

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-180304

(P2014-180304A)

(43) 公開日 平成26年9月29日(2014.9.29)

(51) Int.Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

F I

A61M 16/00 366

A61M 16/00 347

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-54788 (P2013-54788)
 (22) 出願日 平成25年3月18日 (2013.3.18)

(71) 出願人 000138060
 株式会社メトラン
 埼玉県川口市川口二丁目12番18号
 (74) 代理人 100112689
 弁理士 佐原 雅史
 (74) 代理人 100128934
 弁理士 横田 一樹
 (72) 発明者 新田 一福
 埼玉県川口市川口二丁目12番18号 株
 式会社メトラン内

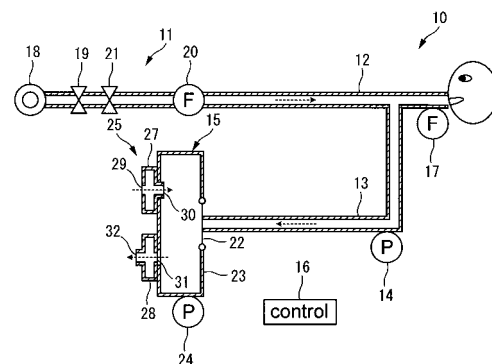
(54) 【発明の名称】 呼気弁及び呼吸補助装置

(57) 【要約】

【課題】 呼気弁を精度良く制御する。

【解決手段】 呼気弁15は、呼気を大気へ導く呼気流路13の出口を開閉するダイヤフラム22と、このダイヤフラム22における呼気流路13の反対側に設けられて、当該ダイヤフラム22と共に空間を形成するバックチャンバ23と、このバックチャンバ23の周囲に固定され、バックチャンバ23内に対する送排気を行って当該バックチャンバ23内の気圧を調節するポンプユニット25と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼気を大気へ導く呼気流路の出口を開閉するダイヤフラムと、

前記ダイヤフラムにおける前記呼気流路の反対側に設けられて、該ダイヤフラムと共に空間を形成するバックチャンバと、

前記バックチャンバの周囲に設けられ、該バックチャンバに対する送排気を行って該バックチャンバ内の気圧を調節するマイクロポンプと、

前記マイクロポンプの動作を制御する制御ユニットと、を備えることを特徴とする、呼気弁。

【請求項 2】

前記呼気流路内の気圧によって該呼気流路側から前記ダイヤフラムに作用する開放力を、呼吸動作に連動して算出する開放力算出手段と、

前記バックチャンバ内の気圧を測定し、その測定結果を信号にして前記制御ユニットに出力するバックチャンバ側気圧計と、を備え、

前記制御ユニットは、

前記バックチャンバ側気圧計による前記測定結果を用いて、前記バックチャンバ内の気圧によって該バックチャンバ側から前記ダイヤフラムに作用する閉鎖力を算出すると共に、該閉鎖力が前記開放力に略一致するように前記マイクロポンプを制御することを特徴とする、

請求項 1 に記載の呼気弁。

【請求項 3】

呼気の流れを測定し、その測定結果を信号にして前記制御ユニットに出力する呼気測定計を備え、

前記制御ユニットは、

前記呼気測定計の測定結果が、予め設定されている流量又は流速を超える呼気を示す場合に、前記閉鎖力が前記開放力に略一致するように前記マイクロポンプを制御するのではなく、前記閉鎖力を弱めて該閉鎖力が前記開放力を下回るように前記マイクロポンプを制御することを特徴とする、

請求項 2 に記載の呼気弁。

【請求項 4】

前記マイクロポンプとして、

前記バックチャンバに対する送気を行う送気用マイクロポンプと、

前記バックチャンバに対する排気を行う排気用マイクロポンプと、を備えることを特徴とする、

請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の呼気弁。

【請求項 5】

前記送気用マイクロポンプは、気体を前記バックチャンバ外から吸入する送気用吸入口と、前記バックチャンバに直結されて前記送気用吸入口から吸入した気体を該バックチャンバ内に吐出する送気用吐出口と、を備え、

前記排気用マイクロポンプは、前記バックチャンバに直結されて該バックチャンバ内から気体を直接吸入する排気用吸入口と、前記排気用吸入口から吸入した気体を前記バックチャンバ外に吐出する排気用吐出口と、を備えることを特徴とする、

請求項 4 に記載の呼気弁。

【請求項 6】

前記制御ユニットは、前記送気用マイクロポンプ及び前記排気用マイクロポンプの双方を同時に動作させておき、前記送気用マイクロポンプ及び前記排気用マイクロポンプの一方の動作を停止させることで、前記バックチャンバ内の気圧を制御することを特徴とする、

請求項 4 又は 5 に記載の呼気弁。

【請求項 7】

前記マイクロポンプは、

気体を吸入する吸入口、及び該吸入口から吸入した気体を吐出する吐出口、を有してなり、該吸入口及び該吐出口の一方が選択的に前記バックチャンバに接続されるものであり、

前記吸入口及び前記吐出口の前記バックチャンバとの接続関係を切り替えて、該バックチャンバに対する送排気を選択的に行わせる切替え機構と共に、ポンプユニットを構成することを特徴とする、

