気の圧力は、コンプレッサの動作速度(例えば、ピストンの往復運動速度)によって部分的に推定され得る。そのため、モータ２２０は、可変速モータであり得、コンプレッサ２１０によって

生成される空気の圧力を動的に制御するために、多様な速度において動作することができる。

【００５３】

一実施例において、コンプレッサ２１０は、ピストンを有する単一のヒートウォブル型コンプレッサを含む。他の種類のコンプレッサも用いられ得る（例えば、ダイヤフラムコンプレッサ及び他の種類のピストンコンプレッサ）。モータ２２０は、ＤＣ又はＡＣモータであり得、コンプレッサ２１０の圧縮コンポーネントへ動作力を提供する。モータ２２０は、一実施例において、ブラシレスＤＣモータであり得る。モータ２２０は、可変速モータであり得、コンプレッサ２１０の圧縮コンポーネントを可変速において動作させることができる。図１に示すように、モータ２２０は、コントローラ４００へ接続され得る。コントローラ４００は、モータ動作の制御のために、動作信号をモータへ送る。例えば、コントローラ４００は、モータをオンにすること、モータをオフにすること、及びモータの動作速度を設定することを行うための信号をモータ２２０へ送り得る。

【００５４】

圧縮システム２００は、実質的な熱を本質的に生成する。熱は、モータ２２０による電力消費及び動力から機械運動への変換によって発生する。コンプレッサ２１０は、空気圧縮によるコンプレッサコンポーネントの移動に対する抵抗増加に起因して熱を発生させる。コンプレッサ２１０による空気の断熱圧縮によっても、熱が本質的に発生される。そのため、空気の連続的加圧により、封入容器中に熱が発生する。さらに、電源１８０は、圧縮システム２００への給電時において熱を生成し得る。さらに、酸素濃縮器のユーザは、屋内よりも高温であり得る外気温において条件付きではない環境（例えば、屋外）においてデバイスを動作させ得るため、流入する空気は既に加熱状態になる。

【００５５】

酸素濃縮器１００内において熱が発生すると、問題になり得る。リチウムイオン電池は、長寿命及び軽量であるため、主に酸素濃縮器の電源として用いられる。しかし、リチウムイオン・バッテリーパックの場合、高温において危険であり、危険な高温の電源が検出された場合にシステムを停止させるための安全制御が酸素濃縮器１００内において用いられる。さらに、酸素濃縮器１００の内部温度の上昇に伴って、濃縮器によって発生される酸素量が低下し得る。その部分的な原因として、高温における所与の量の空気中の酸素が低下する点がある。酸素生成量が所定量を下回ると、酸素濃縮器１００は自動停止し得る。

【００５６】

酸素濃縮器はコンパクトであるため、放熱は困難であり得る。典型的な解決方法を挙げると、１つ以上のファンの使用により封入容器中に冷却空気の流れを発生させる方法がある。しかし、このような解決方法の場合、電源からさらに電力が必要になるため、酸素濃縮器のポータブル利用時間が短くなる。一実施例において、受動的な冷却システムは、モータ２２０によって生成される機械的動力を利用するために用いられ得る。図３Ａ及び図３Ｂを参照して、圧縮システム２００は、外部回転電機子２３０を有するモータ２２０を含む。詳細には、モータ２２０（例えば、ＤＣモータ）の外部回転電機子２３０は、電機子を駆動する定常場の周囲を包囲する。モータ２２０は、システム全体への熱に大きく貢献するため、モータから熱を引き出し、封入容器から掃き出すと有用である。外部高速回転に起因して、モータの主要なコンポーネントとその周囲の空気とのの相対速度が高くなる。電機子の表面積は、内部に取り付けられた場合よりも、外部に取り付けられた場合に大きくなる。熱交換速度は表面積及び速度の二乗に比例するため、外部に取り付けられた、より大型の表面積電機子を用いた場合、モータ２２０からの放熱能力が増加する。電機子を外部に取り付けられたときの冷却効率の利得により、1つ以上の冷却ファンを無くすことができるため、酸素濃縮器の内部を適切な温度範囲内に維持しつつ、重量及び消費電力が低減する。さらに、外部に取り付けられた電機子が回転すると、モータの近隣の空気が動くため、さらなる冷却が実行される。

【００５７】

その上、外部回転電機子によりモータ効率が支援され得、熱の発生が低減する。外部回転電機子を有するモータは、内燃機関中において機能するフライホイールと同様に動作する。モータがコンプレッサを駆動させる際、回転に対する抵抗は、低圧力において低くなる。圧縮空気の圧力が高くなると、モータ回転に対する抵抗が高くなる。その結果、モータは、一貫して理想的な回転安定性を維持できなくなり、コンプレッサの圧力要求に応じてサージ及び低速化が発生する。このようなモータのサージ及びその後の低速化の傾向は、非効率であり、そのため熱の原因となる。外部回転電機子を用いた場合、モータの角運動量が大きくなるため、モータの可変抵抗の補償が支援される。モータの仕事量が大きくなくて済むため、モータから発生する熱が低下し得る。

【００５８】

一実施例において、空気移動デバイス２４０を外部回転電機子２３０へ接続させることにより、冷却効率がさらに増加し得る。一実施例において、空気移動デバイス２４０を外部回転電機子２３０へ接続させる際には、外部回転電機子の回転により空気移動デバイスが気流を発生させて、この気流がモータの少なくとも一部へ移動するように、接続が行われる。一実施例において、空気移動デバイスは、電機子へ接続された１つ以上のファンブレードを含む。一実施例において、空気移動デバイスが外部回転電機子の運動により回転する羽根車として機能するように、複数のファンブレードが環状リング内に配置され得る。図３Ａ及び図３Ｂに示すように、空気移動デバイス２４０は、モータと整列した様態で外部回転電機子２３０の外面へ取り付けられ得る。空気移動デバイスを電機子に取り付けることにより、気流を外部回転電機子の主要部分へ方向付けることが可能になり、これにより、使用時における冷却効果が可能になる。一実施例において、空気移動デバイスにより、外部回転電機子の大部分が空気流路中に配置されるように、気流が方向付けられる。

【００５９】

さらに、図３Ａ及び図３Ｂを参照して、コンプレッサ２１０によって加圧された空気は、コンプレッサ出口２１２においてコンプレッサ２１０から流出する。コンプレッサ出口導管２５０は、圧縮空気をキャニスタシステム３００へ移動させるように、コンプレッサ出口２１２へ接続される。上述したように、空気が圧縮されると、空気の温度が上昇する。このような温度上昇は、酸素濃縮器の効率にとって有害であり得る。加圧空気の温度を低下させるために、コンプレッサ出口導管２５０が、空気移動デバイス２４０によって生成される空気流路中に配置される。コンプレッサ出口導管２５０の少なくとも一部は、モータ２２０の近隣に配置され得る。そのため、空気移動デバイスによって生成された気流が、モータ２２０及びコンプレッサ出口導管２５０と接触し得る。一実施例において、コンプレッサ出口導管２５０の大部分が、モータ２２０の近隣に配置される。一実施例において、図３Ｂに示すように、コンプレッサ出口導管２５０は、モータ２２０の周囲に渦巻き状にされる。

【００６０】

一実施例において、コンプレッサ出口導管２５０は、熱交換金属によって構成される。熱交換金属の例を非限定的に挙げると、アルミニウム、炭素鋼、ステンレススチール、チタン、銅、銅ニッケル合金又はこれらの金属の組み合わせから形成される他の合金がある。よって、コンプレッサ出口導管２５０は、空気圧縮に本質的に起因する熱を除去する熱交換器として機能し得る。圧縮空気からの熱除去により、所与の圧力における所与の量の分離の数が増加する。その結果、各圧力スイングサイクル時において各キャニスタが発生することが可能な酸素量が増加し得る。

【００６１】

本明細書中に記載の放熱機構は、受動的なものであるか、又は、酸素濃縮器１００に必要な要素を利用する。よって、例えば、さらなる電力を必要とするシステムを用いること無く、放熱の増加が可能になり得る。さらなる電力が不要になるため、バッテリーパックのランタイム増加が可能になり得、酸素濃縮器のサイズ及び重量の最小化が可能になり得る。同様に、さらなるボックスファン又は冷却ユニットの利用も不要になり得る。このような追加機能を排除することで、酸素濃縮器の重量及び消費電力を削減することができる

。

【００６２】

上述したように、空気の断熱圧縮に起因して、空気温度が上昇する。キャニスタシステム３００中のキャニスタの通気時において、キャニスタから放出されるガスの圧力が低下する。キャニスタ内のガスの断熱減圧に起因して、ガスが通気されることによりガス温度が低下する。一実施例において、キャニスタシステム３００からの冷却された通気ガスは、電源１８０及び圧縮システム２００へ方向付けられる。一実施例において、キャニスタシステム３００のベース３１５は、通気ガスをキャニスタから受領する。通気ガス３２７は、ベース３１５を通じてベースの出口３２５及び電源１８０へ方向付けられる。通気ガスは、上述したようにガス減圧によって冷却されるため、電源へ冷却を受動的に提供する。圧縮システムが動作すると、空気移動デバイスは、冷却された通気ガスを収集し、ガスを圧縮システム２００のモータへ方向付ける。ファン１７２は、圧縮システム２００上の通気ガスをハウジング１７０から方向付けることも支援し得る。このようにして、電池からのさらなる電力要求を全く必要とすること無く、さらなる冷却を得ることが可能になり得る。

【００６３】

［出口システム］

キャニスタのうち１つ以上へ接続された出口システムは、酸素富化ガスをユーザへ提供する１つ以上の導管を含む。一実施例において、キャニスタ３０２及び３０４の何れかの内部において生成された酸素富化ガスは、図１に概略的に示すように、チェック弁１４２及び１４４それぞれを通じてアキュムレータ１０６中に収集される。キャニスタから流出した酸素富化ガスは、酸素のアキュムレータ１０６中に収集された後、ユーザへ提供され得る。いくつかの実施例において、チューブにアキュムレータ１０６を接続することにより、酸素富化ガスをユーザへ提供することができる。酸素富化ガスは、酸素富化ガスをユーザの口腔及び／又は鼻へ移動させる気道送達デバイスを通じてユーザへ提供され得る。一実施例において、出口は、酸素をユーザの鼻及び／又は口腔へ方向付けるチューブを含み得る。このチューブは、ユーザの鼻へ直接接続されていない場合がある。

【００６４】

図４Ａを参照して、酸素濃縮器のための出口システムの実施例の概略図が図示されている。アキュムレータ１０６からユーザへの酸素富化ガスの放出を制御するように、供給弁１６０が出口チューブへ接続され得る。一実施例において、供給弁１６０は、電磁駆動プランジャー弁である。ユーザへの酸素富化ガス送達を制御するように、コントローラ４００により供給弁１６０が作動される。供給弁１６０の作動は、圧力スイング吸着法プロセスとタイミングを合わせられるか又は同期されない。その代わりに、作動は、以下に述べるようにユーザの呼吸と同期される。いくつかの実施例において、供給弁１６０は、酸素富化ガスの供給のために臨床的に有効な振幅プロファイル（amplitude profile）を確立させるための連続値作動を有し得る。

【００６５】

アキュムレータ１０６中の酸素富化ガスは、図４Ａに示すように、供給弁１６０を通じて膨張チャンバ１６２中へ移動する。一実施例において、膨張チャンバは、このチャンバを通過するガスの酸素濃度を決定するために使用することができる１つ以上のデバイスを含み得る。膨張チャンバ１６２中の酸素富化ガスは、供給弁１６０によるアキュムレータからのガス放出を通じて短時間で蓄積した後、小型オリフィス流れ抵抗器１７５を通じて流量センサ１８５へと流動し、その後、微粒子フィルタ１８７へと流動する。流れ抵抗器１７５は、０．０２５Ｄの流れ抵抗器であり得る。他の種類及びサイズの流れ抵抗器が用いられてもよい。いくつかの実施例において、ハウジング中の空気通路の直径は、ガス流制限のために限定され得る。流量センサ１８５は、導管内を流動するガスのレートを推定することが可能な任意のセンサであり得る。微粒子フィルタ１８７は、ユーザへの酸素富化ガス送達の前の細菌、埃、細粒微粒子等のフィルタリングのために用いられ得る。酸素富化ガスは、フィルタ１８７を通じてコネクタ１９０へ移動する。コネクタ１９０は、酸

