

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6396892号  
(P6396892)

(45) 発行日 平成30年9月26日 (2018. 9. 26)

(24) 登録日 平成30年9月7日 (2018. 9. 7)

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

請求項の数 25 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-512716 (P2015-512716)	(73) 特許権者	509116613
(86) (22) 出願日	平成25年5月13日 (2013. 5. 13)		レスメド・モーター・テクノロジーズ・インコーポレーテッド
(65) 公表番号	特表2015-516266 (P2015-516266A)		アメリカ合衆国・カルフォルニア・9 1 3
(43) 公表日	平成27年6月11日 (2015. 6. 11)		1 1・チャッツワース・デ・ソト・アヴェニュー・9 5 4 0
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/040749	(74) 代理人	100099623
(87) 国際公開番号	W02013/173219		弁理士 奥山 尚一
(87) 国際公開日	平成25年11月21日 (2013. 11. 21)	(74) 代理人	100096769
審査請求日	平成28年3月11日 (2016. 3. 11)		弁理士 有原 幸一
(31) 優先権主張番号	61/646, 571	(74) 代理人	100107319
(32) 優先日	平成24年5月14日 (2012. 5. 14)		弁理士 松島 鉄男
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100125380
前置審査			弁理士 中村 綾子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 呼吸の快適さのための圧力の制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸処置装置において吸気又は呼気の指示を確定する方法であって、  
 呼吸処置を提供するように構成されたブロウに供給される電流を測定するステップと、  
 前記測定された電流から第 1 の電流信号及び第 2 の電流信号を導出するステップであって、前記第 1 の導出される電流信号は電流の長期測定量であり、前記第 2 の導出される電流信号は電流の短期測定量であるステップと、  
 前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の関数として、吸気又は呼気の指示をプロセッサによって確定するステップと  
 を含む方法。

【請求項 2】

前記第 1 の導出される電流信号及び / 又は前記第 2 の導出される電流信号は、前記測定される電流をフィルタリングすることによって導出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の導出される電流信号は、第 1 の時定数を有するローパスフィルタによって導出される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の時定数は平均呼吸より長いオーダの期間である、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記第 2 の導出される電流信号は、第 2 の時定数を有するローパスフィルタによって導

出される、請求項 2 ~ 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 2 の時定数は平均呼吸より短いオーダの期間である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の前記関数は、前記第 1 の導出される電流信号と前記第 2 の導出される電流信号との比較を含む、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記第 1 の導出される電流信号に補償信号を付加するステップを更に含む、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項 9】

前記補償信号は、吸気又は呼気の前記指示に基づくものであり、前記補償信号は呼吸サイクルにおけるフェーズ変化を判断する際の遅延についての補償をするためのものである、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

吸気又は呼気の前記指示に基づいて、異なる補償信号が前記第 1 の導出される電流信号に付加される、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の前記関数は、前記第 2 の導出される電流信号と前記第 1 の導出される電流信号及び前記補償信号の和との比較を含む、請求項 8 ~ 10 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 12】

前記第 1 の導出される電流信号を、吸気又は呼気の指示子の遷移中に、電流の測定量ではなくブランキング値によって維持するステップを更に含む、請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

吸気又は呼気の前記指示に基づいて前記ブロワによって生成される圧力処置の設定を、前記プロセッサによって制御するステップを更に含む、請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

30

吸気又は呼気の指示を確定する呼吸処置装置であって、  
インペラ及びモータを含むブロワであって、患者インタフェースに対する圧力処置を生成するように構成されるブロワと、  
前記モータに供給される電流を表す電流信号を生成するように構成される電流検知回路と、

前記検知回路に結合されたプロセッサであって、該プロセッサは、(a) 前記電流検知回路から第 1 の電流信号及び第 2 の電流信号を導出するように構成され、前記第 1 の導出される電流信号は電流の長期測定量であり、前記第 2 の導出される電流信号は電流の短期測定量であり、また、(b) 前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の関数として吸気又は呼気の指示を確定するように構成されるプロセッサとを備えている呼吸処置装置。

40

【請求項 15】

前記プロセッサは、前記測定される電流をフィルタリングすることによって前記第 2 の導出される電流信号を生成するフィルタを備えている、請求項 14 に記載の装置。

【請求項 16】

前記フィルタは、第 1 の時定数を有するローパスフィルタを備えている、請求項 15 に記載の装置。

【請求項 17】

前記第 2 の導出される電流信号又は前記測定される電流をフィルタリングすることによって前記第 1 の導出される電流信号を生成する更なるフィルタを更に備えている、請求項

50

1 6 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記更なるフィルタは、第 2 の時定数を有するローパスフィルタを備え、前記第 1 の時定数は平均呼吸より短いオーダの期間であり、前記第 2 の時定数は平均呼吸より長いオーダの期間である、請求項 1 7 に記載の装置。

【請求項 1 9】

前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の前記関数は、前記第 1 の導出される電流信号と前記第 2 の導出される電流信号との比較を含む、請求項 1 4 ~ 1 8 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 0】

前記プロセッサは、前記第 1 の導出される電流信号に補償信号を付加するように更に構成されている、請求項 1 4 ~ 1 9 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 1】

前記補償信号は、吸気又は呼気の前記確定された指示の関数であり、前記補償信号は呼吸サイクルにおけるフェーズ変化を判断する際の遅延についての補償をするためのものである、請求項 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 2】

前記プロセッサは、吸気又は呼気の前記確定された指示に基づいて前記第 1 の導出される電流信号に異なる補償信号を付加するように構成されている、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 3】

前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の前記関数は、前記第 2 の導出される電流信号と前記第 1 の導出される電流信号及び前記補償信号の和との比較を含む、請求項 2 0 ~ 2 2 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 4】

前記プロセッサは、吸気又は呼気の前記確定された指示に関連する遷移中に、電流の測定量ではなくブランキング値によって前記第 1 の導出される電流信号を維持するように更に構成されている、請求項 1 4 ~ 2 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 5】

前記プロセッサは、吸気又は呼気の前記指示に基づいて前記プロワによって生成される前記圧力処置の設定を制御するように更に構成される、請求項 1 4 ~ 2 4 のいずれか一項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本技術は、換気、気道陽圧（C P A P : Positive Airway Pressure）処置又は非侵襲的陽圧換気（N I P P V : Non-Invasive Positive Pressure Ventilation）を含む補助呼吸中に呼吸流量の指示子を検出する方法及び装置に関する。より詳細には、本技術は、呼吸についての改善された快適さを提供するため、補助呼吸中に患者に供給される圧力処置を制御することに関する。本方法及び装置は、睡眠呼吸障害（S D B : Sleep Disordered Breathing）、いびき障害（snoring disorder）、又は他の呼吸障害を処置するために使用することができる。

【0 0 0 2】

[ 関連出願の相互参照 ]

本出願は、2 0 1 2 年 5 月 1 4 日に提出された「Control of Pressure For Breathing Comfort」と題する米国仮特許出願第 6 1 / 6 4 6 , 5 7 1 号の出願日の利益を主張する。この特許文献の開示は引用することによりその全体が本明細書の一部をなすものとする。

【背景技術】

【0 0 0 3】

SDBのCPAP処置は、導管及びマスクを使用して、患者の気道に、加圧された呼吸に適したガス、通常、空気を送出することを含むことができる。CPAPについて使用されるガス圧力は、通常、患者要件に応じて、最大180L/分の流量（マスクにおいて測定）で、4cmH<sub>2</sub>O～28cmH<sub>2</sub>Oの範囲になる。加圧されたガスは、患者の気道について空気スプリント（pneumatic splint）として作用すると言われ、特に呼吸の吸気フェーズ中の気道圧潰を防止する。複相型（bi-level）PAPデバイスでは、患者についての改善された呼吸の快適さを提供するために、より高い圧力が呼吸サイクルの吸気フェーズ中に提供され、より低い圧力が呼吸サイクルの呼気フェーズ中に提供される。幾つかのCPAPデバイスでは、吸気圧力処置設定からの略1cmH<sub>2</sub>O～3cmH<sub>2</sub>Oの圧力の低下であると考えられることができる呼気圧力軽減が、吸気フェーズと比較して呼気フェーズ中に提供される。

10

#### 【0004】

CPAP装置は、通常、鼻マスク若しくは口腔鼻マスク、又は鼻クッション若しくは鼻ピローの装置等の患者インタフェースにつながる空気送出チューブを介して患者に、空気等の加圧された呼吸ガスを供給するための流れ生成器又はブロワを含む。

#### 【発明の概要】

#### 【0005】

本技術の一形態は、モータ電流測定に基づいて気道陽圧（PAP）デバイスによってユーザに供給される圧力を制御するようになっている改良された方法及び装置を含む。こうした装置は、空気流を測定するために流量センサ又は圧力センサを含むことなく実装することができる。

20

#### 【0006】

本技術の別の形態は、気道陽圧（PAP）デバイス内のブロワに供給される電流の測定量に基づいて呼吸流量の変化を確定するようになっている方法及び装置を含む。呼吸流量の検出される変化は、ブロワの速度を制御し、その結果、ブロワにより供給される圧力を制御するために使用することができる。

#### 【0007】

本技術の別の形態は、PAPデバイスのモータに供給される電流の変化を評価することによって、吸気と呼気との間の遷移を検出するようになっている方法及び装置に関する。

#### 【0008】

30

本技術の別の形態は、PAPデバイスのモータに供給される電流の変化を評価することによって、吸気と呼気との間の遷移を検出し、吸気中に第1の圧力、そして、呼気中に第2の圧力を送出するようモータを制御するようになっている方法及び装置に関する。

#### 【0009】

本技術の幾つかの実施形態は、吸気又は呼気の指示を確定するための呼吸処置装置の方法を含む。本方法は、呼吸処置を提供するように構成されるブロワに供給される電流を測定することを含むことができる。本方法はまた、測定された電流から第1の電流信号及び第2の電流信号を導出するステップを含むことができる。第1の導出される電流信号は電流の長期測定量とすることができ、第2の導出される電流信号は電流の短期測定量とすることができる。本方法はまた、第1の導出される電流信号及び第2の導出される電流信号の関数として吸気又は呼気の指示を、プロセッサによって確定するステップを含むことができる。

40

#### 【0010】

幾つかの場合、第1の導出される電流信号は、測定される電流をフィルタリングすることによって導出することができる。また、第1の導出される電流信号は、第1の時定数を有するローパスフィルタによって導出することもできる。任意選択で、第2の導出される電流信号は、測定される電流をフィルタリングすることによって導出することができる。さらに、第2の導出される電流信号は、第2の時定数を有するローパスフィルタによって導出することもできる。幾つかの場合、第1の時定数は平均呼吸より短いオーダの期間とすることができ、第2の時定数は平均呼吸より長いオーダの期間とすることができ、