請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の呼吸弁。

【請求項 8】

前記切替え機構は、前記マイクロポンプの姿勢を、前記吸入口を前記バックチャンバに直結させて該マイクロポンプが該バックチャンバに対する排気を行う排気姿勢と、前記吐出口を前記バックチャンバに直結させて該マイクロポンプが該バックチャンバに対する送気を行う送気姿勢と、で切り替えることを特徴とする、

請求項 7 に記載の呼吸弁。

【請求項 9】

吸気となる気体を供給源から生物に導く吸気流路と、

前記生物の呼気を大気に導く呼気流路と、

前記呼気流路内の気体を大気に放出して該呼気流路内の気圧を調節する請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載の呼吸弁と、を備えることを特徴とする、

呼吸補助装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ダイヤフラムを用いた呼吸弁、及びこの呼吸弁を用いた呼吸補助装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療現場では人工呼吸器などの呼吸補助装置が用いられる。この呼吸補助装置には、自発呼吸のない患者（全身麻酔、心肺蘇生中、重篤な患者）に用いる調節換気（Controlled Ventilation）方式、患者の自発呼吸に合わせて気道に陽圧（正圧）を作り出す補助換気（Assisted Ventilation）方式、補助換気と調節換気を組み合わせた部分的補助換気（Assist/Control）方式、気道の供給する気体を 5 ～ 40 Hz の頻度で振動させて、1 ～ 2 ml / kg の非常に少ない 1 回換気量を実現する高頻度振動換気（high frequency oscillation）方式など、種々の方式が採用される。

【0003】

いずれの呼吸補助装置においても、気道に陽圧を作り出すポンプユニットと、気道を陽圧に保ちつつ呼気を大気に放出する呼吸弁と、が必要となる。

【0004】

ポンプユニットは、動力源として、ファンを回転させて気体を搬送するプロアや、ピストンを往復運動させて気体を搬送するシリンダポンプなど、比較的大きな機器を使用する。このため、従来の呼吸補助装置では、ポンプユニットを収容した箱状の筐体が使用者の脇に設置されて用いられる。

【0005】

呼吸弁には、ダイヤフラムを利用して、構造を簡単にしたものがある（例えば、特許文献 1 参照）。ダイヤフラムは、呼気を導く管路の出口を塞ぐように配置され、出口から遠退く方向に撓むことで管路を開放する。ダイヤフラムにおける管路の反対側には、ポンプユニットによって送排気されるバックチャンバが配置されている。すなわち、ダイヤフラムは、管路内の空間とバックチャンバ内の空間とを仕切るように配置され、これらの空間の気圧差によって機能する。

【0006】

10

20

30

40

50

具体的に、管路内の気圧がバックチャンバ内の気圧より低い場合に、ダイヤフラムが管路の出口に吸い付いてシールする。一方、管路内の気圧がバックチャンバ内の気圧より高い場合に、ダイヤフラムがバックチャンバ側に撓んで管路を開放し、呼気が大気に放出される。この呼気弁によれば、患者が咳やくしゃみをした場合であっても、ダイヤフラムが瞬時に応答して呼気が大気に放出されるので、管路内の気圧が上昇し過ぎることはなく、ひいては、患者に負担が掛かることを防止できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平05-245204号公報（段落[0014]及び図1参照）

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

使用者の脇に設置されたポンプユニットからは、バックチャンバまでに経路を有する。このため、ポンプユニットからの動力がバックチャンバに作用するまでにある程度の応答時間を要するが、人命にかかわる医療現場では、その応答時間を短くして、呼気弁を精度良く制御できることが望まれている。

【0009】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、精度良く制御できる呼気弁及びこの呼気弁を備える呼吸補助装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明者の鋭意研究により、上記目的は以下の手段によって達成される。

【0011】

即ち、上記目的を達成する本手段は、呼気を大気に導く呼气流路の出口を開閉するダイヤフラムと、前記ダイヤフラムにおける前記呼气流路の反対側に設けられて、該ダイヤフラムと共に空間を形成するバックチャンバと、前記バックチャンバの周囲に設けられ、該バックチャンバに対する送排気を行って該バックチャンバ内の気圧を調節するマイクロポンプと、前記マイクロポンプの動作を制御する制御ユニットと、を備えることを特徴とする、呼気弁である。

30

【0012】

上記発明において、上記目的を達成する呼気弁は、前記呼气流路内の気圧によって該呼气流路側から前記ダイヤフラムに作用する開放力を、呼吸動作に連動して算出する開放力算出手段と、前記バックチャンバ内の気圧を測定し、その測定結果を信号にして前記制御ユニットに出力するバックチャンバ側気圧計と、を備え、前記制御ユニットは、前記バックチャンバ側気圧計による前記測定結果を用いて、前記バックチャンバ内の気圧によって該バックチャンバ側から前記ダイヤフラムに作用する閉鎖力を算出すると共に、該閉鎖力が前記開放力に略一致するように前記マイクロポンプを制御することを特徴とすることが好ましい。