素富化ガスを、送達導管１９２を介してユーザへ送り、圧力センサ１９４へ送る。

【００６６】

出口通路の流体力学を供給弁１６０のプログラムされた作動と組み合わせることにより、酸素のボーラスの供給を正確なタイミングで行うことが可能になり得、また、ユーザの肺中への高速送達を、過度の浪費無しに確保することが可能な振幅プロファイルも得られる。ボーラス送達をこのように行うことが可能になると、所与の呼吸パターンを有する安静時のユーザに対するパルス化送達モードにおいて要求される、処方された連続的流量と、治療的に相当するボーラス量との間に線形関係が可能になり得る。例えば、連続流れ処方のエミュレーションに必要なボーラスの合計量は、以下に等しくすることができ、処方された連続流量の各ＬＰＭに対して１１ｍＬ（すなわち、１ＬＰＭの処方に対して１１ｍＬ、２ＬＰＭの処方に対して２２ｍＬ、３ＬＰＭの処方に対して３３ｍＬ、４ＬＰＭの処方に対して４４ｍＬ、５ＬＰＭの処方に対して５５ｍＬ等）である。この量を、主にＬＰＭ等価ボーラス容量と呼ぶ。ＬＰＭ等価は、構造設計、配管サイズ、チャンバサイズ等の差によって酸素濃縮器間において異なり得ることが、理解されるべきである。ＬＰＭ等価は、ユーザの呼吸パターン（例えば、呼吸速度）によっても異なる。

【００６７】

膨張チャンバ１６２は、１つ以上の酸素センサを含み得る。これらの酸素センサは、上記チャンバを通過するガスの酸素濃度を決定するように適合される。一実施例において、膨張チャンバ１６２を通過するガスの酸素濃度は、酸素センサ１６５を用いて推定される。酸素センサは、ガス中の酸素を検出することが可能なデバイスである。酸素センサの例を非限定的に挙げると、超音波酸素センサ、電気酸素センサ、及び光学酸素センサがある。一実施例態において、酸素センサ１６５は、超音波酸素センサであり、超音波放出体１６６及び超音波受信器１６８を含む。いくつかの実施例において、超音波放出体１６６は、複数の超音波放出体を含み得、超音波受信器１６８は、複数の超音波受信器を含み得る。複数の放出体又は受信器を有する実施例において、複数の超音波放出体及び複数の超音波受信器は、軸方向に（例えば、軸整列に対して垂直であり得るガス混合物流路にわたって）整列され得る。

【００６８】

使用時において、（放出体１６６からの）超音波をチャンバ１６２中に配置された酸素富化ガスを通じて受信器１６８へ方向付ける。超音波センサアセンブリは、ガス混合物を通過する音の速度を検出して、ガス混合物の組成を決定するように構成され得る（例えば、音の速度は、窒素及び酸素において異なる）。２つのガスの混合物において、混合物を有する通過する音の速度は、混合物中の各ガスの相対的量に比例する中間値であり得る。使用時において、受信器１６８における音は、放出体１６６から送られる音と若干逆位相をとる。この位相変化は、ガス媒体の音の速度がワイヤを通じた電子パルスの高速に比べて相対的に低速であることに起因する。次に、この位相変化は、放出体と受信器との間の距離及び膨張チャンバを通過する音の速度に比例する。この箱中のガスの密度に起因して、この箱を通過する音の速度が影響を受け、密度は、箱中の酸素対窒素の比に比例する。そのため、位相変化を用いて、膨張チャンバ中の酸素濃度を測定することができる。このようにして、アキュムレータ中の酸素の相対的濃度を、アキュムレータを通過する検出された音波の１つ以上の特性の関数として推定することができる。

【００６９】

いくつかの実施例において、複数の放出体１６６及び受信器１６８が用いられ得る。放出体１６６及び受信器１６８からの読み取り値の平均化により、乱流系に固有であり得る誤差をキャンセルすることができる。いくつかの実施例において、通過時間を測定すること及び測定された通過時間を他のガス及び／又はガス混合物の所定の通過時間と比較することにより、他のガスの存在の検出も可能であり得る。

【００７０】

例えば放出体１６６と受信器１６８との間に数個の音波サイクルが可能になるように放出体１６６と受信器１６８との間の距離を増加させることにより、超音波センサシステム

の感度の増加が可能になり得る。いくつかの実施例において、少なくとも２つの音サイクルが存在する場合、２つの時点における固定基準に相対する位相変化の測定により、トランスデューサの構造的変化による影響を低減させることができる。早期の位相変化を後期の位相変化から減算すると、膨張チャンバ１６２の熱膨張に起因する変化を低減又はキャンセルすることができる。放出体１６６と受信器１６８との間の距離の変化に起因する変化は、測定インターバルとほぼ同じであり得る一方、酸素濃度の変化に起因する変化は累積的であり得る。いくつかの実施例において、後期において測定された変化測定に介在サイクル数が乗算され得、２つの隣接するサイクル間の変化と比較され得る。膨張チャンバ中の酸素の感知についてのさらなる詳細について、例えば米国公開特許出願第２００９００６５００７号（公開日：２００９年３月１２日、タイトル：「Oxygen Concentrator Apparatus and Method」）に記載がある。本明細書中、同文献を参考のため援用する。

【００７１】

流量センサ１８５は、出口システム中を流れるガスの流量の決定に用いられ得る。利用可能な流量センサの例を以下に非限定的に挙げると、ダイヤフラム又はベローズ流量計、ロータリー流量計（例えば、ホール効果流量計）、タービン流量計、オリフィス流量計、及び超音波流量計である。流量センサ１８５は、コントローラ４００へ接続され得る。出口システム中を流れるガスのレートは、ユーザの呼吸量の示度であり得る。出口システム中を流れるガスの流量の変化を用いて、ユーザの呼吸速度を決定することも可能であり得る。コントローラ４００は、供給弁１６０の作動を制御するための制御信号又はトリガ信号を生成し得る。このような制御供給弁の作動の制御は、（例えばボーラス放出について本明細書中に記載される制御方法の何れかの実施により流量センサ１８５によって推定され、及び／又は他のセンサ信号に基づき得るような）ユーザの呼吸速度及び／又は呼吸量に基づき得る。

【００７２】

いくつかの実施例において、超音波センサシステム１６５及び例えば流量センサ１８５により、提供される酸素の実際の測定量が得られ得る。例えば、流量センサ１８５は、提供されるガス量を（流量に基づいて）測定することができ、超音波センサシステム１６５は、提供されるガス量の酸素濃度を提供し得る。コントローラ４００は、これらの２つの測定を共に用いて、ユーザへ提供される実際の酸素量の概算を決定することができる。

【００７３】

酸素富化ガスは、流量センサ１８５を通じてフィルタ１８７へ移動する。フィルタ１８７により、細菌、埃、細粒微粒子等が除去された後、酸素富化ガスがユーザへ提供される。フィルタリングされた酸素富化ガスは、フィルタ１８７を通じて、コネクタ１９０へ移動する。コネクタ１９０は、フィルタ１８７の出口を圧力センサ１９４及び送達導管１９２へ接続させる「Ｙ字型」コネクタであり得る。圧力センサ１９４は、導管１９２を通じてユーザへ移動するガスの圧力を監視するように用いられ得る。いくつかの実施例において、圧力センサ１９４は、感知面へ付加される正圧又は負圧の量に比例する信号を生成するように構成され得る。圧力センサ１９４によって感知される圧力の変化は、以下に述べるように、ユーザの呼吸速度及び吸気開始（トリガインスタントとも呼ばれる）を決定するために使用され得る。コントローラ４００は、呼吸速度及び／又はユーザの吸息の開始に基づいて、供給弁１６０の作動を制御し得る。一実施例において、コントローラ４００は、流量センサ１８５と圧力センサ１９４との何れか、若しくは両方ともから提供される情報に基づいて、供給弁１６０の作動を制御し得る。

【００７４】

酸素富化ガスは、導管１９２を通じてユーザへ提供され得る。一実施例において、導管１９２は、シリコーンチューブであり得る。導管１９２は、図４Ｂ及び図４Ｃに示すように、気道送達デバイス１９６によってユーザへ接続され得る。気道送達デバイス１９６は、酸素富化ガスを鼻腔又は口腔へ提供することが可能な任意のデバイスであり得る。気道接続部材の例を以下に非限定的に挙げると、鼻マスク、鼻枕、鼻プロング、鼻カニューレ、及びマウスピースである。鼻カニューレ気道送達デバイスを図４Ｂに示す。使用時に、

酸素濃縮器１００からの酸素富化ガスは、導管１９２及び気道送達デバイス１９６を通じてユーザへ提供される。気道送達デバイス１９６は、ユーザが周囲からの空気を呼吸することを可能にしつつユーザへの酸素富化ガス送達を可能にするように、ユーザの気道の近隣（例えば、ユーザの口及び／又は鼻の近隣）に配置される。

【００７５】

別の実施例において、酸素富化ガスをユーザへ提供するために、マウスピースが用いられ得る。図４Ｃに示すように、マウスピース１９８は、酸素濃縮器１００へ接続され得る。マウスピース１９８を酸素富化ガスのユーザへの提供のために用いられる唯一のデバイスにしてもよいし、或いは、マウスピースを鼻送達デバイス(例えば、鼻カニューレ)と組み合わせて用いてもよい。図４Ｃに示すように、酸素富化ガスが気道送達デバイス１９６及びマウスピース１９８双方を通じてユーザへ提供され得る。

【００７６】

マウスピース１９８を、ユーザの口内に取り外し可能に配置することができる。一実施例において、マウスピース１９８を、ユーザの口中の１本以上の歯へ取り外し可能に接続することができる。使用時に、酸素富化ガスは、ユーザの口中へマウスピースを介して方向付けられる。マウスピース１９８は、ユーザの歯に適合するように成型されたナイトガードマウスピースであり得る。或いは、マウスピースは、下顎再配置デバイスであり得る。一実施例において、少なくともマウスピースの大部分は、使用時においてユーザの口中に配置される。

【００７７】

使用時に、マウスピースの近隣において圧力変化が検出されると、酸素富化ガスがマウスピース１９８へ方向付けられ得る。一実施例において、マウスピース１９８は、圧力センサへ接続され得る。ユーザがユーザの口腔を通じて空気を吸息すると、圧力センサ１９４は、マウスピースの近隣の圧力降を検出し得る。酸素濃縮器１００のコントローラ４００により、吸息開始時におけるユーザへの酸素富化ガスのボーラス放出が制御され得る。例えば、これは、ボーラス放出の制御信号、又は供給弁１６０を制御するトリガ信号を生成させることにより遂行される。

【００７８】

個人の典型的な呼吸時において、吸息は、鼻を通じて、口腔を通じて、或いは、鼻及び口腔双方を通じて行われ得る。さらに、呼吸は、多様な要素に応じて、１つの通路から別の通路へ変化し得る。例えば、より活発な活動時において、ユーザは、鼻を通じた呼吸を、口を通じた呼吸（或いは口及び鼻を通じた呼吸）へ切り換え得る。単一の送達モード(鼻又は口)に依存するシステムの場合、監視された経路を通じた呼吸が停止した場合に適切に機能できなくなり得る。例えば、ユーザへの酸素富化ガス提供のために鼻カニューレが用いられる場合、吸息開始を決定するために、吸息センサ（例えば、圧力センサ又は流量センサ）が鼻カニューレへ接続される。ユーザが鼻を通じた呼吸を停止し、口を通じた呼吸に切り換えると、鼻カニューレからのフィードバックが無いため、酸素濃縮器１００は、いつ酸素富化ガスを提供すればよいのかわからなくなり得る。このような状況下において、酸素濃縮器１００は、吸息センサがユーザの吸息を検出するまで、流量を増加させ、及び／又は酸素富化ガスの提供頻度を増加させ得る。ユーザが呼吸モードの切り換えを頻繁に行うと、デフォルトの酸素富化ガス提供モードに起因して、酸素濃縮器１００の作動頻度が高くなり、その結果、システムのポータブル利用時間が制限される。