50

任意選択で、第１の導出される電流信号及び第２の導出される電流信号の関数は、第１の導出される電流信号と第２の導出される電流信号との比較を含むことができる。幾つかの場合、本方法は、第１の導出される電流信号に補償信号を付加するステップも含むことができる。幾つかの場合、本方法は、吸気又は呼気の指示に基づいて第１の導出される電流信号に補償信号を付加するステップを更にも含むことができる。同様に、吸気又は呼気の指示に基づいて、様々な補償信号を、第１の導出される電流信号に付加することができる。幾つかの実施形態において、第１の導出される電流信号及び第２の導出される電流信号の関数は、第２の導出される電流信号と第１の導出される電流信号及び補償信号の和との比較を含むことができる。本方法は、第２の導出される電流信号を、吸気又は呼気の指示子の遷移中に、電流の測定量ではなくランキング値によって維持するステップも含むことができる。本方法は、吸気又は呼気の指示に基づいてブロワによって生成される圧力処置の設定を、プロセッサによって制御するステップを更にも含むことができる。

10

本技術の幾つかの実施形態は、吸気又は呼気の指示を確定する呼吸処置装置を含むことができる。本装置は、インペラ及びモータを有するブロワを含むことができる。ブロワは、患者インタフェースに対する圧力処置を生成するように構成することができる。本装置はまた、モータに供給される電流を表す電流信号を生成するように構成される電流検知回路を含むことができる。本装置はまた、検知回路に結合されたプロセッサを含むことができる。このプロセッサは、(a)電流検知回路から第1の電流信号及び第2の電流信号を導出するように構成され、第1の導出される電流信号は電流の長期測定量とすることができ、第2の導出される電流信号は電流の短期測定量とすることができ、また、(b)第1の導出される電流信号及び第2の導出される電流信号の関数として吸気又は呼気の指示を確定するように構成することができる。

20

幾つかの場合、プロセッサは、測定される電流をフィルタリングすることによって第1の導出される電流信号を生成するフィルタを備えることができる。フィルタは、第1の時定数を有するローパスフィルタを備えることができる。任意選択で、本装置は、第1の導出される電流信号をフィルタリングすることによって第2の導出される電流信号を生成する更なるフィルタを更に備えることができる。幾つかの場合、プロセッサは、第2の導出される電流信号をフィルタリングすることによって第1の導出される電流信号を生成する更なるフィルタを更に備えることができる。この更なるフィルタは、第2の時定数を有するローパスフィルタを備える。第1の時定数は平均呼吸より短いオーダの期間とすることができ、第2の時定数は平均呼吸より長いオーダの期間とすることができる。

30

任意選択で、第１の導出される電流信号及び第２の導出される電流信号の関数は、第１の導出される電流信号と第２の導出される電流信号との比較を含むことができる。さらに、プロセッサは、第１の導出される電流信号に補償信号を付加するように更に構成することができる。プロセッサはまた、吸気又は呼気の確定された指示の関数として第１の導出される電流信号に補償信号を付加するように更に構成することができる。幾つかの場合、プロセッサは、吸気又は呼気の確定された指示に基づいて、第１の導出される電流信号に異なる補償信号を付加するように構成することができる。幾つかの場合、第１の導出される電流信号及び第２の導出される電流信号の関数は、第２の導出される電流信号と第１の導出される電流信号及び補償信号の和との比較を含むことができる。またさらに、プロセッサは、吸気又は呼気の確定された指示子に関連する遷移中に、電流の測定量ではなくブランキング値によって第１の導出される電流信号を維持するように更に構成することができる。また、プロセッサは、吸気又は呼気の指示に基づいてブロウによって生成される圧力処置の設定を制御するように更に構成することができる。もちろん、上記態様の幾つかの部分は、本発明の部分態様を形成することができる。また、これらの部分態様及び／又は態様のうちの様々なものは、様々な方法で組み合わせることができ、本技術の追加の態

40

50

様又は部分態様も構成することができる。

【 0 0 1 5 】

本技術の他の特徴は、以下の詳細な説明、要約書、図面、及び特許請求の範囲に含まれる情報を検討することから明らかになるであろう。

【 0 0 1 6 】

本技術の上記のまた他の特徴及び利点は、図面を参照して、また、本技術の非制限的な例示的な実施形態によって、以下に続く詳細な説明において更に述べられる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本技術の態様に係る流れ検出システムを示す略図である。

10

【図 2】本技術の幾つかの実施形態における、電流解析のために実装することができるプロセッサの例示的な要素の図である。

【図 3】本技術の態様に係るブロワによって供給される圧力を生成するためのブロワ速度制御器についての状態機械図である。

【図 4】本技術の幾つかの実施形態についてのシステムアーキテクチャの例示的な構成要素を示すブロック図である。

【図 5】本技術に関するシステムを示す図である。患者インタフェース 3 0 0 0 を装着している患者 1 0 0 0 は、P A P デバイス 4 0 0 0 から陽圧の空気の供給を受ける。P A P デバイスからの空気は、加湿器 5 0 0 0 において加湿され、空気回路 4 1 7 0 に沿って患者 1 0 0 0 に進む。

20

【図 6】本技術の 1 つの形態による患者インタフェースを示す図である。

【図 7 a】本技術の 1 つの形態による P A P デバイスを示す図である。

【図 7 b】図 7 a の P A P デバイスの空気圧回路の概略図である。上流及び下流の方向が示されている。

【図 7 c】図 7 a の P A P デバイスの電気構成要素の概略図である。

【図 8】本技術の 1 つの態様による加湿器を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

本明細書では、語「を備える (comprising)」は、「オープン (open)」の意味で、すなわち、「を含む (including)」の意味で理解されるべきであり、したがって、その「クローズド (closed)」の意味、すなわち、「だけからなる (consisting only of)」の意味に限定されない。対応する意味は、それらが現れるところの対応する語「備える (comprise)」、「備えた (comprised)」、及び「備える (comprises)」に帰属すべきである。

30

【 0 0 1 9 】

用語「空気 (air)」は、呼吸可能なガス、例えば補助酸素を有する空気を含むと考えられる。本明細書で述べるブロワ又は流れ発生器を、空気以外の流体を送り込む (pump) ように設計することができることも認知されている。

【 0 0 2 0 】

P A P デバイス 1 1 0 は、モータ 1 1 4 を有する流れ発生器又はブロワ 1 1 2 を含むことができ、モータ 1 1 4 は、加圧されたガス又は空気の供給物を生成するためにモータ 1 1 4 のロータ 1 1 6 に結合されたインペラ 1 1 8 を駆動するように構成される。モータ 1 1 4 は、プロセッサ 1 2 0 によって制御され、プロセッサ 1 2 0 は、ポリュート又は他の流れ誘導チャンバ内でロータ 1 1 6 が回転し、その結果インペラ 1 1 8 が回転する速度を制御する駆動信号をモータ 1 1 4 に提供する。好ましい実施形態では、モータ 1 1 4 は、ロータ 1 1 6 が回転するときのモータの逆起電力 (E M F) を測定することによってモータの速度を確定することができる、ホール効果センサのないモータ等のセンサレス (例えば、転流 (commutation) 又は位置センサなし) モータとすることができる。プロセッサ 1 2 0 は、ブロワの測定速度をブロワの所望の速度と比較し、所望の速度を維持するようにモータの電圧又は電流を調整することによってモータ 1 1 4 を所望のモータ速度に維持

40

50

するために、フィードバック制御ループを備える。幾つかの場合、本技術は、付加的なセンサなし（例えば、流量センサ及び／又は圧力センサなし）で実装することができる。

【0021】

システム及びブロワの特性、例えば、空気送出導管に沿う圧力低下等は、好ましくは予め決定されている。そのため、モータ速度と送出される圧力との関係は既知である。その結果、PAPデバイスはブロワの速度を制御し、所望の圧力を提供する。幾つかの場合、圧力センサによって確定される実際の圧力測定値は存在しない場合がある。しかし、幾つかの場合、圧力は、既知の又は測定済みのパラメータから推定又は計算することができる。幾つかの場合、本明細書で述べる電流信号解析は、流量センサ、圧力センサ、及び／又は速度センサなしの実装態様を可能にするように、PAPデバイス又は他の呼吸圧力処置デバイスが最小検知構成（例えば、電流検知抵抗器（複数の場合もある）だけ）によって動作することを可能にすることができる。しかし、本明細書でより詳細に示すように、幾つかの場合、こうしたセンサの1つ又は複数は、装置とともに実装することができる。こうした場合、電流信号解析は、センサに基づいて動作をチェックするために冗長サイクリング若しくはトリガプロセスとして働くことができるか、又は、センサの1つ若しくは複数における故障の検出時に、バックアッププロセスとしてその他の方法で起動することができる。

10

【0022】

PAPデバイス110は、任意選択で、ユーザがデバイス、例えばオン／オフボタンと相互作用することを可能にする、1つ又は複数のボタン及び／又はダイヤル等のユーザインタフェース122及び／又はコントロール124を含むことができる。

20

【0023】

PAPデバイスは、通常、空気送出導管（図示せず）に結合されたガス出口126を含んでおり、ブロワ112によって生成される加圧されたガスの流れをマスク又は鼻組立体等の患者インタフェースユニット（図示せず）に送出する。

【0024】

或る例では、PAPデバイスは、呼吸サイクルの吸気フェーズ中に第1の圧力を、また、呼吸サイクルの呼気フェーズ中に第2の圧力を送出するように構成することができる。第1の圧力は第2の圧力以上である。第1の圧力と第2の圧力との圧力差は、圧補助と呼ばれ、こうした圧力差は、呼気圧力軽減（EPR）を提供するために、0 cmH<sub>2</sub>O、1 cmH<sub>2</sub>O、2 cmH<sub>2</sub>O、又は3 cmH<sub>2</sub>Oに設定することができる。PAPデバイスがバイレベルPAPデバイスであるとき、より高い圧補助値を提供することができる。好ましくは、第1の圧力は4 cmH<sub>2</sub>Oと28 cmH<sub>2</sub>Oとの間であり、第2の圧力は2 cmH<sub>2</sub>Oと20 cmH<sub>2</sub>Oとの間である。

30

【0025】

呼吸中、患者インタフェースに送出される流れは、ユーザの呼吸サイクルとともに変動することになる。流れのこうした変化は、適切な圧力を送出する所望のモータ速度にブロワを維持するために提供される電流のレベルの変化をもたらすことになる。電流のレベルのこれらの変化を使用して、起こっている流れの変化を評価し、吸気から呼気への、またその逆に、呼気から吸気への遷移を検出することができる。そのため、幾つかの実施形態では、モータの相電流ではなく、ブロワのモータのブリッジ駆動回路に供給される電流を、流れについてのプロキシとして使用することができる。