【0013】

40

上記発明において、上記目的を達成する呼気弁は、呼気の流れを測定し、その測定結果を信号にして前記制御ユニットに出力する呼気測定計を備え、前記制御ユニットは、前記呼気測定計の測定結果が、予め設定されている流量又は流速を超える呼気を示す場合に、前記閉鎖力が前記開放力に略一致するように前記マイクロポンプを制御するのではなく、前記閉鎖力を弱めて該閉鎖力が前記開放力を下回るように前記マイクロポンプを制御することを特徴とすることが好ましい。

【0014】

上記発明において、上記目的を達成する呼気弁は、前記マイクロポンプとして、前記バックチャンバに対する送気を行う送気用マイクロポンプと、前記バックチャンバに対する排気を行う排気用マイクロポンプと、を備えることを特徴とすることが好ましい。

50

【0015】

上記発明において、上記目的を達成する呼吸弁の前記送気用マイクロポンプは、気体を前記バックチャンバ外から吸入する送気用吸入口と、前記バックチャンバに直結されて前記送気用吸入口から吸入した気体を該バックチャンバ内に吐出する送気用吐出口と、を備え、前記排気用マイクロポンプは、前記バックチャンバに直結されて該バックチャンバ内から気体を直接吸入する排気用吸入口と、前記排気用吸入口から吸入した気体を前記バックチャンバ外に吐出する排気用吐出口と、を備えることを特徴とすることが好ましい。

【0016】

上記発明において、上記目的を達成する呼吸弁の前記制御ユニットは、前記送気用マイクロポンプ及び前記排気用マイクロポンプの双方を同時に動作させておき、前記送気用マイクロポンプ及び前記排気用マイクロポンプの一方の動作を停止させることで、前記バックチャンバ内の気圧を制御することを特徴とすることが好ましい。

10

【0017】

上記発明において、上記目的を達成する呼吸弁の前記マイクロポンプは、気体を吸入する吸入口、及び該吸入口から吸入した気体を吐出する吐出口、を有してなり、該吸入口及び該吐出口の一方が選択的に前記バックチャンバに接続されるものであり、前記吸入口及び前記吐出口の前記バックチャンバとの接続関係を切り替えて、該バックチャンバに対する送排気を選択的に行わせる切替え機構と共に、ポンプユニットを構成することを特徴とすることが好ましい。

20

【0018】

上記発明において、上記目的を達成する呼吸弁の前記切替え機構は、前記マイクロポンプの姿勢を、前記吸入口を前記バックチャンバに直結させて該マイクロポンプが該バックチャンバに対する排気を行う排気姿勢と、前記吐出口を前記バックチャンバに直結させて該マイクロポンプが該バックチャンバに対する送気を行う送気姿勢と、で切り替えることを特徴とすることが好ましい。

【0019】

上記発明において、上記目的を達成する本手段は、呼吸となる気体を供給源から生物に導く吸気流路と、前記生物の呼吸を大気へ導く呼気流路と、前記呼気流路内の気体を大気へ放出して該呼気流路内の気圧を調節する上記発明のいずれかに記載の呼吸弁と、を備えることを特徴とする、呼吸補助装置である。

30

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、呼吸弁を精度良く制御できるという優れた効果を奏し得る。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1実施形態に係る呼吸補助装置の構成を示す概略図である。

【図2】呼吸弁の制御例を示す断面図であり、(A)は通常の呼吸時に呼気流路の出口を閉鎖又は開放した状態を示し、(B)は咳やくしゃみによる呼吸時に呼気流路の出口を強制的に開放した状態を示す。

【図3】(A)はポンプユニットで用いられるマイクロポンプの構成例を示す断面図であり、(B)は同マイクロポンプの圧力-流量線を示すグラフである。

40

【図4】同ポンプユニットで用いられる制御装置のハード構成を示すブロック図である。

【図5】同ポンプユニットで用いられる制御装置の機能構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の第2実施形態に係る呼吸補助装置の構成を示す概略図である。

【図7】ポンプユニットの制御例を示す概略図であり、(A)はマイクロポンプの姿勢がバックチャンバに対する送気を行う送気姿勢となる状態を示し、(B)はマイクロポンプの姿勢がバックチャンバに対する排気を行う排気姿勢となる状態を示す。

【図8】同ポンプユニットで用いられる制御装置の機能構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の第3実施形態に係る呼吸補助装置の構成を示す概略図である。

【図10】ポンプユニットの制御例を示す概略図であり、(A)はマイクロポンプがバック

50

クチャンバに対する送気を行う状態を示し、(B)はマイクロポンプがバックチャンバに対する排気を行う状態を示す。

【図11】別の実施形態に係る呼吸補助装置の構成を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態の例について詳細に説明する。