【００７９】

一実施例において、ユーザへの酸素富化ガス提供に用いられる気道送達デバイス１９６（例えば、鼻カニューレ）と共に用いられるマウスピース１９８が、図４Ｃに示される。マウスピース１９８及び気道送達デバイス１９６はどちらとも、吸息センサへ接続される。一実施例において、マウスピース１９８及び気道送達デバイス１９６は、同一の吸息センサへ接続される。別の実施例において、マウスピース１９８及び気道送達デバイス１９６は、異なる吸息センサへ接続される。何れかの実施例において、吸息センサ（単数又は複数）は、それから吸息開始を口又は鼻から検出し得る。酸素濃縮器１００は、近隣にお

いて吸息開始が検出されたデバイス（すなわち、マウスピース１９８又は気道送達デバイス１９６）へ酸素富化ガスを提供するように構成され得る。或いは、何れかのデバイスの近隣において吸息開始が検出された場合、酸素富化ガスをマウスピース１９８及び気道送達デバイス１９６双方へ提供してもよい。例えば図４Ｃに示すような２重送達システムを用いると、睡眠中のユーザにとって特に有用であり得、鼻呼吸／口呼吸間の切り換えを意識的努力無く遂行し得る。

【００８０】

［コントローラシステム］

酸素濃縮器１００の動作は、本明細書中に記載のような酸素濃縮器１００の多様なコンポーネントへ接続されている内部のコントローラ４００を用いて自動的に行われ得る。図１に示すように、コントローラ４００は、１つ以上のプロセッサ４１０及び内部メモリ４２０を含む。酸素濃縮器１００の動作及び監視に用いられる方法は、メモリ４２０中に保存されたプログラム命令又はコントローラ４００へ接続されたキャリア媒体によって実施され得、1つ以上のプロセッサ４１０によって実行され得る。メモリ媒体は、多様な種類のメモリデバイス又は記憶装置のうち何れかを含み得る。「メモリ媒体」という用語は、インストール媒体を含むことを意図する（例えば、コンパクトディスクリードオンリーメモリ（ＣＤ－ＲＯＭ）、フロッピーディスク（登録商標）、又はテープデバイス；コンピュータシステムメモリ又はランダムアクセスメモリ（例えば、ダイナミックランダムアクセスメモリ（ＤＲＡＭ）、ダブルデータレート（ＤＤＲ）ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）、スタティックランダムアクセスメモリ（ＳＲＡＭ）、拡張データアウトランダムアクセスメモリ（ＥＤＯＲＡＭ）、ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ））；又は不揮発性メモリ（例えば、磁気媒体（例えば、ハードドライブ又は光学記憶装置））。メモリ媒体は、他の種類のメモリ又はその組み合わせも含み得る。加えて、メモリ媒体は、内部においてプログラムが実行される第１のコンピュータ中に配置してもよいし、或いは、ネットワーク（例えば、インターネット）を介して第１のコンピュータへ接続された第２の異なるコンピュータ中に配置してもよい。後者の場合、第２のコンピュータは、第１のコンピュータによって実行されるプログラム命令を提供し得る。「メモリ媒体」という用語は、異なる場所（例えば、ネットワークを介して接続された異なるコンピュータ中）に常駐し得る２つ以上のメモリ媒体を含み得る。

【００８１】

いくつかの実施例において、コントローラ４００は、プロセッサ４１０を含む。プロセッサ４１０は、例えば、1つ以上のフィールドプログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ：Field Programmable Gate Array）、酸素濃縮器１００中に配置された回路基板上に設けられたマイクロコントローラ等を含む。プロセッサ４１０は、メモリ４２０中に保存されたプログラミング命令を実行することができる。いくつかの実施例において、プログラミング命令は、プロセッサの外部のメモリに別個にアクセスできない(すなわち、メモリ４２０は、プロセッサ４１０の内部に設けられ得る)ように、プロセッサ４１０中に構築され得る。

【００８２】

プロセッサ４１０は、酸素濃縮器１００の多様なコンポーネントへ接続され得る（例を非限定的に挙げると、圧縮システム２００、システム中を流れる流体の制御に用いられる弁のうち１つ以上（例えば、弁１２２、１２４、１３２、１３４、１５２、１５４、１６０）、酸素センサ１６５、圧力センサ１９４、流量センサ１８５、温度センサ（図示省略）、ファン、及び電気制御が可能な他の任意のコンポーネント）。いくつかの実施例において、別個のプロセッサ（及び／又はメモリ）が、これらのコンポーネントのうち１つ以上へ接続され得る。

【００８３】

コントローラ４００は、酸素濃縮器１００を動作させるように構成（例えば、プログラム）され、酸素濃縮器１００を故障状態について監視するようにさらに構成される。例えば、一実施例において、コントローラ４００は、システムが動作しており、かつ所定の期

間にわたってユーザにより呼吸が検出されない場合に警告をトリガするように、プログラムされる。例えば、コントローラ４００が７５秒間の期間にわたって呼吸を検出しない場合、警告ＬＥＤが点灯され、及び／又は可聴警告が発生し得る。例えば睡眠時無呼吸エピソード時にユーザの呼吸が本当に止まった場合、この警告はユーザを覚醒させるのに充分であり得、これにより、ユーザの呼吸を再開させる。この呼吸活動は、コントローラ４００がこの警告機能をリセットするのに充分であり得る。或いは、送達導管１９２がユーザから取り外されたときにシステムがオンのまま放置されてしまう場合、この警告は、ユーザに酸素濃縮器１００をオフにするよう促すためのリマインダとして機能し得る。

【００８４】

コントローラ４００は、酸素センサ１６５へさらに接続され得、膨張チャンバ１６２を通過する酸素富化ガスの酸素濃度の連続的又は定期的監視のためにプログラムされ得る。最小酸素濃度閾値は、ユーザに対し酸素濃度低下について警告するためのＬＥＤ視覚警告及び／又は可聴警告をコントローラが点灯するように、コントローラ４００内にプログラムされ得る。

【００８５】

コントローラ４００は、内部の電源１８０にも接続され、この内部の電源１８０の充電レベルを監視することが可能である。最小電圧及び／又は現在の閾値は、コントローラ４００内にプログラムされてもよく、コントローラがユーザに対して電力低下状態について警告するためのＬＥＤ視覚警告及び／又は可聴警告を点灯することができる。これらの警告の起動は、間欠的に行ってもよいし、或いは、電池の利用可能な充電がゼロに近づくにつれて頻度を上げて行ってもよい。

【００８６】

コントローラ４００により実施可能なさらなる機能について、本開示の他の部分に詳細の記載がある。

【００８７】

［外側ハウジング、コントロールパネル］

図５は、酸素濃縮器１００の外側ハウジング１７０の実施例を示す。いくつかの実施例において、外側ハウジング１７０は、軽量プラスチックを含み得る。外側ハウジングは、圧縮システムの入口１０５と、冷却システムの受動的な入口１０１と、外側ハウジング１７０の各端部における出口１７３と、出口ポート１７４と、コントロールパネル６００とを含む。入口１０１及び出口１７３により、冷却空気がハウジングに進入し、ハウジングを通過し、ハウジング１７０内から流出して、酸素濃縮器１００の冷却を支援することができる。圧縮システムの入口１０５により、圧縮システム内への空気進入が可能になる。出口ポート１７４は、酸素濃縮器１００によって生成された酸素富化ガスをユーザへ提供するための導管を取り付けるために用いられる。

【００８８】

コントロールパネル６００は、ユーザとコントローラ４００との間のインターフェースとして機能して、ユーザが酸素濃縮器１００の所定の動作モードを開始すること及びシステムの状態を監視することを可能にする。充電をする入力ポート６０５は、コントロールパネル６００内に配置され得る。図６は、コントロールパネル６００の一実施例を示す。

【００８９】

いくつかの実施例において、コントロールパネル６００は、酸素濃縮器１００のための多様な動作モードを起動するためのボタンを含み得る。例えば、コントロールパネル６００は、電源ボタン６１０、投与量のボタン６２０～６２６、活性モードのボタン６３０、スリープモードのボタン６３５、及び電池チェックのボタン６５０を含み得る。いくつかの実施例において、これらのボタンのうち１つ以上は、各ＬＥＤを有し得る。このＬＥＤは、各ボタンが押圧されたときに発光し得（各ボタンが再度押圧されたときに電力オフにされ得る）。電源ボタン６１０は、システムの電力をオン又はオフにさせ得る。システムをオフにするために電源ボタン６１０が起動されると、コントローラ４００は、システムを停止状態にさせるための停止シーケンスを開始し得る(例えば、双方のキャニスタが加

圧された状態)。投与量のボタン６２０、６２２、６２４及び６２６により、酸素富化ガスの処方された連続流量の選択が可能になる（例えば、ボタン６２０により１ＬＰＭ、ボタン６２２により２ＬＰＭ、ボタン６２４により３ＬＰＭ、及びボタン６２６により４ＬＰＭ）。ユーザが通常時に酸素濃縮器１００を用いる場所よりも高い場所にユーザが行く場合、高度ボタン６４０が選択され得る。高度モードの起動に応答して行われる酸素濃縮器１００による調節について、本明細書中より詳細に説明する。

【００９０】

電池チェックのボタン６５０が電池チェックルーチンを酸素濃縮器１００内において開始すると、相対的な残留電池電力ＬＥＤ６５５がコントロールパネル６００上において発光される。

【００９１】

検出された呼吸速度又は深さを閾値に比較することにより推定されるようにユーザの活動が比較的低い場合(例えば、熟睡時、座位時)において、ユーザの呼吸速度又は深さが低くなるときがある。ユーザの活動が比較的高い場合（例えば、歩行時、運動時）において、ユーザの呼吸速度又は深さが高くなるときがある。活性／スリープモードは自動的に推定され得、及び／又は活性モードの場合はボタン６３０を、そして、スリープモードの場合はボタン６３５を押圧することにより、ユーザが各活性モード又はスリープモードを手動で指示することができる。活性モード又はスリープモードの起動に応答して行われる酸素濃縮器１００による調節について、本明細書中より詳細に説明する。

【００９２】

［酸素富化ガスの放出制御方法］

酸素濃縮器１００の主な用途として、ユーザへの酸素補給がある。一般的に、提供されるべき酸素補給の流量が、医師によって推定される。典型的な処方された酸素補給の連続流量は、約１ＬＰＭ～約１０ＬＰＭの範囲であり得る。最も一般的な処方連続流量は、１ＬＰＭ、２ＬＰＭ、３ＬＰＭ及び４ＬＰＭである。一般的に、パルス化酸素デバイスにおいては、ユーザへの酸素富化ガスの提供は、ユーザ用に処方された連続流量をエミュレートするように、呼吸サイクルと同期して十分な量で行われる。本明細書中用いられるように、「呼吸サイクル」という用語は、吸息の後に呼息が続くことを指す。

【００９３】

生成する必要のある酸素富化ガスの量を最小化し、処方された連続流量をエミュレートするために、コントローラ４００は、（パルス酸素供給（ＰＯＤ）又は要求酸素供給として公知の治療モードに従って）酸素富化ガス放出をユーザの吸息と同期させるようにプログラムされ得る。ユーザの吸息時にユーザへの酸素富化ガスのボーラス放出を行うと、例えばユーザの呼息時に酸素放出を行わない（電力要求がさらに低下する）ことにより、不要な酸素発生を回避することができる。要求酸素量を低減することにより、酸素濃縮器１００に要求される空気圧縮の量を有効に低減することができる（その後、コンプレッサからの電力需要を低減することができる）。

【００９４】

酸素濃縮器１００によって生成された酸素富化ガスは、酸素のアキュムレータ１０６中に保存され、ユーザの吸息時においてユーザへ放出される。酸素濃縮器１００によって提供される酸素富化ガス量は、供給弁１６０によって部分的に制御される。一実施例において、供給弁１６０の開口は、コントローラ４００によって推定されたような適切な量の酸素富化ガスをユーザに提供することができるだけの充分な量の時間の間に行われる。ユーザの処方連続流量のエミュレートに必要な酸素量を最小限にするために、ユーザの吸息の開始の検出時において、酸素富化ガスをボーラスとして提供される。例えば、酸素富化ガスのボーラスは、ユーザ吸息の最初の数ミリ秒において供給され得る。

【００９５】

一実施例において、圧力センサ１９４は、ユーザの吸息開始を決定するように、用いられ得る。例えば、ユーザの吸気は、圧力センサ１９４の利用によって検出され得る。使用時において、酸素富化ガスを提供するための導管１９２が、気道送達デバイス１９６及び