40

【0026】

幾つかのこうした場合において、例えば、（ブリッジ回路を介して）モータに印加される電圧がほぼ一定である可能性が高いとき、電流は、或る特定の時間における流れについてのプロキシとして働くことができる。モータを制御するための、ソース電圧（例えば、バス電圧）のパルス幅変調（PWM）の実装態様の場合、バス電圧より低いモータへの電圧が、モータに印加されることになる（例えば、印加電圧は、バス電圧にPWMパーセンテージを掛けた値に等しくすることができる）。

【0027】

50

代替的に、幾つかの実施形態では、ブロワに対する電力は、流れについてのプロキシとして使用することができる。こうした場合、ブロワに対する供給電流の電流信号は、モータに対する電圧を表す信号とともに乗算器回路に提供することができる。その後、電流信号ではなく、こうした電力信号を本明細書で述べるプロセスに印加することができる。

【0028】

そのため、幾つかの実施形態では、モータ電流信号を測定し、記録してもよい。任意選択で、その信号を表すサンプリング済みデータとすることができる測定済みモータ電流信号MCSは、その後、アナログ処理回路（例えば、アナログプロセッサ）、若しくはデジタル処理回路（例えば、デジタルプロセッサ）、又はこれらの任意の組合せ等のプロセッサ又は処理回路によって処理することができる。

10

【0029】

こうしたプロセッサ又は処理回路の一実施形態の例示的な要素が図2に示される。幾つかの場合、処理回路に印加されるモータ電流信号MCSは、1つ又は複数の電流検知抵抗器を使用して測定することができる。任意選択で、ホールセンサ、電流変圧器、プリント回路基板（PCB）トレース（抵抗器の変形）等の他のデバイスを、電流を測定するために実装することができる。電流は、モータリード線又はコモンブリッジボトム（common bridge bottom）において測定することができる。電流はまた、2つ又は3つのセンサ等によってブリッジトップ又はボトムにおいて測定することができる。幾つかの場合、測定される電流は、モータのコイルの相電流の平均とすることができる。

【0030】

20

測定されるモータ電流信号MCSは、その後、1つ又は複数のフィルタ等による図2に示すフィルタリング等によって処理されて、種々の評価信号を導出することができる。例えば、測定されるモータ電流信号MCSを、ローパスフィルタ（例えば、53Hz又は160Hzカットオフ周波数を有する1次ローパスフィルタ、移動平均フィルタ、高次フィルタ、又は同様なもの）等のフィルタ202によってフィルタリングして、信号内のノイズ又は外乱を除去することができる。こうしたフィルタリングから導出される信号は、瞬時若しくは短期間モータ電流信号STC、又は電流の短期間平均測定量であると考えることができる。こうした信号は、流量センサなしで、現在の流量レベルの指示子として採用することができる。こうしたフィルタリングの選択されたパラメータ又は時定数（複数の場合もある）に基づいて、電流の短期間測定量は、1未満の平均呼吸、例えば、平均呼吸の半分未満の期間にわたるモータ電流の測定量であると考えることができる。

30

【0031】

長期モータ電流信号LTCはまた、図2に示す更なるフィルタ206等によるフィルタリングによって導出することができる。例えば、短期モータ電流信号STCは、ローパスフィルタ（例えば、0.003Hzカットオフ周波数を有する1次ローパスフィルタ、移動平均フィルタ、高次フィルタ、又は同様なもの）等のフィルタ206によってフィルタリングすることができる。こうした処理によって導出される信号は、漏れ等によるベース流量レベルの指示として採用することができる。漏れは、患者インタフェースからの故意の漏れ及び/又はシステムに関するフィッティング問題による他の漏れを含む場合がある。したがって、フィルタリングのパラメータ又は時定数（複数の場合もある）に基づいて、長期モータ電流信号LTCは、単一の呼吸より長い所定の期間にわたる電流の測定量であると考えることができる。したがって、LTCはまた、電流の長期平均測定量であると考えることができる。例えば、LTCは、4回、5回、6回、7回、又は8回の呼吸等の2回～10回の呼吸の範囲内等で複数回の呼吸の継続時間にわたって導出することができる。代替的に、所定の期間は、所定の数の以前の電流値を記録するのにかかる時間を含むことができる。又は、先行する所定の秒数、例えば、30秒以上等の先行する10秒～90秒、15秒～50秒、20秒～40秒にわたって記録される電流値等の時間ベース限界として設定することができる。しかし、長期モータ電流についての他の期間を利用することができることが理解されるべきである。

40

【0032】

50



デジタル処理の場合、モータ電流又はそのモータ電流のフィルタリングからの導出信号は、5 Hz 等の 1 KHz ~ 20 KHz のサンプリングレートでサンプリングすることができる。そのため、幾つかの場合、長期又は短期の導出測定量は、サンプリングデータによって相応して計算することができる。しかし、他のサンプリングレートを実装することができることを当業者は理解するであろう。

#### 【0033】

任意選択で、本技術の幾つかの実施形態では、吸気フェーズと呼気フェーズとの間の圧力を変更するための速度の変化中等、モータによる既知の速度変化中、フィルタリングの計算は、こうした変化に関連する電流をフィルタに印加することを回避するため調整することができる。例えば、長期モータ電流信号を導出するためのフィルタリングは、こうした変化に基づいて休止又は一時的に停止することができる。代替的に、こうした変化中に得られる電流値は、長期測定量の計算から排除することができる。

10

#### 【0034】

なおさらに、幾つかのバージョンでは、モータ速度の故意の / 既知の変化中にフィルタの状態を維持するために、実際のモータ電流の値又は実際のモータ電流に基づく値ではなく、フィルタのコンテンツ（例えば、フィルタの長期平均）に正味の値を全く付加しないように計算される数値定数とすることができるメンテナンス値又は「ブランキング値（blanking value）」を、任意選択で、フィルタリングに適用することができる。例えば、モータ加速 / 減速メンテナンス因子は、モータによるこうした既知の速度変化中にフィルタ 206 に適用することができる。こうした処理の例は、図 2 を参照して考えることができる。切換え又は決定要素 205 は、短期モータ電流 STC、又は、メンテナンス信号発生器 204 若しくは他のバッファからのメンテナンス信号をフィルタ 206 に選択的に適用することができる。こうした切換え要素についての条件又はロジックは、本明細書でより詳細に論じられる。

20

#### 【0035】

呼吸の異なるフェーズを検出する等のため流量の変化を判断するために、瞬時又は短期モータ電流 STC は、長期モータ電流 LTC と比較することができる。こうした比較は、吸気又は呼気の指示子又は信号 IES 等の呼吸流量の変化の指示を提供するのに役立つことができる。こうした処理の例は、図 2 の比較器要素 212 を参照して考えることができる。例えば、瞬時又は短期モータ電流が長期モータ電流より大きいとき、比較は、流量が増加しているという指示（indication）として採用することができる。瞬時又は短期モータ電流が長期モータ電流より小さいとき、比較は、流量が減少しているという指示として採用することができる。こうした増加する流量は、吸気が起こっているという指示として働くことができ、こうした減少する流量は、呼気が起こっているという指示として働くことができる。そのため、患者の呼吸サイクルの異なるフェーズ、吸気及び呼気の開始は、長期電流と比較される瞬時又は短期電流の変化のこの評価に基づいて流量の変化をモニタすることによって判断することができる。呼吸の異なるフェーズの開始の検出が使用されて、異なる呼吸フェーズについて送出される圧力を必要に応じて変化させるためモータ速度を変更するモータ制御プロセッサ等のための、トリガ及び / 又はサイクリング信号を提供することができる。例えば、比較に基づいて、比較器 212 は、呼気の場合に正の信号又は高い信号を生成し、吸気の場合にヌル信号又は低い信号を生成する（又はその逆）ように構成することができる。このとき、正の IES 信号は、呼気圧力用のプロワの速度変化を設定する制御信号として働くことができる。このとき、ヌル信号又は低い IES 信号は、吸気圧力用のプロワの別の速度変化を設定する制御信号として働くことができる。

30

40

#### 【0036】

幾つかの実施形態では、補償因子が、任意選択で実装されて、患者の呼吸サイクルのフェーズ変化を電流から判断することと、送出される圧力を変更するようにモータ速度を調整することとの間の遅延又はラグを補償することができる。それにより、補償因子の実装は、IES 信号でモータ速度（及び結果として生じる圧力）を少し早期に調整させることができ、それにより、モータ速度の実際の変化は、患者又はユーザの呼吸サイクルの変化

50

と同期する可能性が高くなる。こうした実施形態は、補償発生器 210-1、210-2、及び加算器 208 等のコンバイナ要素を示す図 2 を参照して考えることができる。この例では、加算器 208 は、IES 信号の状態に基づいて発生器又はバッファからの補償信号を選択的に加算する。切換え又は決定要素 211 は、複数の信号発生器 210-1、210-2 (1 つ又は複数のバッファ等) からの異なる補償信号を加算器 208 に選択的に印加することができる。こうした切換え要素用の条件又はロジックは、切換え制御要素 218 を参照して本明細書でより詳細に論じられる。本質的に、切換え制御要素 218 は、IES 信号 (又は検出される吸気若しくは呼気の状態) に基づいて、切換え又は決定要素 211 を制御して、図 3 の状態機械を参照して本明細書で論じる時間に、長期モータ電流信号に正又は負の補償因子を適用することができる。

10

#### 【0037】

補償因子を使用するシステムでは、瞬時又は短期モータ電流は、長期モータ電流に対し補償因子を加算又は減算したものを表す調整済み長期モータ電流と比較される。こうした場合、瞬時又は短期モータ電流が長期モータ電流から補償因子を減算した値より小さい場合、比較器 212 は、呼気を示す IES 信号を生成することになり、それにより、モータ速度を、IES 信号に応答して、呼気圧力モータ速度に調整することができる。同様に、瞬時又は短期モータ電流が長期モータ電流に補償因子を加算した値より大きい場合、比較器 212 は、吸気を示す IES 信号を生成することになり、それにより、モータ速度を、IES 信号に応答して、吸気圧力モータ速度に調整することができる。