【0023】

図1には、本発明の第1実施形態に係る医療用の呼吸補助装置10の構成が例示されている。この呼吸補助装置10は、呼気となる気体の供給源11と、この供給源11から気体を使用者に導く吸気流路12と、この吸気流路12から分岐して使用者の呼気を大気に導く呼気流路13と、この呼気流路13内の気圧を計測する気圧計14と、使用者による呼吸気の流れ(流量・流速、及び流向)を検出する流量計(呼気流量計)17と、呼気流路13内の気体を大気に放出して当該呼気流路13内の気圧を調節する呼気弁15と、装置全体を統括的に制御する制御ユニット16と、を備えている。

【0024】

供給源11は、空気や酸素などの気体を圧縮した状態で貯留したガスタンク18と、このガスタンク18からの気体の流れを開閉する開閉弁21と、ガスタンク18から供給される気体の流量を調整する流量調整弁19と、この流量調整弁19で調整された気体の流量を計測する流量計20と、を備えている。開閉弁21及び流量調整弁19は、気圧計14及び流量計17、20のそれぞれのセンシングデータ(検出・測定結果、センシング信号)に基づいて制御される。開閉弁21は、特に種類が限定されることはないが、電動弁や、応答速度が速い電磁弁などを採用できる。流量調整弁19は、特に種類が限定されることはないが、ニードル弁などを採用できる。流量計20は、センシングデータを制御ユニット16に出力する。

【0025】

吸気流路12及び呼気流路13はそれぞれ、樹脂製の蛇腹チューブからなり、一体となって一つの空間を構成する。この吸気流路12内の気圧は、定常状態において、呼気流路13内の気圧と一致する。吸気流路12から分岐した呼気流路13の出口には、呼気弁15が設けられている。気圧計14は、センシングデータを制御ユニット16に出力する。流量計17は、センシングデータを制御ユニット16に出力する。

【0026】

呼気弁15は、呼気を大気に放出する一方で、大気の逆流を防止する逆止弁として機能する。この呼気弁15は、呼気流路13の出口を開閉するダイヤフラム22と、このダイヤフラム22における呼気流路13の反対側に設けられて、当該ダイヤフラム22と共に空間を形成するバックチャンバ23と、このバックチャンバ23内の気圧を計測する気圧計24と、バックチャンバ23の周囲に直接固定され、当該バックチャンバ23に対する送排気を行って当該バックチャンバ23内の気圧を調整するポンプユニット25と、を備えている。

【0027】

ダイヤフラム22は、呼気流路13の出口よりも一回り大きい薄板であり、当該出口を塞ぐように配置されている。すなわち、ダイヤフラム22は、呼気流路13内の空間とバックチャンバ23内の空間とを仕切るように配置されている。このダイヤフラム22は、通常の呼吸気時において、呼気流路13内の気圧 P_1 によって作用する開放力 F_1 ($=P_1 \times S_1$ 、 S_1 ;呼気流路13の出口における開口面積)と、バックチャンバ23内の気圧 P_2 によって作用する閉鎖力 F_2 ($=P_2 \times S_2$ 、 S_2 ;ダイヤフラム22の面積)とが略一致するように制御され、呼気流路13の出口を容易に開閉可能な状態となっている(図2(A)参照)。このため、ダイヤフラム22は、出口から遠退く方向に撓むことで呼気流路13を開放して呼気を放出する。また、ダイヤフラム22は、咳やくしゃみによる呼気時において、閉鎖力 F_2 を弱めて当該閉鎖力 F_2 が開閉力 F_1 を下回るように制御され、出口から遠退く方向に積極的に撓み、呼気流路13を強制的に開放して呼気を放出

する（図 2（B）参照）。

【0028】

気圧計 24 は、センシングデータを制御ユニット 16 に出力する。ポンプユニット 25 は、バックチャンバ 23 に対する送気を行う送気用マイクロポンプ 27 と、バックチャンバ 23 に対する排気を行う排気用マイクロポンプ 28 と、を備えている。なお、本実施形態では、ポンプユニット 25 がバックチャンバ 23 の周囲に直接固定されている場合を例に説明するが、本発明のポンプユニットは、バックチャンバの周囲に設けられていれば良い。ここでいう「バックチャンバの周囲」とは、バックチャンバとの間に何らかの部品を介在させて距離を有していても良い。ただし、応答性の観点からは、バックチャンバの周囲に直接固定されていることが好ましい。

10

【0029】

送気用マイクロポンプ 27 は、気体をバックチャンバ 23 外から吸入する送気用吸入口 29 と、バックチャンバ 23 に直結されて送気用吸入口 29 から吸入した気体を当該バックチャンバ 23 に吐出する送気用吐出口 30 と、などを備えている。この送気用マイクロポンプ 27 は、気圧計 14 及び 24 並びに流量計 17 のそれぞれのセンシングデータに基づいて制御ユニット 16 に制御される。