／又は１９８を通じてユーザの鼻及び／又は口へ接続される。よって、導管１９２中の圧力は、ユーザの気道圧力を示す。吸息開始時において、ユーザは、鼻及び／又は口を通じて空気を体内へ引き込むことを開始する。空気が引き込まれる際、送達導管端部において引き込まれる空気のベンチュリ作用に部分的に起因して、導管端部において負圧が発生する。コントローラ４００は、圧力センサ１９４からの圧力信号を分析して、圧力の低下を検出し、吸気開始を示す。吸気開始が検出されると、例えば、弁のために生成された制御信号に応答して、供給弁１６０は、開口されて、酸素富化ガスのボーラスをアキュムレータ１０６から放出する。圧力の正の変化又は上昇は、ユーザの呼息を示し、概して酸素富化ガス放出が中止されたときである。一実施例において、正圧変化が感知されると、例えば、供給弁に対する発生された制御信号に応答して、次の吸息開始まで制御弁１６０は閉鎖される。或いは、ボーラス継続期間として知られる所定のインターバルの後、供給弁１６０は、閉鎖され得る。隣接する吸息開始間のインターバルを測定することにより、ユーザの呼吸速度が推定され得る。吸息開始時とその後の呼息開始時との間のインターバルを測定することにより、ユーザの吸気時間が推定され得る。

【００９６】

他の実施例において、圧力センサ１９４は、感知導管内に配置され得る。感知導管は、ユーザの気道と空気圧で連通するが、送達導管１９２から別個に設けられる。よって、このような実施例において、圧力センサ１９４からの圧力信号も、ユーザの気道圧力を示す。

【００９７】

いくつかの実施例において、圧力センサ１９４の感度は、特に圧力センサ１９４が酸素濃縮器１００内に配置されかつ酸素濃縮器１００をユーザへ接続させる導管１９２を通じて圧力差が検出された場合、圧力センサ１９４のユーザからの物理的距離によって影響を受け得る。いくつかの実施例において、圧力センサ１９４は、酸素富化ガスのユーザへの提供に用いられる気道送達デバイス１９６内に配置され得る。圧力センサ１９４からの信号は、酸素濃縮器１００中のコントローラ４００へ有線的に又はテレメトリを通じて（例えば、ブルートゥース（登録商標）又は他の無線技術を通じて）電子的に提供され得る。

【００９８】

いくつかの実施例において、ユーザの現在の活動水準（例えば、検出されたユーザの現在の呼吸速度を用いて推定されたもの）が所定の閾値を超える場合、コントローラ４００は、酸素濃縮器１００の送達能力を超えている旨をユーザに警告するための警告（例えば、視覚及び／又は音声）が実装され得る。例えば、閾値は、１分あたり４０回（ＢＰＭ：Breaths Per Minute）の呼吸に設定され得る。

【００９９】

［ＰＯＤのトリガリング］

図７は、適応されるトリガ生成システム７００の一例を示すブロック図である。適応されるトリガ生成システム７００は、本技術の１つの実施例によるユーザへの送達のために酸素濃縮器１００からの酸素のボーラス放出をトリガするように構成される。このシステム７００の多様なモジュール７１０、７２０、７３０及び７４０は、システムの処理コンポーネントとして実施してもよいし、或いは、他の場合にメモリ４２０中に保存されたプログラム命令として符号化し、コントローラ４００によって実施してもよい。

【０１００】

多様なモジュールの機能は、以下に述べるようなものであり得るが、他の実施例において、モジュール間に異なって分配してもよい。

【０１０１】

システム７００は、圧力モジュール７１０を含み得る。圧力モジュール７１０は、以下のうち何れか又は全てを入力として受信するように構成されてもよい。すなわち、圧力センサ１９４からの生の圧力信号Ｐ、供給弁１６０の制御のためにコントローラ４００によって生成された弁制御信号パルス、及び（任意選択的に）酸素濃縮器１００中の温度センサからの温度信号Ｔを入力として受信するように構成されてもよい。圧力モジュール７１

０の機能は、生の圧力信号がユーザの気道圧力をより高精度に示すように生の圧力信号を調節することである。圧力モジュール７１０は、圧力センサ１９４が送達導管１９２内にある実施例において各ボーラス放出の結果、生の圧力信号中に含まれる圧力パルス（単数又は複数）又は圧力効果（単数又は複数）を除去することにより、この機能を行う。温度信号Ｔを設けることにより、圧力モジュール７１０は、圧力センサ１９４の温度感度が高い場合に温度変化に起因して発生し得る、生の圧力信号Ｐの（熱又は他の）任意のオフセットドリフトを除去することにより、温度変化を補償することができる。圧力モジュール７１０は、生の圧力信号Ｐに対してノイズ低減フィルタリングも行う。圧力モジュール７１０は、「調節された（adjusted）」圧力信号P_{adj}を時間ｔの関数として出力する。圧力モジュール７１０について、以下により詳細に説明する。

【０１０２】

上記システム７００は、閾モジュール７２０をさらに含み得る。閾モジュール７２０の機能は、圧力モジュール７１０からの調節された圧力信号P_{adj}を監視し、適切なトリガ閾ｈを時間ｔの関数として繰り返し決定することである。閾モジュール７２０について、以下により詳細に説明する。

【０１０３】

上記システム７００は、トリガモジュール７３０をさらに含み得る。トリガモジュール７３０の機能は、閾モジュール７２０からのトリガ閾ｈを圧力モジュール７１０からの調節された圧力信号P_{adj}へ適用して、（例えば、ブール）信号トリガを生成することである。この信号は、吸気開始の示度として認識され得る。信号トリガは、上述したボーラス放出制御又はトリガ信号として用いられ得る。トリガモジュール７３０は、監視モジュール７４０から受信された１つ以上の呼吸パラメータを用いて自身の機能を果たすことも任意選択的に可能である。トリガモジュール７３０について、以下により詳細に説明する。

【０１０４】

上記システム７００は、監視モジュール７４０をさらに含み得る。監視モジュール７４０の１つの機能として、（例えば、ユーザの気道圧力を示す圧力モジュール７１０からの調節された圧力信号P_{adj}の監視）及びトリガモジュール７３０からのトリガ信号により、ユーザの気道圧力を監視することがある。監視モジュール７４０は、例えば、圧力及び／又は吸気開始情報に基づいて（例えば、調整された圧力信号及び／又はトリガ信号に基づいて）、ユーザの１つ以上の呼吸パラメータ、例えば、ユーザの呼吸速度Ｒを計算してもよい。これらの呼吸パラメータのうち１つ以上は、トリガモジュール７３０へ送られ得る。監視モジュール７４０によって生成された呼吸パラメータを、トリガ生成システム７００の外部のモジュール（ボーラス調節スキーム及びユーザデータ報告を含む）へ提供してもよい。監視モジュール７４０について、以下により詳細に説明する。

【０１０５】

いくつかの実施例において、モジュール７１０～７４０は、以下に述べる場合を除いて、１００Ｈｚ～１ｋＨｚの範囲の所定の「リアルタイム」サンプルレートと同期して動作する。圧力信号Ｐ及び温度信号Ｔは、少なくともリアルタイムレートでその各センサによって生成される。

【０１０６】

以下の記載において、符号規約については、吸気時において圧力信号Ｐは負であるとみなされ、呼息時に正であるとみなされるものとされる。しかし、いくつかの実施例において、特定の範囲（例えば、正の値又は負の値）を維持するためにこのような信号伝達を反転させ、及び／又は、他の場合に調節し、同じ結果を達成するために適用することができる。

【０１０７】

図８は、本技術による図７のシステム７００の圧力モジュール７１０に類似する圧力モジュール８００の１つの実施例を示すブロック図である。圧力モジュール８００は、入力圧力センサ１９４からの生の圧力信号Ｐと、供給弁１６０の制御のためのコントローラ４００によって生成された弁制御信号パルスと、（任意選択的に）酸素濃縮器１００中の温

度センサからの温度信号Ｔとを入力として取得する。圧力モジュール８００中の任意選択的要素は、鎖線の輪郭で示されている。

【０１０８】

温度信号Ｔが存在する場合、圧力モジュール８００は、例えばノイズ低減のためにフィルタ８１０を温度信号Ｔへ適用することにより、信号をフィルタリングし得る。１つの実施例において、ノイズ低減フィルタ８１０は、３点メディアンフィルタである。次に、オフセット計算モジュール８２０は、圧力オフセットΔＰを基準温度T_{ref}に関連する温度変化の関数として計算し得る。このような基準温度T_{ref}は、の較正又は動作時に（又は実行が無い場合は電源オン時に）温度信号又は温度センサを用いて決定／測定される温度であり得る。１つの実施例において、圧力オフセットΔＰは、温度変化の線形関数として計算される。

【数１】

$$\Delta P = K\left(T - T_{ref}\right) \qquad (1)$$

【０１０９】

ここで、Ｋは、例えば温度単位を圧力単位へ変換するための補償係数である。別の実施例において、オフセット計算モジュール８２０は、Ｔ及びT_{ref}に基づいた事前較正されたルックアップテーブルから圧力オフセットΔＰを取り出す。

【０１１０】

温度信号Ｔが存在しない場合に適した別の実施例において、生の圧力信号Ｐの監視により、圧力オフセットΔＰを推定することができる。推定された圧力オフセットΔＰという値は、生の圧力信号Ｐから減算した場合に、平均持続時間T_Iの期間にわたって、生の圧力信号Ｐが（吸気を示す）負になり、平均持続時間T_Eの期間にわたって（吸気を示す）正になる値である。ここで、T_I及びT_Eは、吸気時間対呼気時間の既知の比Ｉ：Ｅをとる。換言すると、推定された圧力オフセットΔＰは、生の圧力がΔＰを超える期間及び生の圧力がΔＰを下回る期間が所定のＩ：Ｅ比を満たすように、選択される。Ｉ：Ｅ比は、ほとんどのユーザにおいて１．１～１．４の範囲内である。呼吸拘束下にあるユーザ（例えば、状態の悪いＣＯＰＤ患者）の場合、Ｉ：Ｅ比は１：１に近く、リラックスした健常のユーザの場合、Ｉ：Ｅ比は１：４まで高くなる。

【０１１１】

次に、生の圧力信号Ｐに対し、（例えば圧力オフセットΔＰの減算により）生の圧力信号の調節のために圧力オフセットΔＰを適用することにより、温度補償モジュール８３０において温度補償が行われ得る。次に、圧力モジュール８００は、酸素濃縮器１００の電気系統内における切り換えに起因する極めて短い持続時間の大きな大きさのノイズインパルスを除去するために、例えば、ノイズ低減フィルタ８４０を補償された圧力へ適用することにより、補償された圧力信号を（任意選択的に）フィルタリングし得る。１つの実施例において、このフィルタ８４０は、この目的のために３点メディアンフィルタを含む。周期的デバイスノイズ（例えば、高周波コンプレッサ）及び酸素濃縮器１００の電気系統から発生したＰＳＡノイズの除去のために、このフィルタ８４０は、圧力信号Ｐ（例えば、補償された圧力信号）も平滑化し得る。１つの実施例において、このフィルタ８４０は、この目的のために２４点移動平均フィルタを含む。

【０１１２】

ボーラス送達時において、送達導管１９２内において感知されるようなユーザの気道圧力は、ボーラスの圧力によってマスクされる。ボーラス送達の期間は、生成された弁制御信号の放出動作とほぼ一致する。そのため、ボーラス除去モジュール８５０は、（ａ）（例えば、弁制御信号パルスのアサーションによって示されるような）ボーラス送達期間、及び、任意選択的に（ｂ）その後のセトリング期間時のユーザの気道圧力をより高精度に示す調節された圧力値P_{adj}を計算し得る。例えば、圧力パルスは、圧力センサからの信号中に示される圧力を一時的に上昇させ得る。そのため、圧力信号に対するボーラスの影

響又は効果（例えば、圧力効果）を除去するように、圧力信号を調節することができる。いくつかのバージョンにおいて、このモジュール８５０のこのようなボーラス除去計算において、ボーラス送達前の最終圧力値P_0及びボーラス送達後の第１の圧力値P_1及び任意選択的にセトリング期間の間の圧力値の補間が行われ得る。このようなセトリング期間は、任意選択的に１つの実施例において約２００ｍｓに設定してもよいし、或いは他の場合に１００～６００ｍｓの範囲に設定してもよい。１つの実施例において、以下の式によれば、P_0とP_1との間の補間は線形である。