#### 【0038】

20

幾つかの実施形態では、補償因子 (CF) は、電流の設定済みバッファレベル、例えば 2 mA ~ 10 mA とすることができる。代替の配置構成では、補償因子は、長期モータ電流の分数又はパーセンテージ等の比率として自動的に確定することができる。更なる配置構成では、補償因子は、吸気及び / 又は呼気フェーズ中の電流の検出されるピークの関数として計算することができる。こうした配置構成では、吸気及び / 又は呼気フェーズ中のピーク電流が検出され、補償因子は、ピーク値の比率 (例えば、分数又はパーセンテージ) として確定される。代替の配置構成では、補償因子は、最後の IES 遷移以来の時間に基づいて確定することができる。

#### 【0039】

図 2 に更に示すように、比較器 212 の IES 信号出力は、任意選択で、切換え又は決定要素 213、バッファ 216、及びエッジ起動式ブランキングタイマ 214 に印加することができる。IES 信号の最新の状態は、バッファ 216 内に保持され、このバッファから切換え又は決定要素 213 に出力することができる。そのため、切換え又は決定要素 213 は、比較器からの IES 信号の電流状態又はバッファ 216 からの IES 信号の以前のものであるが最新の状態を選択的に出力することになる。この点に関して、エッジ起動式ブランキングタイマ 214 は、切換え又は決定要素 213 用の制御信号 CS を生成することになる。エッジ起動式ブランキングタイマ 214 のプロセスは、比較器から出力される IES 信号の変化を検出するエッジ検出器を含むことになる。エッジの検出は、その後、所定の時間間隔を有するタイマを始動することができる。所定の時間間隔中に、エッジ起動式ブランキングタイマ 214 は、比較器からの IES 信号ではなく、バッファ 216 内に保持される IES 信号の直前で最新の状態を選択するよう、切換え又は決定要素 213 を設定する制御信号を出力することになる。他の時間では、エッジ起動式ブランキングタイマ 214 は、バッファ 216 内に保持される IES 信号の以前のものであるが最新の状態ではなく、比較器からの IES 信号を選択するよう、切換え又は決定要素 213 を設定する制御信号 CS を出力することになる。こうした制御は、吸気圧力用の吸気速度設定と呼気圧力用の呼気速度設定との間でモータが変化しているとき等、モータの速度が変化する時間中に、より安定した IES 信号を可能にすることができる。したがって、モータ速度の上述した変化に関連する典型的な時間に等しいか又はそれを超える時間量の間、バッファ 216 の出力を IES 信号として使用するように、エッジ起動式ブランキングタイマ 214 のタイミング間隔の所定の時間を選択することができる。

30

40

50

## 【 0 0 4 0 】

さらに、メンテナンス信号発生器 2 0 4 を参照して上記で述べたように、エッジ起動式ブランキングタイマ 2 1 4 によって出力される制御信号 C 5 は、切換え又は決定要素 2 0 5 を制御するために印加することができる。この点に関して、フィルタ 2 0 6 への入力は、メンテナンス信号発生器 2 0 4 の出力に選択的に変更することができる。そのため、エッジ起動式ブランキングタイマ 2 1 4 は、エッジ起動式ブランキングタイマ 2 1 4 のタイミング間隔の所定の時間の間、フィルタに対するメンテナンス信号の印加を選択的に制御することができる。そのため、フィルタ 2 0 6 は、吸気速度設定及び / 又は呼気速度設定に関連する変化等のモータ速度の変化に関連する通常的时间に等しいか又はそれを超える時間量の間、メンテナンス信号の出力を受信することができる。他の時間では、切換え又は決定要素 2 0 5 は、エッジ起動式ブランキングタイマ 2 1 4 の制御下で、短期間電流がフィルタ 2 0 6 に印加されることを可能にすることができる。

10

## 【 0 0 4 1 】

図 3 は、モータ速度、その結果、ブロワによって送出される圧力を制御するモータ速度コントローラについての例示的な状態機械の略図である。状態 1、3 0 2 では、モータは、モータ速度を呼気モータ速度に設定するコマンド信号を提供される。上記で述べたように、減速に起因する電流の変化を補償するために、この速度遷移フェーズ中の電流値の記録を休止又は一時的に停止してもよく、又は、減速メンテナンス因子をフィルタリングプロセスについて適用してもよい。呼気モータ速度に達する（それは、所望の速度と測定若しくは推定される速度との比較又は所定の期間の経過に基づいて判定することができる）と、モータ速度コントローラは、状態 2、3 0 4 に移動し、そこで、短期間モータ電流（S T C）が長期間モータ電流（L T C）に補償因子（C F）を加算したものより大きくなる時間まで呼気圧力を維持するように運転し続けるようモータにシグナリングする。短期間電流（S T C）が長期間電流（L T C）に補償因子（C F）を加算したものより大きくなると、モータ速度コントローラは、状態 3、3 0 6 に遷移し、モータ速度を吸気モータ速度まで増加させるコマンド信号がモータに送信される。やはり上記で述べたように、この状態の間、この速度遷移フェーズ中の電流値の記録を、休止又は一時的に停止することができるか、又は、加速メンテナンス因子をフィルタリングプロセスについて利用して、加速に起因する電流の変化を補償することができる。設定された吸気モータ速度に達する（それは、所望の速度と測定若しくは推定される速度との比較、又は所定の期間の経過に基づいて判定することができる）と、モータ速度コントローラは、状態 4、3 0 8 に遷移する。状態 4、3 0 8 の間、短期間電流（S T C）が長期間電流（L T C）から補償因子（C F）を減算したものより小さくなる時間まで吸気圧力モータ速度を維持するように運転し続けるようモータにシグナリングする。短期間電流（S T C）が長期間電流（L T C）から補償因子（C F）を減算したものより小さくなると、モータ速度コントローラは、元の状態 1、3 0 2 に遷移し、サイクルが継続する。

20

30

## 【 0 0 4 2 】

或る特定のオプションの配置構成では、モータコントローラは、状態 1、3 0 2 と状態 2、3 0 4 との間に更なる状態 1 . 5、3 0 3 を含むことができる。状態 1 . 5、3 0 3 では、短期間電流（S T C）が長期間電流（L T C）と比較される前に、所定の呼気圧力遅延が設定される。こうした遅延は、最小期間の間、呼気が起こることを保証し、及び / 又は、状態 2、3 0 4 から状態 3、3 0 6 に入るようにする偽りのトリガが回避されることを保証することができる。更なる配置構成（図示せず）では、同様な吸気圧力遅延状態 3 . 5 を状態 3 0 6 と状態 3 0 8 との間に付加して、最小期間の間、吸気が起こることを可能にすることを保証することができる。

40

## 【 0 0 4 3 】

或る特定の例では、モータは、送出される圧力を吸気モータ速度から呼気モータ速度まで変更するモータ速度の変化について能動制動が起らないように、フリーホイールすることを可能にすることができる。モータを減速させるためのフリーホイールは、米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 0 1 7 5 1 8 号に記載される方法又は装置を使用することができ

50

る。この特許文献の開示は、引用することによりその全体が本明細書の一部をなすものとする。代替的に、モータの或る形態の制動を利用して、吸気と呼気との間の遷移を制御することができる。

#### 【 0 0 4 4 】

或る特定のシステムでは、治療を最初に開始するとき、第2の所定の期間が過ぎてしまうまで、長期モータ電流を計算するときの遅延が存在する場合がある。或る特定の例では、第2の所定の期間は、少なくとも長期平均電流を計算するときに使用される程度の長い所定の期間とすることができる。遅延は、ユーザが治療の開始に順応し、デバイスが電流値を記録し始めるためのセトリング時間を提供することができる。デバイスは、このセトリング時間中に吸気と呼気の両方の間に単一の一定圧力（すなわち、単一の設定モータ速度）を提供するように構成することができる。

10

#### 【 0 0 4 5 】

代替的に、長期モータ電流は、最初に、所定の初期平均電流値に設定することができる。所定の初期平均電流値は、製造中のシステムの事前特徴付けによってデバイス内に予め設定してもよいし、又は、直前の治療セッションからの長期平均電流に基づいて設定してもよい。付加的に又は代替的に、或る特定の例示的なデバイスでは、所定の期間は、最初に、治療の開始時（例えば、治療の最初の1分～2分の間）に（例えば、10秒、15秒、又は20秒に）短縮されて、長期平均電流のより速い計算を提供することができる。こうしたデバイスでは、電流値は、治療が開始されるとすぐに記録されて、異なる呼吸フェーズ中に圧力に対して調整を行なって又は行うことなく、異なる呼吸フェーズを検出するため流れの変化を評価することができる。

20

#### 【 0 0 4 6 】

図2に示さないが、幾つかの実施形態では、付加的な「観測器（observer）」プロセスコンポーネントを含むことができる。観測器は、設計時にわかっているシステムパラメータ（モータトルク定数、システム慣性等）に基づいて、圧力変化中のモータの加速/減速による、モータに供給される電流の部分を推定するように構成することができる。この推定によって、電流は、本明細書で述べるフィルタリングの前に調整することができる。したがって、（長期モータ電流を減算した後の）患者の流れを示す短期モータ電流は、吸気又は呼気のより単純な指示ではなく、患者の呼吸の流れの状態のより連続的な指示子として採用することができる。こうした信号は、その後、単純な2重レベル制御指示子と対照的に、患者の呼吸サイクル内でより連続的な方式で処置圧力に対する変更を制御するための基礎として働くことができる。

30

#### 【 0 0 4 7 】

更なる例として、処理回路が図2の回路要素として示されているが、これらの要素のプロセスを、デジタルプロセッサのアルゴリズム又は処理によって実装してもよいことが理解されるであろう。こうした場合、デジタルプロセッサは、集積化チップ、メモリ、及び/又は、他の制御命令、データ若しくは情報記憶媒体を含むことができる。例えば、プロセス方法を包含するプログラムされた命令は、メモリ内の集積化チップ上でコード化してもよいし、又はその他の方法で、特定用途向け集積化チップ（ASIC）を形成してもよい。こうした命令は、同様に又は代替的に、適切なデータ記憶媒体を使用してソフトウェア又はファームウェアとしてロードしてもよい。

40

#### 【 0 0 4 8 】

例示的なシステムアーキテクチャ

本技術に適するこうしたコントローラの例示的なシステムアーキテクチャが図4のブロック図に示される。図において、呼吸処置装置用の本明細書で述べるモータ電流解析プロセスを有するコントローラ401は、1つ又は複数のプロセッサ408を含むことができる。システムはまた、モニタ又はLCDパネル等の上に、本明細書で述べるように事象（例えば、吸気又は呼気等）検出レポートを出力するディスプレイインタフェース410を含むことができる。例えば、キーボード、タッチパネル、制御ボタン、マウス等用のユーザ制御/入力インタフェース412もまた設けられて、本明細書で述べる制御方法をアク