【0030】

排気用マイクロポンプ 28 は、バックチャンバ 23 に直結されて当該バックチャンバ 23 内から気体を直接吸入する排気用吸入口 31 と、この排気用吸入口 31 から吸入した気体をバックチャンバ 23 外に吐出する排気用吐出口 32 と、などを備えている。この排気用マイクロポンプ 28 は、気圧計 14 及び 24 並びに流量計 17 のそれぞれのセンシングデータに基づいて制御ユニット 16 に制御される。

20

【0031】

制御ユニット 16 は、気圧計 14 及び 24 並びに流量計 17 のセンシングデータに基づいて、ポンプユニット 25 を制御する。また、制御ユニット 16 は、気圧計 14 及び流量計 20 のセンシングデータに基づいて、供給源 11 を制御する。なお、制御ユニット 16 による制御の詳細な説明については後述する。

【0032】

送気用マイクロポンプ 27 及び排気用マイクロポンプ 28 にはそれぞれ、図 3（A）に示されるマイクロポンプ 100 が採用される。このマイクロポンプ 100 は、特許文献 W O 2 0 0 8 / 0 6 9 2 6 6 で提案されているものであり、一次ブロア室 101 と、この一次ブロア室 101 の外側に形成された二次ブロア室 102 と、を備えている。

30

【0033】

一次ブロア室 101 は、振動源となる圧電素子 103 と、この圧電素子 103 が固定されたダイヤフラム 104 と、このダイヤフラム 104 と共に空間を形成する振動枠 105 と、を備えている。振動枠 105 は、一次ブロア室 101 の内外で流体を移動させる開口 106 を有している。二次ブロア室 102 は、ダイヤフラム 104 側に吸入口 107 を有すると共に、開口 106 に対向するように吐出口 108 を有している。

【0034】

以上のマイクロポンプ 100 では、圧電素子 103 によってダイヤフラム 104 が共振すると、一次ブロア室 101 と二次ブロア室 102 との間で流体が移動し、これによる流体抵抗によって振動枠 105 が共振する。このダイヤフラム 104 と振動枠 105 との共振によって、吸入口 107 から流体が吸い込まれて、吐出口 108 から流体が放出される。

40

【0035】

このマイクロポンプ 100 は、気体を搬送するブロア用途に適しており、逆止弁を用いることなく搬送できる。マイクロポンプ 100 は、外径が 20 mm × 20 mm × 2 mm 程度の箱形状であって極めて小さいものの、入力正弦波を 15 V p p（Volt peak to peak）で 26 kHz とした場合で、最大約 1 L / 分（静圧 0 Pa 時）の空気を搬送でき、また最大約 2 k Pa（流量 0 L / 分）の静圧を得ることができる。

50

【0036】

一方、マイクロポンプ100は、圧電素子103によるダイヤフラム104の振動で流体を搬送するから、搬送可能な流体の体積に自ずと限界があり、この静圧／流量特性も図3(B)に示されるような直線を示す。すなわち、例えば約1kPaの静圧を得る場合、流量は0.5L／分となる。

【0037】

なお、入力正弦波のVppを10や20に変化させた場合、圧電素子103の振幅が変化するので、流量及び圧力を変化させることができる。すなわち、入力正弦波のVppを滑らかに変化させた場合には、流量及び圧力を滑らかに変化させることができる。あるいは、入力正弦波の周波数を変化させた場合、流量及び圧力を変化させることができる。すなわち、入力正弦波の周波数を滑らかに変化させた場合には、流量及び圧力を滑らかに変化させることができる。ただし、流量及び圧力には、圧電素子103の能力や部材の強度や耐久性によって上限がある。通常は定格のVpp及び周波数で使用される。

【0038】

なお、ここでは1つの圧電素子103をダイヤフラム104に貼り付けたモノモルフ（ユニモルフ）構造を紹介しているが、勿論、2つの圧電素子を貼り合わせて振動量を増やすバイモルフ構造を採用することもできる。なお、マイクロポンプ100の構造は、液体の搬送に適した構造など、他にも様々に存在する。従って、本発明では、その目的に応じて最適な構造を採用すれば良い。すなわち、ここで説明したマイクロポンプ100は、逆止弁を用いることなく気体を搬送できるが、このマイクロポンプ100に代えて、吸入口及び吐出口に逆止弁を備えるマイクロポンプを適用しても良い。

【0039】

図4に示されるように、制御ユニット16は、ハード構成として、CPU34と、第1記憶媒体35と、第2記憶媒体36と、第3記憶媒体37と、入力装置38と、表示装置39と、入出力インタフェース40と、バス41と、を備えている。

【0040】

CPU34は、いわゆる中央演算処理装置であり、各種プログラムが実行されて本制御ユニット16の各種機能を実現する。第1記憶媒体35は、いわゆるRAM（ランダム・アクセス・メモリ）であり、CPU34の作業領域として使用される。第2記憶媒体36は、いわゆるROM（リード・オンリー・メモリ）であり、CPU34で実行される基本OSを記憶する。第3記憶媒体37は、磁気ディスクを内蔵したハードディスク装置、CDやDVDやBDを収容するディスク装置、及び不揮発性の半導体フラッシュメモリ装置などで構成されており、CPU34で実行される各種プログラム、気圧計14、24及び流量計20のセンシングデータなどが保存される。