【数２】

$$P_{adj}(t) = P_0 + \frac{(t - T_0)}{T}(P_1 - P_0) \qquad (2)$$

【０１１３】

ここで、T_0は、ボーラス送達の開始時間であり、Ｔは、ボーラス及びセトリング期間の合計持続時間である。他の場合において、P_{adj}は、（任意選択的に）フィルタリングされ、（任意選択的に）温度補償された圧力信号Ｐである。セトリング期間は、ボーラス終了と、圧力信号が患者気道圧力まで再度安定する時間との間の期間であり、ボーラスの最大圧力及び量、気道送達デバイス１９６の物理的特性、及び供給弁１６０の動作速度等の要素に依存し得る。１つの実施例において、セトリング期間は、およそ５００ミリ秒（例えば、５０１ミリ秒）である。他の実施例において、圧力信号Ｐの監視により、セトリング期間を動的に推定することができる。別の実施例において、セトリング期間は、「学習回路」機能によって設定され得る。「学習回路」機能は、ボーラス送達から圧力信号が再度安定するまでの時間を決定することにより、このような期間を測定するように動作する。

【０１１４】

他の実施例において、補間は、非線形カーブフィッティング、時系列予測又は呼吸信号モデル化によって達成され得る。

【０１１５】

上記システム７００の調節された圧力計算動作は、スパートとして行われ得る。この点について、この送達及び／又はセトリング期間時において、P_1は、まだ、知られていないため、調節された圧力P_{adj}の計算に起因して、ボーラス送達及びセトリング期間時に一次停止／待機が発生し得る。そのため、上記システム７００の動作は、このインターバルにおいて中止され得る。ボーラス送達及びセトリング期間の完了後、調節された圧力信号P_{adj}の推定値をリアルタイムよりも高速に処理することで、上記システム７００が短いインターバルの後にリアルタイムに追いつくことが可能になる。調節された圧力信号P_{adj}の値がリアルタイムのＮ倍の速度で計算された場合、上記システム７００は、ボーラス送達及びセトリング期間の持続時間のおよそ１／（Ｎ－１）番目後にリアルタイムに追いつく。１つの実施例において、Ｎは２０である。

【０１１６】

別の実施例において、ボーラス送達時において圧力信号の調節は行われず、ボーラス送達期間におけるさらなる処理は省略されるだけである。このような実施例において、任意のモジュールが欠測期間について補償され、調節された圧力信号P_{adj}の処理再開前に任意のフィルタを安定させるためのインターバルが設けられる。

【０１１７】

いくつかの実施例において、ボーラス除去モジュール８５０は省略され得る。例えば、圧力センサ１９４が別個の感知導管内に配置された実施例において、ボーラス除去モジュール８５０は省略され得る。

【０１１８】

図９は、本技術による図７のシステム７００の閾モジュール７２０に類似する閾モジュ

ール９００の１つの実施例を示すブロック図である。上述したように、閾モジュール９００の機能は、圧力信号（例えば、圧力モジュール７１０からの調節された圧力信号P_{adj}）を監視し、現在時間ｔにおける適切なトリガ閾ｈを決定することである。

【０１１９】

閾モジュール９００は、例えば、入力信号（例えば、調節された圧力信号P_{adj}）からの活動信号ａ（ｔ）を生成又は抽出するように構成された活動推定モジュール９１０又はサブモジュール（例えば、１つ以上のフィルタ（単数又は複数））を有し得る。呼吸速度等の呼吸パラメータと対照的に、このようなモジュールは、ユーザ活動（すなわち、呼吸活動以外の活動）を示す出力を生成し得る。例えば、１つの実施例において、活動推定モジュール９１０は、適切なカットオフ周波数（例えば、１０Ｈｚ）を用いた２次バターワース（Butterworth）ハイパスフィルタを用いたモジュールであり得る。フィルタ及びカットオフは、信号からの呼吸活動を省略することにより呼吸以外のユーザ活動を示す出力を生成するように、選択され得る。本例において生成されるように、ａ（ｔ）の値が高いほど、典型的にはユーザ活動が高いことを意味するが、他のノイズ源も示すことができる。

【０１２０】

次に、閾モジュール９００の閾更新モジュール９２０は、最近の活動ａ（ｔ）に従ってトリガ閾ｈを（例えば、繰り返し）調節し得る。例えば、活動が上昇した場合、ノイズ耐性を上昇させる（すなわち、ボーラスをトリガする感度を低下させる）ように、トリガ閾ｈを調節することができる（例えば、閾をより負になるように調節することができる）。同様に、活動が低下した場合、ノイズ耐性を低下させる（すなわち、ボーラスをトリガする感度を上昇させる）ように、トリガ閾ｈを調節することができる（例えば、閾をより負にならないように調節することができる）。よって、適応されるトリガ生成システム７００のノイズ耐性は、例えば特定の信号期間（例えば、窓）からの入力信号（例えば、気道圧力信号）中に反映される活動レベルに概ね追随する。例えば、閾ｈは、入力信号の１つ以上の期間からの１つ以上の値の関数（例えば、最大、最小及び／又は平均）として繰り返し設定され得る。閾更新モジュール９２０の１つの実施例において、トリガ閾ｈは、ａ（ｔ）の最近の値の窓Ｗにわたる活動ａ（ｔ）の最大値a_{max}に設定され得、スケーリング定数Ｋによって乗算され得る。スケーリング定数Ｋは、トリガ閾ｈを負にするために例えば以下の関数に従って符号が負に反転され得る。

【数３】

$$h = (-1) \times K \times a_{max} \qquad (3)$$

ここで、

【数４】

$$a_{\max} = \max_{t \in W} \left(a(t) \right) \qquad (4)$$

である。

【０１２１】

いくつかの実施例において、スケーリング定数Ｋは、１．２に固定される。

【０１２２】

他の実施例において、スケーリング定数Ｋは、最大活動a_{max}によって異なる（例えば、最大活動a_{max}の関数となる）。１つのこのような実施例において、活動レベルが低い場合、スケーリング定数Ｋは１．５に設定され、その後、１まで低下して、高レベルの活動における増幅を減衰させる。図１１は、この実施例による最大活動a_{max}の関数としてのスケーリング定数Ｋの値を示すグラフである。

【０１２３】
さらに他の実施例において、スケーリング定数Ｋは、ユーザの呼吸速度Ｒに応じて変化し、例えば低呼吸速度（例えば、およそ４～１０呼吸／分）におけるＫ＝２を速い呼吸速度（例えば、低呼吸速度よりも高い速度）における１まで低下させる。このような実施例の意図として、得られたトリガ遅延（下記を参照）に起因してボーラス放出が有効になるのに遅すぎる場合にノイズに対する耐性無しに済ませることがある。
【０１２４】
いくつかの実施例において、短期圧力センサオフセットエラーを取り扱うために、閾ｈが最小閾値h_{min}により維持又は制限される（例えば、より負の値になる）ように、閾調節を制限することができる。最小閾h_{min}は、センサ性能及び分解能によって制限される。いくつかの実施例において、最小閾h_{min}は、最大の予測される短期及び未修正の長期オフセットエラーよりも大きい。長期オフセットエラーは、間欠的センサ較正により例えば電源オン時に修正され得、その場合、最小閾h_{min}の値の選択時に最大の未修正の長期オフセットエラーを考慮するだけで済む。一例において、最小閾h_{min}は、－０．０１～－０．５ｍｍH_2Oの範囲内である（例えば、－０．１５ｍｍH_2O）。
【０１２５】
いくつかの実施例において、h_{min}の値は、（負方向（すなわち、より大きく負になるように））最後の較正成功以降の時間の関数として増加される。これにより、較正時における最大性能が可能になり、長期オフセットドリフトの危険性のあるデバイスについて最適な（しかし、必然的に低下する）性能が支援される。
【０１２６】
いくつかの実施例において、閾ｈが最大閾値h_{max}によって維持又は制限される（例えば、最大閾値h_{max}よりも負にならない）ように閾調節を制限することができ、これにより、調節された圧力信号上のノイズが大きな期間において吸気が欠損する（偽の負）可能性を低下させることができる。１つのこのような実施例において、最大閾値h_{max}は、最小調節された圧力P_{adj}の一部として計算され得る。
【０１２７】
窓Ｗの持続時間ｗは、（例えば、１０秒又は（例えば約５～１５秒の範囲内の）他の時間値に）固定され得る。この点について、窓の持続時間は、任意の所与の閾決定において考慮される活動信号のデータ量（又は値）に関する。いくつかのバージョンにおいて、窓は、（例えば、窓を、活動信号、圧力信号及び／又はトリガ閾の関数として調節することにより）窓調整モジュール９３０により調節することが可能である。例えば、窓調整モジュール９３０は、例えば（例えば活動信号中に存在し得る咳又はカニューレ隆起に起因する）ノイズ増加短期の個別エピソードからの急速な回復を可能にするような閾を得るために、窓を一時的に短くし得る（すなわち、ｗを低減させ得る）。１つの実施例において、窓持続時間ｗは、t_Lの関数であり得る。ここで、t_L（例えば、秒）は、トリガ閾ｈが最近の平均（例えば、計算されたトリガ閾ｈ値の最近の平均）を有意な差だけ超えた時点以降の時間であり、短期の個別のエピソードのノイズ増加を示す。１つの実施例において、関数は、t_Lから一定の時間（例えば、１）を減算した値であり、最近の平均は、移動平均（例えば、５秒の移動平均）、有意な差は、０．７ｍｍH_2O又は（例えば、約０．４又は０．１０ｍｍH_2Oの範囲内の）他の値である。
【０１２８】
図１２は、窓持続時間の調整関数の別の実施例を例示するグラフである。図１２において、窓持続時間ｗは、トリガ閾移動域（すなわち、トリガ閾が有意な差だけ最近の平均を超えた）以降の時間t_L（単位：秒）の関数としてプロットされる。窓持続時間は、例えばこの関数によって、移動域の直後の下限（例えば、３秒）から約１５秒後の上限（例えば、１０秒）へ漸増する。図１２は、窓持続時間の段階的増加を示すが、この増加は、平滑な線形増加又は非線形増加であってもよい。典型的には、このような増加は、通常持続時間を低減させる移動域が無い場合に繰り返し発生し得る。
【０１２９】

何れの場合も、窓調整モジュール９３０は、窓持続時間ｗを最小制限と最大制限との間（例えば、下限３秒と上限１０秒との間）に維持する。

【０１３０】

閾更新モジュール９２０及び窓調整モジュール９３０は、低速で作動し得、例えば、トリガ閾ｈ及び窓持続時間ｗを２Ｈｚにおいて更新する。

【０１３１】

任意選択的に、活動信号ａ（ｔ）は、ユーザの活動の示度（例えば、歩行数、運動期間の強度及び持続時間及び活動種類）を報告するためにさらに処理され得る。

【０１３２】

閾モジュール７２０の別の実施例において、閾ｈは、調節された圧力信号P_{adj}のピーク値の最近の平均（例えば、調節された圧力信号P_{adj}の窓Ｗの値からのもの）の比率として計算され得る。

【０１３３】

上述したように、トリガモジュール７３０の機能は、閾モジュール７２０からのトリガ閾ｈを圧力モジュール７１０からの調節された圧力信号P_{adj}へ適用して、ボーラス放出制御又はトリガ信号（例えば、ブール吸気開始信号トリガ）を生成することである。本例において、このようなトリガ信号はブールであり得るが、トリガ信号は、ボーラス放出のため（例えば、開始及び／又は終了のため）に任意のデバイス（例えば、制御弁）を（例えば、比例的に）動作させるか又はその動作を発生させるために、他の場合に任意の種類の信号（例えば、比例する制御信号又は他の制御信号）であり得ることが理解される。そのため、制御信号の生成は、圧力信号（例えば、調節された圧力信号P_{adj}）及び可変閾（例えば、トリガ閾ｈ）の１つ以上の比較に基づき得る。１つの実施例において、以下のブール式が真である場合、トリガ（すなわち、ボーラスを放出させる制御信号）がアサートされ、

（ａ）調節された圧力信号P_{adj}が、（負）トリガ閾ｈを少なくとも（１つの実施例において３ｍｓに等しい）トリガ確認期間にわたって連続的に下回り、又は最近のインターバル（例えば、５００ｍｓ）内においてこれを行い、