50

タイプ化又は修正することができる。システムはまた、プログラミング命令、電流信号、速度信号、逆 E M F 信号、モータ制御信号等のデータを受信 / 送信するための、バス等のセンサ又はデータインタフェース 4 1 4 を含むことができる。デバイスはまた、通常、上述した方法（例えば、図 2 及び図 3）の制御命令を含むメモリ / データ記憶コンポーネント 4 2 0 を含むことができる。これらは、4 2 2 の、モータ電流信号処理（例えば、前処理方法、フィルタ、値発生器、ブランキング又はメンテナンス値発生ロジック、タイマ、補償発生ロジック、観測器プロセス、エッジ検出器等）用のプロセッサ制御命令を含むことができる。これらはまた、本明細書でより詳細に論じる 4 2 4 の、モータ電流信号処理に基づく処置制御（例えば、処置変更、速度制御等）用のプロセッサ制御命令を含むことができる。最後に、それらはまた、フィルタ時定数、フィルタパラメータ、ブランキング値、メンテナンス値、補償値、処置設定、圧力対速度設定テーブル等の、これらの方法のための記憶されたデータ 4 2 6 を含むことができる。幾つかの実施形態では、ソフトウェアを汎用コンピュータにロードすると、汎用コンピュータが本明細書で論じる方法のうちの任意の方法に従う専用コンピュータとして働くことができるよう、上述した方法を制御するための、これらのプロセッサ制御命令及びデータを、汎用コンピュータが使用するためのソフトウェアとしてコンピュータ可読記録媒体に収容してもよい。

10

#### 【 0 0 4 9 】

例示的な呼吸処置装置

##### 1 . 1 処置システム

一形態では、本技術は、図 5 及び図 7 a に示すもの等の、呼吸障害を処置する装置の一部を形成することができる。この装置は、空気等の加圧呼吸ガスを、患者インタフェース 3 0 0 0 に通じる空気送達チューブを介して患者 1 0 0 0 に供給するためのフロージェネレータ又はブロワを備えることができる。

20

#### 【 0 0 5 0 】

##### 1 . 2 治療

一形態では、本技術は、一方又は両方の鼻孔及び / 又は口を介して、患者 1 0 0 0 の気道の入口、例えば患者の鼻腔等に、陽圧を印加するステップを含む、呼吸障害を処置するための方法の一部として働くことができる。例えば、P A P デバイス 4 0 0 0 は、鼻持続気道陽圧（Continuous Positive Airway Pressure : C P A P）治療を生成して、後口咽頭壁の前方にかつそこから離れるように軟口蓋及び舌を押すことによって上気道の閉塞性睡眠時無呼吸（Obstructive Sleep Apnea : O S A）を処置することができる。

30

#### 【 0 0 5 1 】

P A P デバイス 4 0 0 0 は、C S R、O H S、C O P D、M D、及び胸壁障害を処置するために使用されてきた非侵襲的換気（Non-invasive ventilation : N I V）を生成することができる。N I V の幾つかの例では、圧力処置は、例えば 1 回換気量又は毎分換気量を測定し、ターゲット換気を満たすように換気の測定量を制御することによってターゲット換気を実施ように制御することができる。換気の瞬時測定量と換気の長期測定量との比較等による換気の測定量のサーボ制御は、C S R に抗する処置として働くことができる。幾つかのこうした例では、装置によって送出される圧力処置の形態は、圧補助換気とすることができる。こうした圧力処置は、通常、吸気中のより高いレベルの圧力（例えば、I P A P）の生成を、また、呼気中のより低いレベルの圧力（例えば、E P A P）の生成を提供する。

40

#### 【 0 0 5 2 】

##### 1 . 3 患者インタフェース 3 0 0 0

図 6 に示すように、本技術の一態様による非侵襲的呼吸患者インタフェース 3 0 0 0 は、以下の機能的態様、すなわち、シール形成構造 3 1 0 0、プレナムチャンバ 3 2 0 0、位置決め及び安定化構造 3 3 0 0、及び空気回路 4 1 7 0 に接続するための接続ポート 3 6 0 0 を含むことができる。幾つかの形態では、機能的態様は、1 つ又は複数の物理構成要素によって提供することができる。幾つかの形態では、1 つの物理構成要素は、1 つ又は複数の機能的態様を提供することができる。使用の際、シール形成構造体 3 1 0 0 は、気道

50

への陽圧の空気の供給を容易にするために、患者の気道への入口を取り囲むように配置される。

【0053】

1.4 P A P デバイス 4000

図7a、7b及び7cに示されるように、本技術の1つの態様による例示的なP A P デバイス4000は、機械構成要素及び空気圧構成要素4100、電気構成要素4200を備えることができ、1つ又は複数のアルゴリズムを実行するようにプログラムすることができる。このP A P デバイスは、外部ハウジング4010を有することができる。外部ハウジング4010は、外部ハウジング4010の上側部分4012及び外部ハウジング4010の下側部分4014の2つの部分で形成される。代替の形態では、外部ハウジング4010は、1つ又は複数のパネル4015を備えることができる。P A P デバイス4000は、P A P デバイス4000の1つ又は複数の内部構成要素を支持するシャーシ4016を備えることができる。1つの形態では、空気圧ブロック(pneumatic block)4020が、シャーシ4016によって支持されるか、又はその一部分として形成される。P A P デバイス4000は、取っ手4018を備えることができる。

10

【0054】

P A P デバイス4000の空気経路は、吸入口エアフィルタ4112、吸入口マフラ4122、陽圧の空気を供給することが可能な制御可能圧力デバイス4140(好ましくは、ブロワ4142)、及び放出口マフラ4124を備えることができる。1つ又は複数の圧力センサ(例えば、圧力トランスデューサ4272)及び流量センサ(例えば、流量トランスデューサ4274)を、任意選択で空気経路に備えることができる。

20

【0055】

空気圧ブロック4020は、空気経路のうちの、外部ハウジング4010内に位置する部分を含む。

【0056】

P A P デバイス4000は、電源装置4210、1つ又は複数の入力デバイス4220、中央コントローラ4230、療法デバイスコントローラ4240、療法デバイス4245、1つ又は複数の保護回路4250、メモリ4260、選択的トランスデューサ4270、データ通信インタフェース4280、及び1つ又は複数の出力デバイス4290を有する。電気構成要素4200は、単一のプリント回路基板アセンブリ(P C B A)4202上に実装することができる。代替の形態では、P A P デバイス4000は、2つ以上のP C B A 4202を備えることができる。

30

【0057】

P A P デバイス4000の中央コントローラ4230は、1つ又は複数のアルゴリズムモジュールを実行するようにプログラムすることができる。これらのアルゴリズムモジュールは、1つの実施態様では、前処理モジュール、療法エンジンモジュール、圧力制御モジュール、及び故障状態モジュールを含む。

【0058】

以下では、P A P デバイス4000は、人工呼吸器と区別することなく呼ばれる。

【0059】

1.4.1 P A P デバイスの機械構成要素及び空気圧構成要素4100

1.4.1.1 エアフィルタ(複数の場合もある)4110

本技術の1つの形態によるP A P デバイスは、1つのエアフィルタ4110、又は複数のエアフィルタ4110を備えることができる。

40

【0060】

1つの形態では、吸入口エアフィルタ4112は空気経路の開始部において、ブロワ4142の上流に位置している。図7bを参照されたい。

【0061】

1つの形態では、放出口エアフィルタ4114、例えば抗菌性フィルタは、空気圧ブロック4020の放出口と患者インタフェース3000との間に位置している。図7bを参

50

照されたい。

【 0 0 6 2 】

1 . 4 . 1 . 2 マフラ ( 複数の場合もある ) 4 1 2 0

本技術の 1 つの形態では、吸入口マフラ 4 1 2 2 は、空気経路においてブロワ 4 1 4 2 の上流に位置している。図 7 b を参照されたい。

【 0 0 6 3 】

本技術の 1 つの形態では、放出口マフラ 4 1 2 4 は、空気経路においてブロワ 4 1 4 2 と患者インタフェース 3 0 0 0 との間に位置している。図 7 b を参照されたい。

【 0 0 6 4 】

1 . 4 . 1 . 3 圧力デバイス 4 1 4 0

10

本技術の 1 つの形態では、陽圧の空気の流量を生成するための圧力デバイス 4 1 4 0 は、制御可能ブロワ 4 1 4 2 である。例えば、このブロワは、ポリュート内に収容された 1 つ又は複数のインペラを有するブラシレス DC モータ 4 1 4 4 を備えることができる。ブロワは、約 4 c m H<sub>2</sub> O ~ 約 2 0 c m H<sub>2</sub> O の範囲、又は他の形態では約 3 0 c m H<sub>2</sub> O までの陽圧の空気の供給を、例えば約 1 2 0 リットル / 分で送達することが可能である。

【 0 0 6 5 】

圧力デバイス 4 1 4 0 は、療法デバイスコントローラ 4 2 4 0 の制御下にある。

【 0 0 6 6 】

1 . 4 . 1 . 4 トランスデューサ ( 複数の場合もある ) 4 2 7 0

20

本技術の 1 つの形態では、1 つ又は複数のトランスデューサ 4 2 7 0 が、圧力デバイス 4 1 4 0 の上流に位置することができる。この 1 つ又は複数のトランスデューサ 4 2 7 0 は、空気経路のその地点における空気の性質を測定するように構成及び準備されている。

【 0 0 6 7 】

本技術の 1 つの形態では、1 つ又は複数のトランスデューサ 4 2 7 0 は、圧力デバイス 4 1 4 0 の下流であって、空気回路 4 1 7 0 の上流に位置する。この 1 つ又は複数のトランスデューサ 4 2 7 0 は、空気経路のその地点における空気の性質を測定するように構成及び準備されている。

【 0 0 6 8 】

本技術の 1 つの形態では、1 つ又は複数のトランスデューサ 4 2 7 0 は、患者インタフェース 3 0 0 0 に近接して位置する。

30

【 0 0 6 9 】

1 . 4 . 1 . 5 アンチスピルバック弁 ( anti-spill back valve ) 4 1 6 0

本技術の 1 つの形態では、アンチスピルバック弁が、加湿器 5 0 0 0 と空気圧ブロック 4 0 2 0 との間に位置している。このアンチスピルバック弁は、水分が加湿器 5 0 0 0 から例えばモータ 4 1 4 4 へ上流に向けて流れる危険性を低減するように構成及び準備されている。

【 0 0 7 0 】

1 . 4 . 1 . 6 空気回路 4 1 7 0

本技術の一態様による空気回路 4 1 7 0 は、空気圧ブロック 4 0 2 0 と患者インタフェース 3 0 0 0 との間での空気又は呼吸可能ガスの流れを可能にするように構成及び準備されている。