【0041】

入力装置38は、入力キーやキーボード、マウスであり、各種情報を入力する。表示装置39は、ディスプレイであり、各種動作状態を表示する。入出力インタフェース40は、気圧計14、24及び流量計20のセンシングデータ、送気用マイクロポンプ27及び排気用マイクロポンプ28を動作させる電源（正弦波の波形）及び制御信号が入出力される。更に、この入出力インタフェース40は、外部のパーソナルコンピュータからプログラムなどのデータを取得したり、同パーソナルコンピュータに対してセンシングデータを出力したりする。バス41は、CPU34、第1記憶媒体35、第2記憶媒体36、第3記憶媒体37、入力装置38、表示装置39、入出力インタフェース40などを一体的に接続して通信を行う配線となる。

【0042】

図5には、この制御ユニット16に保存される制御プログラムがCPU34で実行されることで得られる機能構成が示されている。制御ユニット16は、機能構成として、センシング部43と、ポンプ制御部44と、弁制御部45と、を備える。

【0043】

センシング部43は、気圧計14、24及び流量計17のセンシングデータを常に取得

してポンプ制御部 44 に伝達する。更に、このセンシング部 43 は、気圧計 14 及び流量計 17、20 のセンシングデータを常に取り得して弁制御部 45 に伝達する。

【0044】

ポンプ制御部 44 は、センシング部 43 のセンシングデータを参照して、送気用マイクロポンプ 27 及び排気用マイクロポンプ 28 への入力正弦波の V_{pp} 及び周波数を、目標となる流量値及び圧力値に近づくように制御する。具体的に、ポンプ制御部 44 は、気圧計 14 による検出結果を用いて、呼気流路 13 内の気圧 P_1 によって当該呼気流路 13 側からダイヤフラム 22 に作用する開放力 F_1 ($= P_1 \times S_1$ 、 S_1 ；呼気流路 13 の出口における開口面積) を算出すると共に、気圧計 24 による検出結果を用いて、バックチャンバ 23 内の気圧 P_2 によって当該バックチャンバ 23 側からダイヤフラム 22 に作用する閉鎖力 F_2 ($= P_2 \times S_2$ 、 S_2 ；ダイヤフラム 22 の面積) を算出する。このため、ポンプ制御部 44 は、呼吸動作に連動して開放力 F_1 を算出する開放力算出手段として機能するといえる。

10

【0045】

そして、ポンプ制御部 44 は、閉鎖力 F_2 が開放力 F_1 に略一致するようにポンプユニット 25 を制御する。

【0046】

ただし、ポンプ制御部 44 は、流量計 17 の検出結果が、予め設定されている流量・流速（閾値）を超える呼気（咳やくしゃみによる呼気）を示す場合に、閉鎖力 F_2 が開放力 F_1 に略一致するようにポンプユニット 25 を制御するのではなく、閉鎖力 F_2 を弱めて当該閉鎖力 F_2 が開放力 F_1 を下回るようにポンプユニット 25 を制御する。なお、上記閾値は、咳やくしゃみによる呼気の流量が、通常の呼吸による呼気の流量と比較して、オーダーが異なる程多いことを考慮して適宜設定しておけばよい。

20

【0047】

弁制御部 45 は、センシング部 43 のセンシングデータを参照して、開閉弁 21 及び流量調整弁 19 への制御信号を、目標となる流量値に近づくように制御する。

【0048】

次に、呼吸補助装置 10 の制御例について説明する。

【0049】

使用者が通常の呼吸で呼気する場合、呼気流路 13 内が昇圧する。呼気流路 13 内が昇圧すると、気圧計 14 によってセンシングされる。センシングデータは、制御ユニット 16 に出力される。制御ユニット 16 は、センシングデータに基づいて、供給源 11 及びポンプユニット 25 を制御する。すなわち、開閉弁 21 を閉じてガスタンク 18 からの気体の供給を停止する。また、開閉弁 21 の動作にあわせて、送気用マイクロポンプ 27 及び排気用マイクロポンプ 28 を動作させ、バックチャンバ 23 に対する送排気を行って、バックチャンバ 23 内の気圧を目標値に向かって調整する。これにより、閉鎖力 F_1 を開放力 F_2 に略一致することを保つ。呼気は、ダイヤフラム 22 が出口から遠退く方向に撓んで呼気流路 13 を開放することで、呼気流路 13 の出口から放出される。