（ｂ）トリガの最終アサーション以降の時間が、（１つの実施例において１秒に等しい）ブラックアウト期間を超え、

（ｃ）トリガの最終アサーション以降に呼気が検出され、及び、

（ｄ）現在の吸気の開始以降の経過時間Ｔｉが、最短吸気時間値Ｔｉminを超えている。

【０１３４】

図１０は、トリガモジュール７３０のこの実施例による上記のブール式を達成するための例示的なプロセス１０００の模式図である。ブロック１０１０において、例えば調節された圧力P_{adj}が閾ｈを連続的にトリガ確認期間にわたって下回るかを決定する比較を行う。これは、上記の条件（ａ）の第１の部分を示し得る。トリガ確認期間が増加すると、トリガモジュール７３０のノイズに対する耐性が増加するが、吸気開始検出の待ち時間（遅延）も増加する。１つの実施例において、トリガ確認期間は、最近の吸気時間、圧力信号対ノイズ比、及び／又は最近の圧力信号移動域の大きさに基づいて、例えば３ｍｓ～２５ｍｓの範囲内になるように調節され得る。これにより、トリガモジュール７３０が（ボーラスの「有効性」を確保できるくらいに充分に早期にトリガ生成しつつ）ノイズについて偽トリガを生成する事態が回避される（「有効性」とは、ボーラス全体が呼息開始前にデッドスペースを通過し、肺に到達することを意味するものとして理解される）。よって、ガス交換に貢献することが可能になる。目安として、ボーラス送達を有効にするには、ボーラス送達を吸気時間の６０％までに完了させる必要がある。

【０１３５】

ブロック１０２０は、上記の条件（ａ）の第２の部分を示す。未決定の吸気は、非ゼロ値を有する「トリガラッチ」タイマーに相当する。トリガラッチタイマーは、以下に述べるように、再度開始以降の経過時間をカウントダウンする。トリガラッチタイマーが未だゼロにカウントダウンされていない場合、ブロック１０２０は真に戻る。１つの実施例に

おいて、トリガラッチタイマーは、５００ｍｓの値で再度開始される。

【０１３６】

ブロック１０３０は、条件（ｂ）を示す。ブロック１０３０において、前回のトリガのアサーションによって再度開始された意向の経過時間をカウントダウンする「ブラックアウトタイマー」の値を確認する。ブラックアウトタイマーがゼロまでカウントダウンした場合、ブロック１０３０は真に戻る。１つの実施例において、ブラックアウトタイマーは、１秒の値で再度開始する。ブロック１０３０において、ボーラス送達速度をブラックアウトタイマー再開始値（ボーラス間の最短時間）の逆数に等しい最大値（例えば、６０／分）に制限する。

【０１３７】

ブロック１０４０は、条件（ｃ）を示す。ブロック１０４０において、ｅｘｐ信号が監視モジュール７４０によってアサートされたかを確認する（下記参照）。トリガモジュール７３０は、ブロック１０５０により、トリガのアサーションによりｅｘｐ信号をクリアする。ブロック１０４０により、吸気毎に行われるトリガのアサーションが１回だけになることが保証される。

【０１３８】

ブロック１０４０が真に戻った後、トリガモジュール７３０は、トリガラッチタイマーを再開始する（ブロック１０２０）。

【０１３９】

ブロック１０５０は、条件（ｄ）を示す。ブロック１０５０は、時間が利用可能である場合に吸気開始を確認する時間を増加させることによりさらなる検出ロバストネスを提供するための最小値Ｔiminだけ、各ボーラスの開始を遅延させる。ブロック１０５０は、最小値Ｔiminを１つ以上の呼吸パラメータ及び／又は活動パラメータの関数として（例えば、最近の平均吸気時間Ｔimin及び／又は最大活動a_{max}（式（４））として）計算し得る。最近の平均吸気時間Ｔiminは、監視モジュール７４０によって提供され得る（下記参照）。

【０１４０】

いくつかの実施例において、ユーザの呼吸速度が最小値（例えば、０ｍｓ）まで上昇すると、最小値Ｔiminを低下させることができる。このような低下は、吸気の有効部分内のボーラス送達のための時間が最小であるときに、実施することができる。呼吸速度の低下時又は最大活動a_{max}の増加時において、最小値Ｔiminを例えば最大値まで増加させることができる。このような最大値は、例えば１つの実施例において１００ｍｓまで又はおよそ８０～１２０ｍｓの値であり得る。

【０１４１】

１つのこのような実施例において、Ｔiminは、最小値d_{floor}と最大値d_{ceil}との間の線形補間により補間パラメータｋに基づいて計算することができる。

【数５】

$$Ti\min = d_{floor} + k\left(d_{ceil} - d_{floor}\right) \qquad (5)$$

【０１４２】

ここで、ｋは、最大活動a_{max}と線形に関連する。

【数６】

$$k = \frac{a_{\max} - 200}{800} \qquad (6)$$

【０１４３】

すなわち、最大活動a_{max}の増加に伴って、Ｔiminが最大値d_{ceil}に向って増加する。

最小値及び最大値は、最近の平均吸気時間Ｔimeanに依存し得る。

【数７】

$$d_{floor} = \frac{Timean}{25} - 30 \qquad (7)$$

【数８】

$$d_{ceil} = \frac{3}{20} Timean \qquad (8)$$

【０１４４】

他の実施例において、Ｔiminは、呼吸速度低下に向けた呼吸速度エントレインメントを促進させるように、インターバル[d_{floor}、d_{ceil}]内においてランダムに選択してもよいし、或いはインターバル[d_{floor}、d_{ceil}]にわたって漸増させてもよい。これらの目的のため、所与の呼吸速度及びよって例えばボーラスの持続時間Ｔパルスが得られると、遅延増加のためにd_{ceil}の導出を変更することが可能になる。

【数９】

$$d_{ceil} = 0.6Ti - Tpulse \qquad (9)$$

【０１４５】

上述したように、監視モジュール７４０は、ユーザの１つ以上の呼吸パラメータも計算し得る。１つの実施例において、監視モジュールは、ユーザの呼吸速度Ｒを最近の呼吸持続時間の逆数として推定する。呼吸持続時間は、信号トリガがアサートされたときの連続的瞬間の間のインターバルの長さである。最近の呼吸持続時間は、直近の呼吸持続時間の移動平均として推定され得る。１つの実施例において、最近の呼吸持続時間の計算のために、３つの直近の呼吸持続時間の平均をとる。信号トリガのアサーションが行われた後、その都度呼吸速度推定値Ｒが更新され得る。（８ＢＰＭに対応する）７．５秒間にわたって呼吸が検出されない場合、最近の呼吸持続時間は、デフォルト値である（２０ＢＰＭに対応する）３秒へリセットされる。これにより、信号損失の際に依存モジュールが（極めて低い呼吸速度ではなく）典型的呼吸速度へデフォルトすることが保証される。

【０１４６】

監視モジュール７４０は、ユーザの吸気時間T_Iも推定し得る。これは、圧力モジュール７１０からの調節された圧力信号P_{adj}分析により、行われ得る。１つの実施例において、吸気時間T_Iは、調節された圧力P_{adj}が連続的にゼロを下回り続ける持続時間である。別の実施例において、信号トリガのアサーション時において、監視モジュール７４０は、P_{adj}の最近の履歴を評価して、実際の吸気開始を決定する。調節された圧力P_{adj}が最小持続時間にわたって（呼気の開始を示す）ゼロを超えた（例えば、２５０ｍｓ）後、監視モジュール７４０は、P_{adj}の最近の履歴を評価して、実際の呼息開始を決定する。吸気時間T_Iは、吸息開始と呼息開始間のインターバルの長さである。

【０１４７】

監視モジュール７４０は、吸気時間T_Iのいくつかの最近の値の平均もとって、最近の平均吸気時間Ｔimeanを計算し得る。

【０１４８】

監視モジュール７４０は、呼気も検出し得る。１つの実施例において、調節された圧力信号P_{adj}が（１つの実施例において２５０ｍｓに等しい）最短呼気期間にわたって呼気閾を上回り続ける場合、監視モジュール７４０は、呼気を示すブール信号ｅｘｐをアサートする。別の実施例において、監視モジュール７４０は、最近の呼吸持続時間の比率（例えば、time_since_last_trigger／recent_breath_duration）とした前回のトリガアサー

ション以降の時間に従って、呼吸フェーズの推定を決定する。決定された呼吸フェーズ推定が０．５未満である場合、適用される呼気閾は、最小閾h_{min}である。決定された呼吸フェーズ推定が０．５を上回る場合、呼気閾は、最小閾h_{min}の負になる。これにより、流れが大きく制限されている場合の偽検出発生を低減させつつ、鼻及び口両方の呼気の確実な検出を支援することができる。

【０１４９】

［一般的注意事項］

本開示において、特定の米国特許、米国特許出願及び他の文献（例えば、論文）を参考のため援用する。しかし、このような米国特許、米国特許出願及び他の文献の本文を、そのような本文と本明細書中に記載の他の記載及び図面との間に矛盾が存在しない範囲内において、参考のためひとえに援用する。そのような矛盾が生じた場合、そのような参考のため援用された米国特許、米国特許出願及び他の文献中のそのような矛盾のある記載は全て、本特許中において参考のため特定的に援用されない。

【０１５０】

本技術の多様な態様のさらなる改変例及び代替的実施形態は、当業者にとって本記載に鑑みて明らかになり得る。よって、本記載は、あくまで例示的なものとして解釈されるべきであり、本技術を実行する一般的様態を当業者に教示する目的のためのものである。本明細書中に図示及び記載された本技術の形態は、実施形態としてとられるべきであることが理解されるべきである。本技術の本記載の恩恵に鑑みれば当業者にとって全て明らかであるように、要素及び材料は、本明細書中に例示及び記載したものにおいて代替可能であり、部分及びプロセスは逆転され得、本技術の特定の特徴は独立的に利用され得る。添付の特許請求の範囲に記載のような本技術の意図及び範囲から逸脱すること無く、本明細書中に記載の要素において変更が可能であり得る。

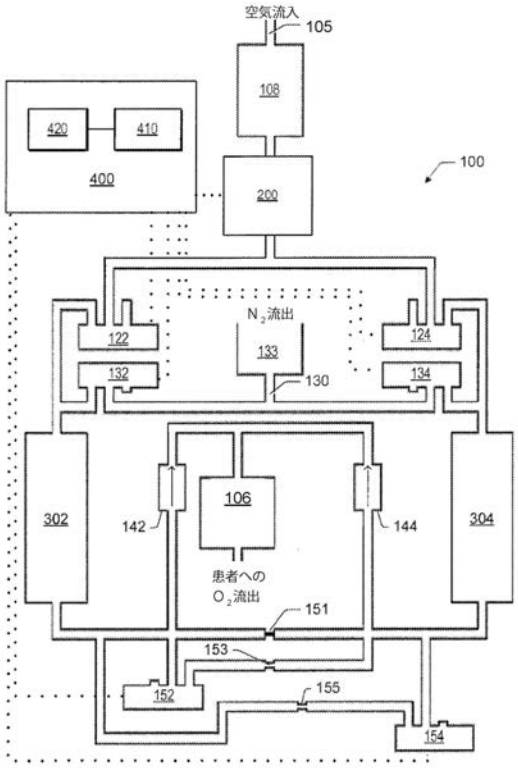
【符号の説明】

【０１５１】

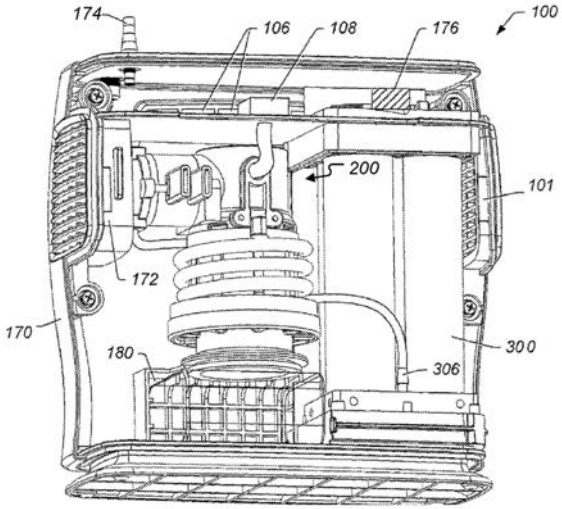
１００…酸素濃縮器
１０１、１０５…入口
１０６…アキュムレータ
１０８…入口マフラー
１２２、１２４…入口弁
１３０…濃縮器出口
１３２…弁
１３３…マフラー
１３４…出口弁
１４２、１４４…チェック弁
１５１、１５３、１５５…流れ抵抗器
１５２、１５４…弁
１６０…供給弁
１６２…チャンバ
１６５…酸素センサ
１６６…超音波放出体
１６８…受信器
１７０…外側ハウジング
１７２…ファン
１７３、３２５…出口
１７４…出口ポート
１７５…小型オリフィス流れ抵抗器
１８０…電源
１８５…流量センサ
１８７…フィルタ