40

【 0 0 7 1 】

1 . 4 . 1 . 7 酸素送達

本技術の 1 つの形態では、補助酸素 4 1 8 0 を、空気経路における或る地点に送達することができる。

【 0 0 7 2 】

本技術の 1 つの形態では、補助酸素 4 1 8 0 は、空気圧ブロック 4 0 2 0 の上流に送達される。

【 0 0 7 3 】

本技術の 1 つの形態では、補助酸素 4 1 8 0 は、空気回路 4 1 7 0 に送達される。

50

## 【 0 0 7 4 】

本技術の 1 つの形態では、補助酸素 4 1 8 0 は、患者インタフェース 3 0 0 0 に送達される。

## 【 0 0 7 5 】

1 . 4 . 2 P A P デバイスの電気構成要素 4 2 0 0

1 . 4 . 2 . 1 電源装置 4 2 1 0

本技術の 1 つの形態では、電源装置 4 2 1 0 は、P A P デバイス 4 0 0 0 の外部ハウジング 4 0 1 0 の内部にある。本技術の別の形態では、電源装置 4 2 1 0 は、P A P デバイス 4 0 0 0 の外部ハウジング 4 0 1 0 の外部にある。

## 【 0 0 7 6 】

本技術の 1 つの形態では、電源装置 4 2 1 0 は、電力を P A P デバイス 4 0 0 0 のみに提供する。本技術の別の形態では、電源装置 4 2 1 0 は、電力を P A P デバイス 4 0 0 0 及び加湿器 5 0 0 0 の双方に提供する。

## 【 0 0 7 7 】

1 . 4 . 2 . 2 入力デバイス 4 2 2 0

本技術の 1 つの形態では、P A P デバイス 4 0 0 0 は、人がこのデバイスとインタラクトすることを可能にするボタン、スイッチ、又はダイヤルの形態の、1 つ又は複数の入力デバイス 4 2 2 0 を備える。これらのボタン、スイッチ、又はダイヤルは、物理デバイスとすることもできるし、タッチスクリーンを介してアクセス可能なソフトウェアデバイスとすることもできる。これらのボタン、スイッチ、又はダイヤルは、1 つの形態では、外部ハウジング 4 0 1 0 に物理的に接続することもできるし、別の形態では、中央コントローラ 4 2 3 0 に電気接続されている受信機と無線通信することもできる。

## 【 0 0 7 8 】

1 つの形態では、入力デバイス 4 2 2 0 は、人が値及び / 又はメニュー選択肢を選択することを可能にするように構成及び準備することができる。

## 【 0 0 7 9 】

1 . 4 . 2 . 3 中央コントローラ 4 2 3 0

本技術の 1 つの形態では、中央コントローラ 4 2 3 0 は、x 8 6 I N T E L プロセッサ等の、P A P デバイス 4 0 0 0 を制御するのに好適なプロセッサである。

## 【 0 0 8 0 】

本技術の別の形態による、P A P デバイス 4 0 0 0 を制御するのに好適なプロセッサは、ARM Holdings社が提供している A R M C o r t e x - M プロセッサに基づくプロセッサを含む。例えば、ST MICROELECTRONICS社が提供している S T M 3 2 シリーズのマイクロコントローラを用いることができる。

## 【 0 0 8 1 】

本技術の更に代替の形態による、P A P デバイス 4 0 0 0 を制御するのに好適な別のプロセッサは、A R M 9 ベースの 3 2 ビット R I S C C P U ファミリから選択されたメンバを含む。例えば、ST MICROELECTRONICS社が提供している S T R 9 シリーズのマイクロコントローラを用いることができる。本技術の或る特定の代替の形態では、1 6 ビット R I S C C P U を P A P デバイス 4 0 0 0 用のプロセッサとして用いることができる。例えば、TEXAS INSTRUMENTS社によって製造された M S P 4 3 0 ファミリのマイクロコントローラからのプロセッサを用いることができる。

## 【 0 0 8 2 】

プロセッサは、1 つ又は複数のトランスデューサ 4 2 7 0 及び 1 つ又は複数の入力デバイス 4 2 2 0 から入力信号（複数の場合もある）を受信するように構成されている。

## 【 0 0 8 3 】

プロセッサは、出力デバイス 4 2 9 0、療法デバイスコントローラ 4 2 4 0、データ通信インタフェース 4 2 8 0、及び加湿器コントローラ 5 2 5 0 のうちの 1 つ又は複数に出力信号（複数の場合もある）を提供するように構成されている。

## 【 0 0 8 4 】



プロセッサ、又は複数のそのようなプロセッサは、メモリ 4 2 6 0 に記憶されたコンピュータプログラムとして表された 1 つ又は複数のアルゴリズム等の本明細書において説明する 1 つ又は複数の方法論を実施するように構成することができる。幾つかの場合には、前に論述したように、そのようなプロセッサ（複数の場合もある）は、P A P デバイス 4 0 0 0 と統合することができる。しかしながら、幾つかのデバイスでは、プロセッサ（複数の場合もある）は、呼吸治療の送達を直接制御することなく、本明細書において説明する方法論のうちの任意のものを実行する等の目的で、P A P デバイスの流量生成構成要素とは別個に実装することができる。例えば、そのようなプロセッサは、本明細書において説明するセンサのうちの任意のもの等からの記憶されたデータの解析によって、人工呼吸器又は他の呼吸関連事象の制御設定を決定する目的で、本明細書において説明する方法論のうちの任意のものを実行することができる。

10

【 0 0 8 5 】

1 . 4 . 2 . 4    クロック 4 2 3 2

好ましくは、P A P デバイス 4 0 0 0 は、プロセッサに接続されたクロック 4 2 3 2 を備える。

【 0 0 8 6 】

1 . 4 . 2 . 5    療法デバイスコントローラ 4 2 4 0

本技術の 1 つの形態では、療法デバイスコントローラ 4 2 4 0 は、プロセッサによって実行されるアルゴリズムの一部分を形成する圧力制御モジュールである。

【 0 0 8 7 】

20

本技術の 1 つの形態では、療法デバイスコントローラ 4 2 4 0 は、専用化されたモータ制御集積回路を含むことができる。例えば、1 つの形態では、ONSEMI 社によって製造された M C 3 3 0 3 5 プラシレス D C モータコントローラが用いられる。幾つかの実施形態では、療法デバイスコントローラ 4 2 4 0 は、療法デバイス 4 2 4 5 のモータのブリッジ回路に結合することができる図 2 のコンポーネントの 1 つ又は複数を含むことができる。

【 0 0 8 8 】

1 . 4 . 2 . 6    保護回路 4 2 5 0

任意選択で、本技術による P A P デバイス 4 0 0 0 は、1 つ又は複数の保護回路 4 2 5 0 を備える。

【 0 0 8 9 】

30

本技術による保護回路 4 2 5 0 の 1 つの形態は、電気保護回路である。

【 0 0 9 0 】

本技術による保護回路 4 2 5 0 の 1 つの形態は、温度安全回路又は圧力安全回路である。

【 0 0 9 1 】

1 . 4 . 2 . 7    メモリ 4 2 6 0

本技術の 1 つの形態によれば、P A P デバイス 4 0 0 0 は、メモリ 4 2 6 0、好ましくは不揮発性メモリを備える。幾つかの形態では、メモリ 4 2 6 0 は、バッテリー駆動スタティック R A M を含むことができる。幾つかの形態では、メモリ 4 2 6 0 は、揮発性 R A M を含むことができる。

40

【 0 0 9 2 】

好ましくは、メモリ 4 2 6 0 は、P C B A 4 2 0 2 上に位置する。メモリ 4 2 6 0 は、E E P R O M 又は N A N D フラッシュの形態とすることができる。

【 0 0 9 3 】

付加的に又は代替的に、P A P デバイス 4 0 0 0 は、メモリ 4 2 6 0 の着脱可能な形態のもの、例えば、セキュアデジタル（S D）標準規格に従って作製されたメモリカードを備える。

【 0 0 9 4 】

1 . 4 . 2 . 8    トランスデューサ 4 2 7 0

オプションのトランスデューサは、デバイスの内部に存在することもできるし、P A P

50

デバイスの外部に存在することもできる。外部のトランスデューサは、例えば、空気送達回路、例えば患者インタフェースに位置することもできるし、その一部分を成すこともできる。外部のトランスデューサは、データを P A P デバイスに送信又は転送するドブブラレーダ移動センサ等の非接触センサの形態とすることができる。

【 0 0 9 5 】

1 . 4 . 2 . 8 . 1 流量 4 2 7 4

本技術によるオプションの流量トランスデューサ 4 2 7 4 は、差圧トランスデューサ、例えば、SENSIRION社が提供している S D P 6 0 0 シリーズの差圧トランスデューサに基づくことができる。この差圧トランスデューサは、空気圧回路と流体連通し、圧力トランスデューサのそれぞれのものは、流量制限要素における第 1 の地点及び第 2 の地点のそれぞれに接続される。

10

【 0 0 9 6 】

使用中、流量トランスデューサ 4 2 7 4 からの信号、すなわち総流量  $Q_t$  信号が、プロセッサによって受信される。ただし、そのような流量信号を生成するか又は流量を推定するための他のセンサを実装することができる。例えば、幾つかの実施形態では、熱線質量流量センサ等の質量流量センサを実装して、流量信号を生成してもよい。任意選択で、流量は、米国特許出願第 1 2 / 1 9 2 , 2 4 7 号に記載されている方法論のうちの任意のもの等に従って、本明細書で説明した他のセンサの 1 つ又は複数の信号から推定することができる。この米国特許出願の開示内容は、引用することによって、本明細書の一部をなすものとする。

20

【 0 0 9 7 】

1 . 4 . 2 . 8 . 2 圧力

本技術によるオプションの圧力トランスデューサ 4 2 7 2 は、空気圧回路と流体連通して位置することができる。好適な圧力トランスデューサの一例は、HONEYWELL社の A S D X シリーズからのセンサである。代替の好適な圧力トランスデューサは、GENERAL ELECTRIC社が提供している N P A シリーズからのセンサである。

【 0 0 9 8 】

使用中、圧力トランスデューサ 4 2 7 2 からの信号は、プロセッサによって受信される。1つの形態では、圧力トランスデューサ 4 2 7 2 からの信号は、プロセッサによって受信される前にフィルタリングされる。

30

【 0 0 9 9 】

1 . 4 . 2 . 8 . 3 モータ速度

本技術の 1 つの形態では、モータ速度信号 4 2 7 6 を生成することができる。モータ速度信号 4 2 7 6 は、療法デバイスコントローラ 4 2 4 0 によって提供することができる。モータ速度は、例えば、ホール効果センサ等のオプションの速度センサが生成することができるか、又は上述したように逆 E M F から推測することができる。