30

【0050】

続いて、使用者が吸気する場合、呼気流路 13 内が減圧する。呼気流路 13 内が減圧すると、気圧計 14 によってセンシングされる。センシングデータは、制御ユニット 16 に出力される。制御ユニット 16 は、センシングデータに基づいて、供給源 11 及びポンプユニット 25 を制御する。すなわち、開閉弁 21 を開いてガスタンク 18 から気体を供給すると共に、流量調整弁 19 によってガスタンク 18 から供給される気体の量を、目標値に向かって調整する。また、開閉弁 21 及び流量調整弁 19 の動作にあわせて、送気用マイクロポンプ 27 及び排気用マイクロポンプ 28 を動作させ、バックチャンバ 23 に対する送排気を行って、バックチャンバ 23 内の気圧を目標値に向かって調整する。これにより、閉鎖力 F_1 を開放力 F_2 に略一致することを保つ。呼気流路 13 の開口は、ダイヤフラム 22 によってシールされる。

40

【0051】

50

続いて、使用者が吸気中に咳やくしゃみによる呼気をする、その呼気は、流量計 17 によってセンシングされる。また、呼気流路 13 内の気圧とバックチャンバ 23 内の気圧は、気圧計 14, 24 によってセンシングされる。各センシングデータは、制御ユニット 16 に出力される。制御ユニット 16 は、センシングデータに基づいて、ポンプユニット 25 及び供給源 11 を制御する。すなわち、排気用マイクロポンプ 28 を動作させ、バックチャンバ 23 に対する排気を行って、バックチャンバ 23 内を目標値に向かって減圧する。これにより、閉鎖力 F2 が弱まり、当該閉鎖力 F2 が開放力 F1 を下回ることとなり、ダイヤフラム 22 が出口から遠退く方向に撓んで呼気流路 13 を強制的に開放する。咳やくしゃみによる呼気は、呼気流路 13 の出口から放出される。また、排気用マイクロポンプ 28 の動作にあわせて、開閉弁 21 が閉じられ、ガスタンク 18 からの気体の供給が停止する。

10

【0052】

以上の呼吸補助装置 10 によれば、ポンプユニット 25 がバックチャンバ 23 の周囲に固定されているから、ポンプユニット 25 からの動力がバックチャンバ 23 に作用するまでに応答時間を要さず、呼気弁を精度良く制御できる。これにより、人命にかかわる医療現場において支障をきたすことがない。また、バックチャンバ 23 とポンプユニット 25 とが一体化されるので、使用者の体の動作に連動してバックチャンバ 23 が動いても、このバックチャンバ 23 とポンプユニット 25 とが一緒に動くので、バックチャンバ 23 とポンプユニット 25 との接続が途切れなくて済む。従って、呼吸補助動作の安定性が増すと同時に、使用者も体を動かしやすくなる。

20

【0053】

そして、ポンプユニット 25 が送気用マイクロポンプ 27 及び排気用マイクロポンプ 28 をそれぞれ備えているから、バックチャンバ 23 に対する送排気の切替え制御を精度良く行える。また、各マイクロポンプ 25 は小さいので、これを複数配置しても、従来のプロア等のポンプユニットと比較して小さく且つ軽量に構成できる。更に、小型化されたポンプユニット 25 がバックチャンバ 23 に直接固定されるので、呼吸補助装置 10 を極めてコンパクトに構成できる。

【0054】

図 6 には、第 2 実施形態に係る医療用の呼吸補助装置 50 の構成が例示されている。なお、第 1 実施形態と第 2 実施形態は、同一又は類似する部分が多いので、これらの説明は省略すると共に、ここでは第 1 実施形態と異なる点を中心に説明する。後述する第 3 実施形態及び別の実施形態についても、他の実施形態と共通する説明は省略すると共に、他の実施形態と異なる点を中心に説明する。

30

【0055】

呼吸補助装置 50 は、二つのマイクロポンプ 27, 28 を採用するポンプユニット 25 に代えて、一つのマイクロポンプ 52 を採用するポンプユニット 51 を備えている。ポンプユニット 51 は、バックチャンバ 23 に対する送排気を選択的に行うマイクロポンプ 52 と、このマイクロポンプ 52 の姿勢を切り替えてバックチャンバ 23 に対する送排気を選択的に行わせる切替え機構 53 と、を備えている。

【0056】

マイクロポンプ 52 は、気体を吸入する吸入口 54 と、この吸入口 54 から吸入した気体を吐出する吐出口 55 と、などを備えている。このマイクロポンプ 52 には、図 3 (A) に示されるマイクロポンプ 100 が採用される。

40

【0057】

マイクロポンプ 52 は、切替え機構 53 により、姿勢が切り替えられて、吸入口 54 及び吐出口 55 のバックチャンバ 23 との接続関係が切り替えられ、吸入口 54 及び吐出口 55 の一方が選択的にバックチャンバ 23 に接続される。具体的に、マイクロポンプ 52 の姿勢は、図 7 (A) に示される送気姿勢と、図 7 (B) に示される排気姿勢と、の間で切り替えられる。送気姿勢では、吐出口 55 がバックチャンバ 23 に直結されて、マイクロポンプ 52 がバックチャンバ 23 に対する送気を行う。排気姿勢では、吸入口 54 がバ