１９０…コネクタ
１９２…導管
１９４…圧力センサ
１９６…気道送達デバイス
１９８…マウスピース
２００…圧縮システム
２１０…コンプレッサ
２１２…コンプレッサ出口
２２０…モータ
２３０…外部回転電機子
２４０…空気移動デバイス
２５０…コンプレッサ出口導管
３００…キャニスタシステム
３０２、３０４…キャニスタ
３１５…ベース
３２７…ガス
４００…コントローラ
４１０…プロセッサ
４２０…メモリ
６００…コントロールパネル
６０５…入力ポート
６１０…電源ボタン
６２０、６２２、６２４、６２６、６３０、６３５、６４０、６５０…ボタン
６５５…ＬＥＤ
７００…トリガ生成システム
７１０…圧力モジュール
７２０…閾モジュール
７３０…トリガモジュール
７４０…監視モジュール
８００…圧力モジュール
８１０…ノイズ低減フィルタ
８２０…オフセット計算モジュール
８３０…温度補償モジュール
８４０…ノイズ低減フィルタ
８５０…ボーラス除去モジュール
９００…閾モジュール
９１０…活動推定フィルタ
９２０…閾更新モジュール
９３０…窓調整モジュール
１０００…例示的なプロセス
１０１０、１０２０、１０３０、１０４０、１０５０…ブロック

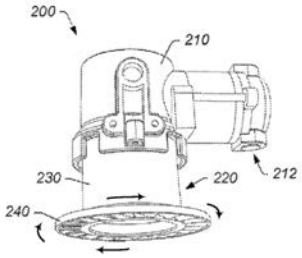
【図１】



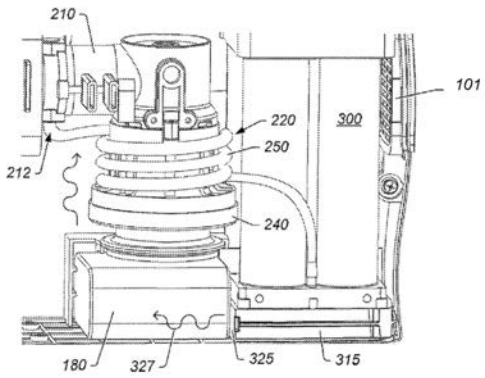
【図２】



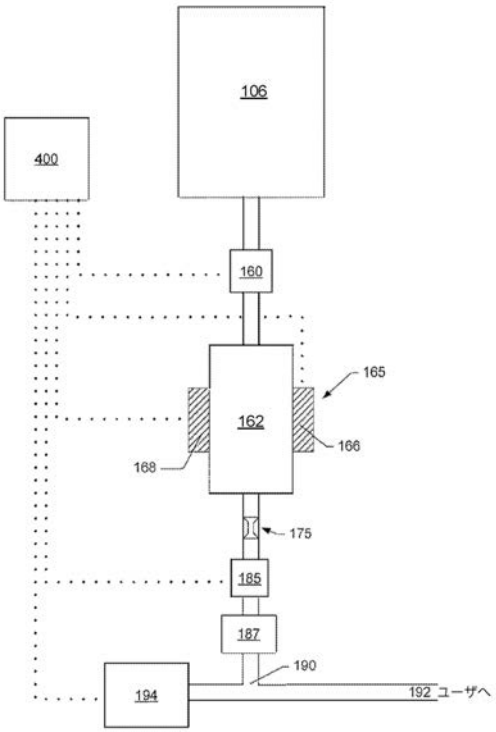
【図３Ａ】



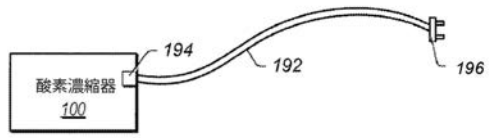
【図３Ｂ】



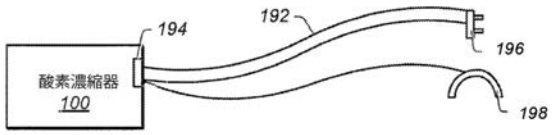
【図４Ａ】



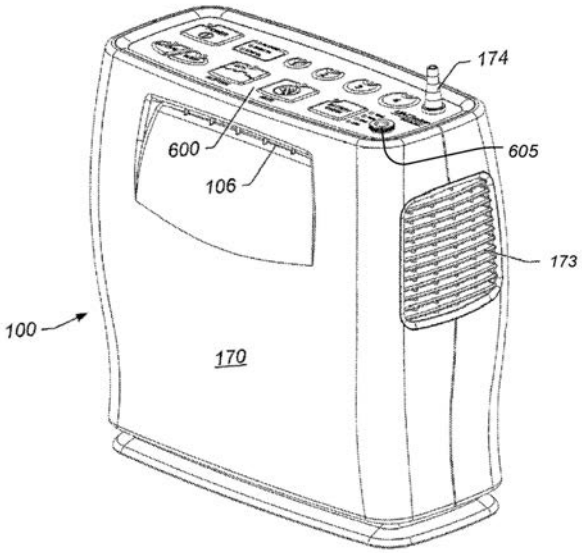
【図４Ｂ】



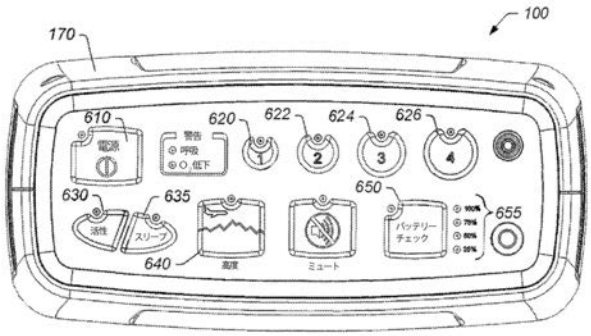
【図４Ｃ】



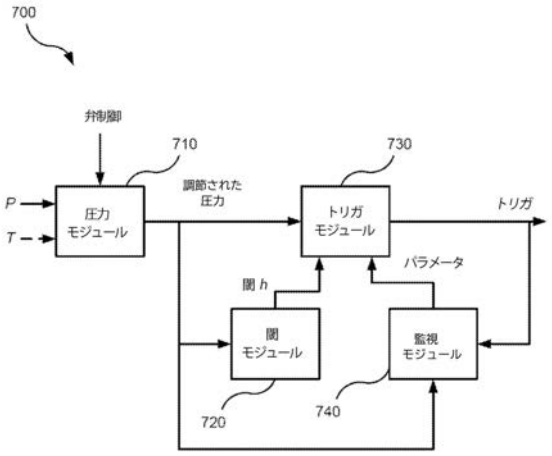
【図５】



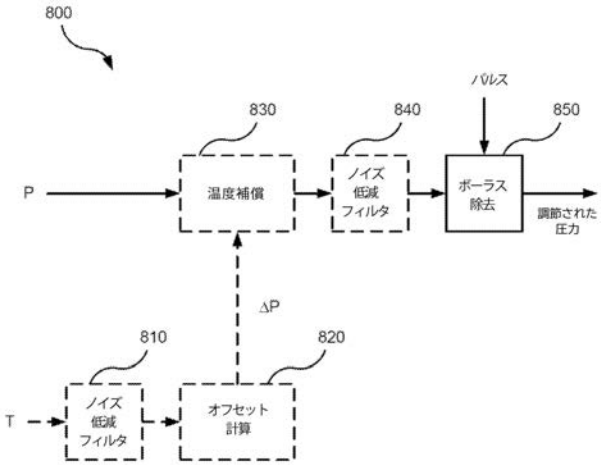
【図６】



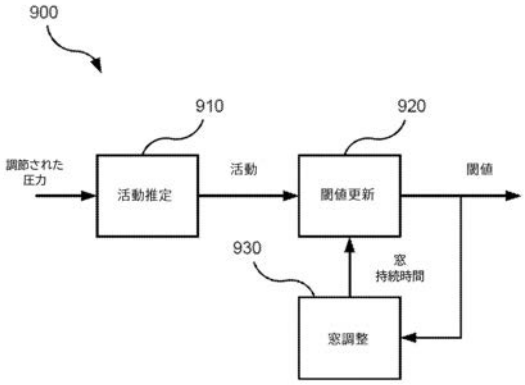
【図７】



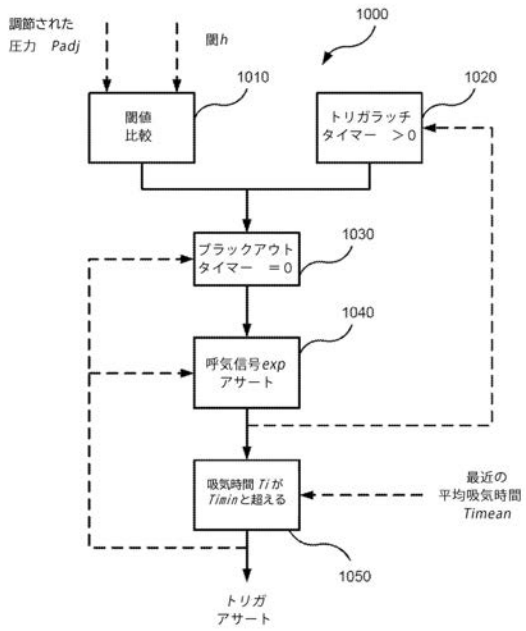
【図８】


800
パルス
830
840
850
P
温度補償
ノイズ
低減
フィルタ
ボーラス
除去
調節された
圧力
ΔP
810
820
T
ノイズ
低減
フィルタ
オフセット
計算

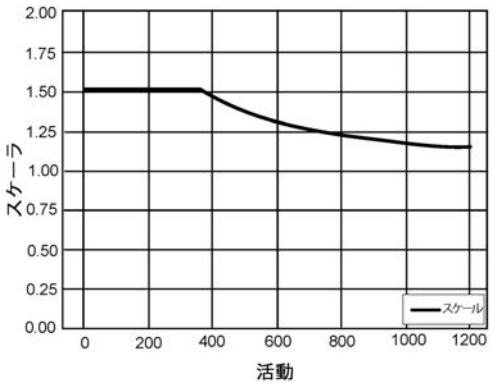
【図９】


900
910
920
調節された
圧力
活動推定
活動
閾値更新
閾値
930
窓
持続時間
窓調整

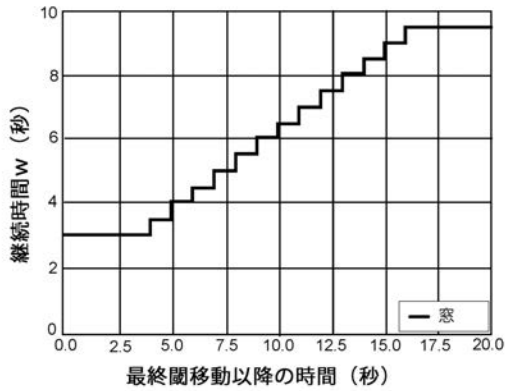
【図１０】


調節された
圧力 Padj
閾h
1000
1010
1020
閾値
比較
トリガラッチ
タイマー ＞0
ブラックアウト
タイマー ＝0
1030
1040
呼気信号exp
アサート
吸気時間 Tiが
Timinと超える
最近の
平均吸気時間
Timean
1050
トリガ
アサート

【図１１】


2.00
1.75
1.50
1.25
1.00
0.75
0.50
0.25
0.00
スケーラ
0
200
400
600
800
1000
1200
活動
スケール