【 0 1 0 0 】

1 . 4 . 2 . 9 データ通信システム

本技術の 1 つの好ましい形態では、データ通信インタフェース 4 2 8 0 が設けられ、プロセッサに接続される。データ通信インタフェース 4 2 8 0 は、好ましくは、リモート外部通信ネットワーク 4 2 8 2 に接続可能である。データ通信インタフェース 4 2 8 0 は、好ましくは、ローカル外部通信ネットワーク 4 2 8 4 に接続可能である。好ましくは、リモート外部通信ネットワーク 4 2 8 2 は、リモート外部デバイス 4 2 8 6 に接続可能である。好ましくは、ローカル外部通信ネットワーク 4 2 8 4 は、ローカル外部デバイス 4 2 8 8 に接続可能である。

40

【 0 1 0 1 】

1 つの形態では、データ通信インタフェース 4 2 8 0 は、プロセッサの一部である。別の形態では、データ通信インタフェース 4 2 8 0 は、プロセッサとは別個の集積回路である。

【 0 1 0 2 】

50

1つの形態では、リモート外部通信ネットワーク4282はインターネットである。データ通信インタフェース4280は、(例えば、イーサネット(登録商標)又は光ファイバを介した)有線通信、又は無線プロトコルを用いてインターネットに接続することができる。

【0103】

1つの形態では、ローカル外部通信ネットワーク4284は、Bluetooth(登録商標)又は民生赤外線プロトコル等の1つ又は複数の通信標準規格を利用する。

【0104】

1つの形態では、リモート外部デバイス4286は、1つ又は複数のコンピュータ、例えばネットワークコンピュータのクラスタである。1つの形態では、リモート外部デバイス4286は、物理コンピュータではなく、仮想コンピュータとすることができる。いずれの場合も、そのようなリモート外部デバイス4286は、臨床医等の適切に認可された人にアクセス可能とすることができる。

【0105】

好ましくは、ローカル外部デバイス4288は、パーソナルコンピュータ、携帯電話、タブレット、又はリモコンである。

【0106】

1.4.2.10 オプションのディスプレイ、アラーム等を備える出力デバイス4290

本技術による出力デバイス4290は、視覚ユニット、オーディオユニット、及び触覚ユニットのうちの1つ又は複数の形態を取ることができる。視覚ディスプレイは、液晶ディスプレイ(LCD)又は発光ダイオード(LED)ディスプレイとすることができる。

【0107】

1.4.2.10.1 ディスプレイドライバ4292

ディスプレイドライバ4292は、ディスプレイ4294上での表示を目的とした文字、シンボル、又は画像を入力として受け取り、ディスプレイ4294にそれらの文字、シンボル、又は画像を表示させるコマンドにそれらを変換する。

【0108】

1.4.2.10.2 ディスプレイ4294

ディスプレイ4294は、ディスプレイドライバ4292から受信したコマンドに応答して文字、シンボル、又は画像を視覚的に表示するように構成されている。例えば、ディスプレイ4294は、8セグメントディスプレイとすることができる。この場合、ディスプレイドライバ4292は、数字「0」等の各文字又は各シンボルを、8つのセグメントのそれぞれが特定の文字又はシンボルを表示するようにアクティブ化されるか否かを示す8つの論理信号に変換する。

【0109】

1.4.2.11 療法デバイス4245

本技術の好ましい形態では、療法デバイス4245はコントローラの制御下であり、療法を患者1000に送達する。

【0110】

好ましくは、療法デバイス4245は、陽圧空気デバイス4140である。

【0111】

1.5 加湿器5000

本技術の一形態では、図8に示す例等の加湿器5000が提供される。加湿器は、図7cに示すように、水リザーバ及び加熱プレート5240を含むことができる。

【0112】

特定の実施形態を参照して本明細書における技術を説明してきたが、これらの実施形態は、本技術の原理及び適用の単なる例示にすぎないことが理解されるべきである。したがって、本技術の趣旨及び範囲から逸脱することなく、非常に多くの変更を例示の実施形態に行うことができ、他の配置構成を案出することができることが理解されるべきである。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 3 】

## 更なる技術例

例 1 . 呼吸処置装置において吸気又は呼気の指示を確定する方法であって、呼吸処置を提供するように構成されたブロワに供給される電流を測定するステップと、前記測定された電流から第 1 の電流信号及び第 2 の電流信号を導出するステップであって、前記第 1 の導出される電流信号は電流の長期測定量であり、前記第 2 の導出される電流信号は電流の短期測定量であるステップと、

前記第 1 の導出される電流信号及び前記第 2 の導出される電流信号の関数として、吸気又は呼気の指示をプロセッサによって確定するステップとを含む方法。

10

## 【 0 1 1 4 】

例 2 . 第 1 の導出される電流信号は、測定される電流をフィルタリングすることによって導出される、例 1 の方法。

## 【 0 1 1 5 】

例 3 . 第 1 の導出される電流信号は、第 1 の時定数を有するローパスフィルタによって導出される、例 2 の方法。

## 【 0 1 1 6 】

例 4 . 第 2 の導出電流信号は、測定される電流をフィルタリングすることによって導出される、例 1 ~ 例 3 の任意の 1 つの例の方法。

## 【 0 1 1 7 】

例 5 . 第 2 の導出される電流信号は、第 2 の時定数を有するローパスフィルタによって導出される、例 3 の方法。

20

## 【 0 1 1 8 】

例 6 . 第 1 の時定数は平均呼吸より短いオーダの期間であり、第 2 の時定数は平均呼吸より長いオーダの期間である、例 3 の方法。

## 【 0 1 1 9 】

例 7 . 第 1 の導出される電流信号及び第 2 の導出される電流信号の関数は、第 1 の導出される電流信号と第 2 の導出される電流信号との比較を含む、例 1 ~ 例 6 の任意の 1 つの例の方法。

## 【 0 1 2 0 】

例 8 . 第 1 の導出される電流信号に補償信号を付加するステップを更に含む、例 1 ~ 例 7 の任意の 1 つの例の方法。

30

## 【 0 1 2 1 】

例 9 . 吸気又は呼気の指示に基づいて第 1 の導出電流信号に補償信号を付加するステップを更に含む、例 1 ~ 例 8 の任意の 1 つの例の方法。

## 【 0 1 2 2 】

例 10 . 吸気又は呼気の指示に基づいて、様々な補償信号が第 1 の導出される電流信号に付加される、例 1 ~ 例 9 の任意の 1 つの例の方法。

## 【 0 1 2 3 】

例 11 . 第 1 の導出される電流信号及び第 2 の導出される電流信号の関数は、第 2 の導出される電流信号と第 1 の導出される電流信号及び補償信号の和との比較を含む、例 8 ~ 例 10 の任意の 1 つの例の方法。

40

## 【 0 1 2 4 】

例 12 . 第 2 の導出される電流信号を、吸気又は呼気の指示子の遷移中に、電流の測定量ではなくブランキング値によって維持するステップを更に含む、例 1 ~ 例 11 の任意の 1 つの例の方法。

## 【 0 1 2 5 】

例 13 . 吸気又は呼気の指示に基づいてブロワによって生成される圧力処置の設定を、プロセッサによって制御することを更に含む、例 1 ~ 例 12 の任意の 1 つの例の方法。

## 【 0 1 2 6 】

50

例 14 . 吸気又は呼気の指示を確定する呼吸処置装置であって、インペラ及びモータを含むブロワであって、患者インタフェースに対する圧力処置を生成するように構成されるブロワと、

モータに供給される電流を表す電流信号を生成するように構成される電流検知回路と、検知回路に結合されたプロセッサであって、このプロセッサは、(a)電流検知回路から第1の電流信号及び第2の電流信号を導出するように構成され、第1の導出される電流信号は電流の長期測定量であり、第2の導出される電流信号は電流の短期測定量であり、また、(b)第1の導出される電流信号及び第2の導出される電流信号の関数として吸気又は呼気の指示を確定するように構成されるプロセッサとを備えている呼吸処置装置。

10

【0127】

例 15 . プロセッサは、測定される電流をフィルタリングすることによって第1の導出される電流信号を生成するフィルタを備えている、例 14 の装置。

【0128】

例 16 . フィルタは、第1の時定数を有するローパスフィルタを備えている、例 15 の装置。

【0129】

例 17 . 第1の導出される電流信号をフィルタリングすることによって第2の導出される電流信号を生成する更なるフィルタを更に備えている、例 14 ~ 例 16 の任意の1つの例の装置。

20

【0130】

例 18 . プロセッサは、第2の導出される電流信号をフィルタリングすることによって第1の導出される電流信号を生成する更なるフィルタを更に備え、この更なるフィルタは、第2の時定数を有するローパスフィルタを備え、第1の時定数は平均呼吸より短いオーダの期間であり、第2の時定数は平均呼吸より長いオーダの期間である、例 16 の装置。

【0131】

例 19 . 第1の導出される電流信号及び第2の導出される電流信号の関数は、第1の導出される電流信号と第2の導出される電流信号との比較を含む、例 14 ~ 例 18 の任意の1つの例の装置。

【0132】

30

例 20 . プロセッサは、第1の導出される電流信号に補償信号を付加するように更に構成されている、例 14 ~ 例 18 の任意の1つの例の装置。

【0133】

例 21 . プロセッサは、吸気又は呼気の確定された指示の関数として第1の導出される電流信号に補償信号を付加するように更に構成されている例 14 ~ 例 18 の任意の1つの例の装置。

【0134】

例 22 . プロセッサは、吸気又は呼気の確定された指示に基づいて第1の導出される電流信号に異なる補償信号を付加するように構成されている、例 20 及び例 21 の任意の1つの例の装置。

40

【0135】

例 23 . 第1の導出される電流信号及び第2の導出される電流信号の関数は、第2の導出される電流信号と第1の導出される電流信号及び補償信号の和との比較を含む、例 14 ~ 例 19 及び例 21 ~ 例 22 の任意の1つの例の装置。

【0136】

例 24 . プロセッサは、吸気又は呼気の確定された指示に関連する遷移中に、電流の測定量ではなくプランキング値によって第1の導出される電流信号を維持するように更に構成されている、例 14 ~ 例 23 の任意の1つの例の装置。

【0137】

例 25 . プロセッサは、吸気又は呼気の指示に基づいてブロワによって生成される圧力

50



【図 3】

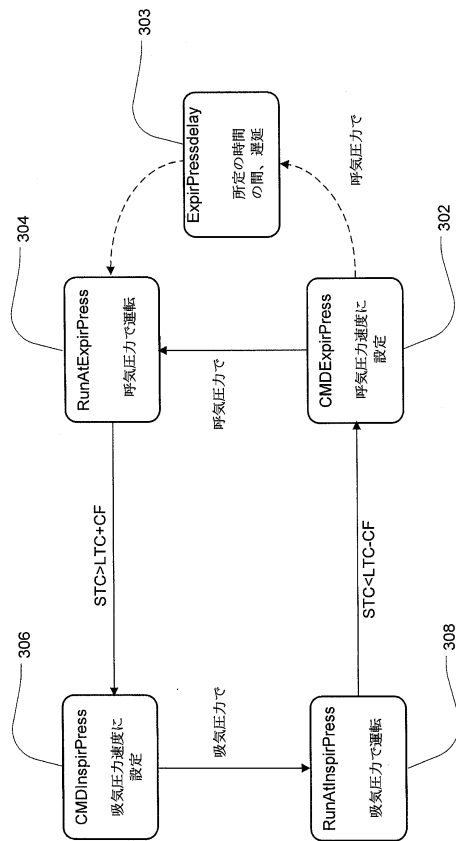


FIG. 3

【図 4】

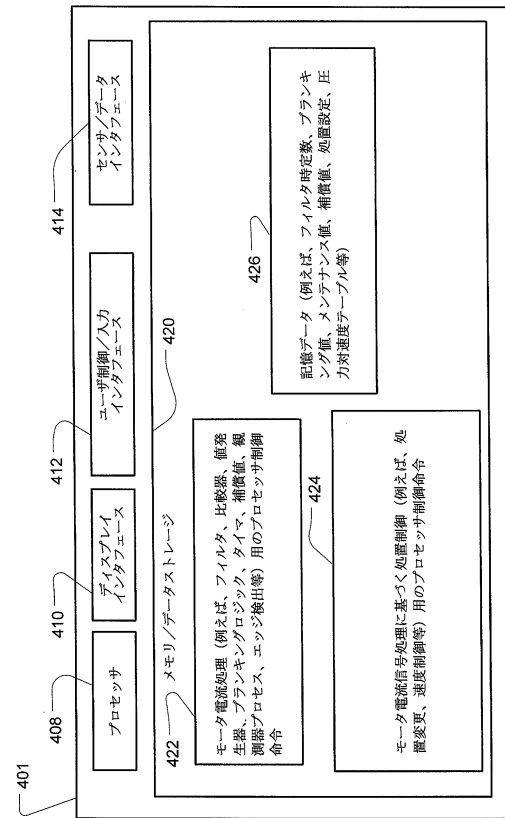


FIG. 4

【図 5】

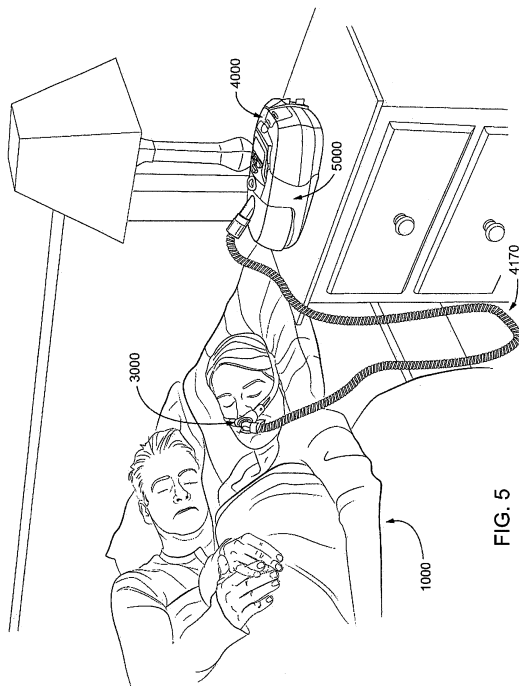


FIG. 5

【図 6】

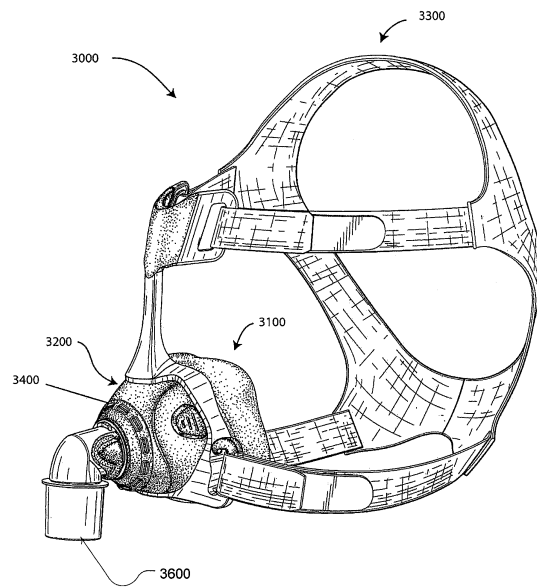


FIG. 6

【図 7 a】

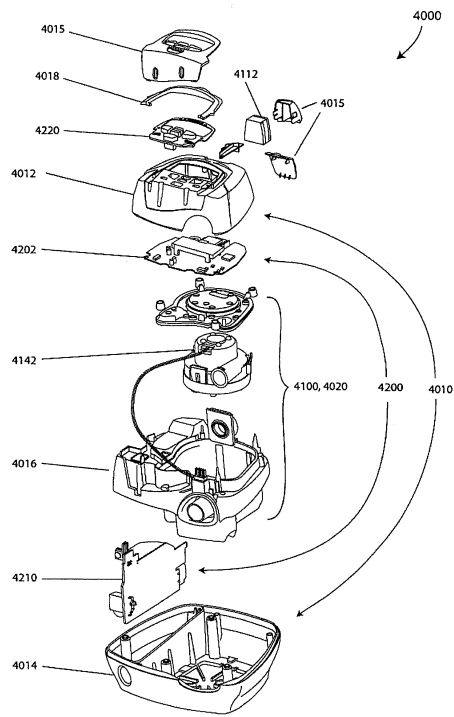


FIG. 7a

【図 7 b】

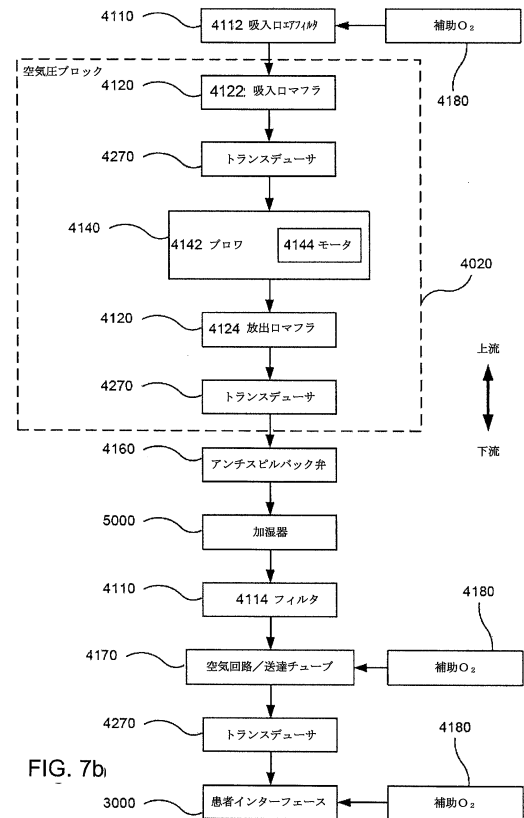


FIG. 7b

【図 7 c】

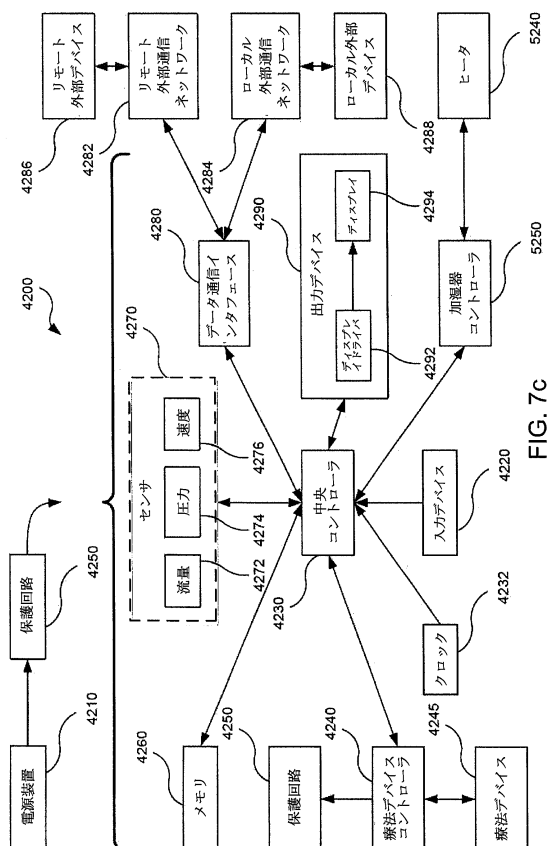


FIG. 7c

【図 8】

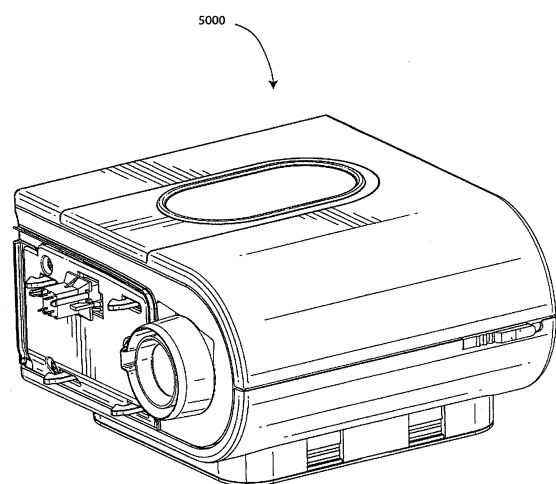


FIG. 8



---

フロントページの続き

(74)代理人 100142996

弁理士 森本 聡二

(72)発明者 フレミング, デイヴィッド・ジェイムズ

アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 2 0 0 7 , カーディフ, オックスフォード・アヴェニュー 2  
0 1 2

(72)発明者 グランバーグ, マイケル

アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 1 3 0 4 , カノガ・パーク, エルクウッド・ストリート 2 2  
1 0 1

審査官 芝井 隆

(56)参考文献 特表 2 0 0 7 - 5 2 1 8 8 9 ( J P , A )

特開 2 0 0 7 - 1 4 4 0 9 8 ( J P , A )

特開 2 0 0 5 - 0 0 7 1 8 7 ( J P , A )

特表 2 0 0 1 - 5 1 3 3 8 7 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 M 1 6 / 0 0