【図１２】



【手続補正書】
【提出日】令和2年12月21日(2020.12.21)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
酸素濃縮器からの酸素富化ガスのボーラス放出を制御するためのトリガ信号を発生させる方法であって、
ユーザの気道圧力を示す圧力信号から該ユーザの活動信号を抽出することと、
抽出したユーザの活動信号中の身体活動の示度に基づいてトリガ閾を計算することと、
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較することと、
比較に基づいて、前記ボーラス放出の制御のための前記トリガ信号を生成することと、
を含む、方法。
【請求項２】
前記身体活動の示度は、前記圧力信号から呼吸活動をフィルタリング除去した結果として前記ユーザの活動を示す、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
前記トリガ閾を計算することは、前記抽出したユーザの活動信号中の身体活動の示度の上昇に伴って前記トリガ閾の感度を低下させることを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項４】
前記トリガ閾の感度を低下させることは、前記トリガ閾を負方向により大きくすることを含む、請求項３に記載の方法。

【請求項５】
前記トリガ閾を計算することは、前記抽出したユーザの活動信号中の身体活動の示度の低下に伴って前記トリガ閾の感度を上昇させることを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項６】
前記トリガ閾の感度を上昇させることは、前記トリガ閾を負方向により小さくすることを含む、請求項５に記載の方法。
【請求項７】
前記身体活動の示度は、前記抽出したユーザの活動信号の値の窓の関数として導出される、請求項３～６の何れか１項に記載の方法。
【請求項８】
前記窓の持続時間は、前記トリガ閾が該トリガ閾の値の平均を超えた時点以降の時間の関数として変化する、請求項７に記載の方法。
【請求項９】
前記時間の関数は、前記窓の持続時間を短縮するように構成される、請求項８に記載の方法。
【請求項１０】
前記時間の関数は、前記窓の持続時間を限界まで漸増させるように構成される、請求項８に記載の方法。
【請求項１１】
前記トリガ閾を計算することは、（ａ）スケーリング定数及び（ｂ）前記抽出したユーザの活動信号の値の窓の最大値の関数に従って前記トリガ閾を設定することを含む、請求項１～１０の何れか１項に記載の方法。
【請求項１２】
前記関数は、前記スケーリング定数及び前記最大値を乗算することと、前記関数の値の符号を反転させることとを含む、請求項１１に記載の方法。
【請求項１３】
前記スケーリング定数を前記最大値に応じて変化させることをさらに含む、請求項１１又は１２に記載の方法。
【請求項１４】
前記スケーリング定数をユーザの呼吸速度に応じて変化させることをさらに含む、請求項１１又は１２に記載の方法。
【請求項１５】
前記抽出したユーザの活動信号は、前記圧力信号をハイパスフィルタ処理することによって抽出される、請求項１～１４の何れか１項に記載の方法。
【請求項１６】
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較することは、前記圧力信号が少なくともトリガ確認期間にわたって連続的に前記トリガ閾を下回るかを決定することを含む、請求項１～１５の何れか１項に記載の方法。
【請求項１７】
前記トリガ信号を生成させることは、ブールトリガ信号をアサートすることを含む、請求項１６に記載の方法。
【請求項１８】
前記ユーザの呼気を検出することをさらに含む、請求項１７に記載の方法。
【請求項１９】
前記ブールトリガ信号をアサートすることは、前記ブールトリガ信号の最終アサーション以降の呼気検出を条件とする、請求項１８に記載の方法。
【請求項２０】
前記ユーザの呼気を検出することは、前記圧力信号が最短呼気期間にわたって呼気閾を上回り続けているかを決定することを含む、請求項１８又は１９に記載の方法。
【請求項２１】

前記ブールトリガ信号をアサートすることは、前記ブールトリガ信号の最終アサーション以降の時間がボーラス間の最短時間を超えることを条件とする、請求項１７～２０の何れか１項に記載の方法。
【請求項２２】
前記ブールトリガ信号をアサートすることは、現在の吸気の持続時間が最短吸気時間を超えることを条件とする、請求項１７～２０の何れか１項に記載の方法。
【請求項２３】
前記最短吸気時間を最近の平均吸気時間の関数として計算することをさらに含む、請求項２２に記載の方法。
【請求項２４】
前記最短吸気時間を計算することは、最小値と最大値との間の値を選択することを含み、前記最小値及び前記最大値のうち少なくとも１つは、最近の平均吸気時間に応じて増加する、請求項２３に記載の方法。
【請求項２５】
前記圧力信号は、調節された圧力信号である、請求項１～２４の何れか１項に記載の方法。
【請求項２６】
測定された圧力信号に対するボーラス放出の効果を除去するために、前記ボーラス放出と一致する測定された圧力信号の少なくとも１つの期間を調節する調節された圧力信号の値を計算することにより、前記調節された圧力信号を生成することをさらに含む、請求項２５に記載の方法。
【請求項２７】
前記調節された圧力信号の値を計算することは、前記ボーラス放出前の最後に測定された圧力値と前記ボーラス放出後の第１の測定された圧力値との間で補間することを含む、請求項２６に記載の方法。
【請求項２８】
前記調節された圧力信号の値を計算することは、第１の測定された圧力値の後に生成する調節された圧力信号のセトリング期間の値を補間することを含む、請求項２７に記載の方法。
【請求項２９】
前記調節された圧力信号は、（ａ）極めて短い持続時間の大きさの大きいインパルスの除去と、（ｂ）周期的デバイスノイズの除去とのうち片方又は双方を達成させるようにフィルタリングによって生成される、請求項２５～２８の何れか１項に記載の方法。
【請求項３０】
前記調節された圧力信号は、前記酸素濃縮器の温度を補償することによって生成される、請求項２５～２９の何れか１項に記載の方法。
【請求項３１】
前記温度を補償することは、前記酸素濃縮器の温度を示す信号からの圧力オフセットを計算することを含む、請求項３０に記載の方法。
【請求項３２】
前記ボーラス放出の連続する時点から前記ユーザの呼吸速度を推定することをさらに含む、請求項１～３１の何れか１項に記載の方法。
【請求項３３】
前記ユーザの吸気時間を推定することをさらに含む、請求項１～３２の何れか１項に記載の方法。
【請求項３４】
請求項１～３３の何れか１項に記載の方法を酸素濃縮器のコントローラによって実行させる、コンピュータ読出し可能な命令が符号化されたコンピュータ可読媒体。
【請求項３５】
ポータブルな酸素濃縮器であって、

送達デバイスとの空気圧接続に適しており、前記送達デバイスが使用時において酸素富化ガスをユーザへ送達させる、出口と、
ガス分離吸着剤を含む少なくとも２つのキャニスタであって、前記ガス分離吸着剤が、前記酸素富化ガスを生成するように、前記少なくとも２つのキャニスタ内の空気から少なくとも一定の窒素のガス分離のために構成される、少なくとも２つのキャニスタと、
前記ガス分離の促進のために動作時に空気を圧縮させるように前記キャニスタのうち少なくとも１つへ接続されたコンプレッサを含む圧縮システムと、
前記キャニスタのうち１つ以上へ接続されて、１つ以上の前記キャニスタ内で生成された前記酸素富化ガスを使用時に蓄積し、前記出口へ空気圧的に接続される、アキュムレータと、
１つ以上のセンサと、
１つ以上のプロセッサを含むコントローラ、及び前記コントローラへ接続された１組の弁と、を含み、
前記コントローラは、（ａ）前記酸素富化ガスを前記アキュムレータ中に生成することと、（ｂ）前記生成された酸素富化ガスを前記アキュムレータから少なくとも１つのボーラスとして放出することと、を行うために前記１組の弁の動作を制御するように構成され、
前記コントローラは、請求項３４に記載のコンピュータ可読媒体によって動作するように構成される、
酸素濃縮器。
【請求項３６】
酸素濃縮器に適応されるトリガ生成システムであって、
ユーザの気道圧力を示す圧力信号から該ユーザの活動信号を抽出し、抽出したユーザの活動信号中の身体活動の示度に基づいてトリガ閾を繰り返し計算するように構成された閾モジュールと、
前記圧力信号を前記トリガ閾と比較することと、ボーラス放出を制御するためのトリガ信号を比較に基づいて生成することと、を遂行するように構成された、トリガモジュールと、
を含む、トリガ生成システム。
【請求項３７】
前記圧力信号は、調節された圧力信号であり、前記システムは、圧力モジュールをさらに含み、前記圧力モジュールは、測定された圧力信号に対するボーラス放出の効果を除去するために、該ボーラス放出と一致する測定された圧力信号の少なくとも１つの期間を調節することにより調節された圧力信号を生成するように構成される、請求項３６に記載のトリガ生成システム。
【請求項３８】
温度信号を生成するように構成された温度センサをさらに含み、前記圧力モジュールは、前記酸素濃縮器の温度の補償のために、調節された圧力信号を、前記温度信号を用いて補償するように構成される、請求項３７に記載のトリガ生成システム。
【請求項３９】
前記ボーラス放出の連続する時点からユーザの１つ以上の呼吸パラメータを計算するように構成された監視モジュールをさらに含む、請求項３６～３８の何れか１項に記載のトリガ生成システム。
【請求項４０】
請求項３６～３９の何れか１項に記載のトリガ生成システムを含む、酸素濃縮器。
【請求項４１】
酸素濃縮器に適応されるトリガ生成システムであって、
ユーザの気道圧力を示す圧力信号から該ユーザの活動信号を抽出する手段と、
抽出したユーザの活動信号中の身体活動の示度に基づいてトリガ閾を繰り返し計算する手段と、

前記圧力信号を前記トリガ閾と比較する手段と、
酸素のボーラス放出を制御するためのトリガ信号を比較に基づいて生成する手段と、
を含む、トリガ生成システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/AU2019/050302

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61M 16/10 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

PATENW and A61M16/101, A61M2230/42, A61M2230/63 and keywords: pulse, adapt, trigger, threshold, activity, level, false, high, low, calculate, inhalation, pressure and similar terms.

Google Patents: Temperature, compensate and A61M16/101. Temperature, pressure, threshold and A61M16/101.

Espacenet: Applicant and inventor name searches.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	Documents are listed in the continuation of Box C	

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C [X] See patent family annex

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
6 June 2019	06 June 2019
Name and mailing address of the ISA/AU	**Authorised officer**
AUSTRALIAN PATENT OFFICE PO BOX 200, WODEN ACT 2606, AUSTRALIA Email address: pct@ipaustralia.gov.au	David Melhuish AUSTRALIAN PATENT OFFICE (ISO 9001 Quality Certified Service) Telephone No. +61262832426

Form PCT/ISA/210 (fifth sheet) (revised January 2019)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		International application No. PCT/AU2019/050302
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2017/192660 A1 (INOVA LABS, INC.) 09 November 2017 page 2 lines 4 to 14, page 22 line 4 to page 23 line 15	1 - 8, 26 - 28, 30, 33 - 38, 40 - 42
X	US 5890490 A (AYLSWORTH et al.) 06 April 1999 column 9 lines 18 to 36	1 - 7, 35, 37, 41, 42
A	US 2005/0274381 A1 (DEANE et al.) 15 December 2005	
A	US 2006/0090759 A1 (HOWES et al.) 04 May 2006	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT Information on patent family members	International application No. PCT/AU2019/050302

This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent Document/s Cited in Search Report		Patent Family Member/s	
Publication Number	**Publication Date**	**Publication Number**	**Publication Date**
WO 2017/192660 A1	09 November 2017	WO 2017192660 A1	09 Nov 2017
		US 2019134340 A1	09 May 2019
US 5890490 A	06 April 1999	US 5890490 A	06 Apr 1999
US 2005/0274381 A1	15 December 2005	US 2005274381 A1	15 Dec 2005
		US 7841343 B2	30 Nov 2010
		CA 2568369 A1	15 Dec 2005
		EP 1776152 A2	25 Apr 2007
		JP 2008501445 A	24 Jan 2008
		WO 2005118038 A2	15 Dec 2005
US 2006/0090759 A1	04 May 2006	US 2006090759 A1	04 May 2006
		CA 2567865 A1	12 Jan 2006
		EP 1761742 A1	14 Mar 2007
		JP 2008504102 A	14 Feb 2008
		WO 2006004626 A1	12 Jan 2006

End of Annex

Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001.

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT

(74)代理人 100166268
弁理士 田中 祐
(74)代理人 100170379
弁理士 徳本 浩一
(74)代理人 100180231
弁理士 水島 亜希子
(74)代理人 100096769
弁理士 有原 幸一
(72)発明者 コルファックス，マイケル ワクロー
オーストラリア国ニューサウスウエールズ州２１５３，ベラ・ビスタ，エリザベス・マッカーサー・ドライブ １，レスメド・プロプライエタリー・リミテッド内