50

ックチャンバ 2 3 に直結されて、マイクロポンプ 5 2 がバックチャンバ 2 3 に対する排気を行う。

【0058】

図 8 には、制御ユニット 1 6 に保存される制御プログラムが CPU 3 4 で実行されることで得られる機能構成が示されている。制御ユニット 1 6 は、機能構成として、切替え制御部 5 7 などを備える。センシング部 4 3 は、流量計 1 7 のセンシングデータを常に取得して切替え制御部 5 7 に伝達する。切替え制御部 5 7 は、センシング部 4 3 のセンシングデータを参照して、切替え機構 5 3 への制御信号を、目標となるマイクロポンプ 5 2 の姿勢となるように制御する。

【0059】

次に、呼吸補助装置 5 0 の制御例について説明する。

【0060】

使用者が呼気すると、その呼気は、流量計 1 7 によってセンシングされる。センシングデータは、制御ユニット 1 6 に出力される。制御ユニット 1 6 は、センシングデータに基づいて、ポンプユニット 5 1 等を制御する。すなわち、切替え機構 5 3 を動作させ、マイクロポンプ 5 2 の姿勢を適宜切り替えると共に、マイクロポンプ 5 2 を動作させ、バックチャンバ 2 3 に対する送排気を行って、バックチャンバ 2 3 内を目標値に向かって調整する。

【0061】

続いて、使用者が吸気すると、その吸気は、流量計 1 7 によってセンシングされる。センシングデータは、制御ユニット 1 6 に出力される。制御ユニット 1 6 は、センシングデータに基づいて、ポンプユニット 5 1 等を制御する。すなわち、切替え機構 5 3 を動作させ、マイクロポンプ 5 2 の姿勢を適宜切り替えると共に、マイクロポンプ 5 2 を動作させ、バックチャンバ 2 3 に対する送排気を行って、バックチャンバ 2 3 内を目標値に向かって調整する。

【0062】

以上の呼吸補助装置 5 0 によれば、マイクロポンプ 5 2 を一つ備えるだけで、バックチャンバ 2 3 への送排気を行える。これにより、第 1 実施形態の呼吸補助装置 1 0 と比較して更に小さく且つ軽量に構成できる。

【0063】

図 9 には、第 3 実施形態に係る医療用の呼吸補助装置 6 0 の構成が例示されている。呼吸補助装置 6 0 は、マイクロポンプ 5 2 の姿勢を変更して接続関係を切り替えるポンプユニット 5 1 に代えて、マイクロポンプ 6 2 の姿勢を変更せずに接続関係を切り替えるポンプユニット 6 1 を備えている。ポンプユニット 6 1 は、バックチャンバ 2 3 に対する送排気を選択的に行うマイクロポンプ 6 2 と、このマイクロポンプ 6 2 の吸入口が接続された吸入管 6 3 と、マイクロポンプの吐出口が接続された吐出管 6 4 と、吸入管 6 3 及び吐出管 6 4 のバックチャンバ 2 3 への接続関係を切り替える切替え弁 6 5 と、を備えている。

【0064】

マイクロポンプ 6 2 は、吸入口及び吐出口（いずれも符号省略）などを備えている。このマイクロポンプ 6 2 には、図 3（A）に示されるマイクロポンプ 1 0 0 が採用される。

【0065】

マイクロポンプ 6 2 は、切替え弁 6 5 により、吸入口及び吐出口のバックチャンバ 2 3 への接続関係が切り替えられ、吸入口及び吐出口の一方が選択的にバックチャンバ 2 3 に接続される。具体的に、図 10（A）に示される送気を行う状態と、図 10（B）に示される排気を行う状態と、の間で切り替えられる。送気を行う状態では、吐出管 6 4 がバックチャンバ 2 3 に直結されて、マイクロポンプ 6 2 がバックチャンバ 2 3 に対する送気を行う。排気を行う状態では、吸入管 6 3 がバックチャンバ 2 3 に直結されて、マイクロポンプ 6 2 がバックチャンバ 2 3 に対する排気を行う。

【0066】

尚、本発明のポンプユニット及び呼吸補助装置は、上記した実施の形態に限定されるも

10

20

30

40

50

のではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において種々変更を加え得ることは勿論である。また、上記した実施の形態の構成要件を、可能な範囲で他の実施の形態に適用してもよい。

【0067】

すなわち、第1実施形態に係る呼吸補助装置10では、送気用マイクロポンプ27と排気用マイクロポンプ28とを一つずつ備えているが、それぞれについて、複数備えるようにしてもよい。この場合、直列または並列に接続したり、行と列との関係となる格子状（直列且つ並列）に接続したりしてもよい。これらの場合、個々のマイクロポンプが故障しても、他のマイクロポンプで補えるので、安全性を高めることも可能となる。

【0068】

また、第1実施形態に係る呼吸補助装置10では、制御ユニット16は、送気用マイクロポンプ27及び排気用マイクロポンプ28の一方を動作させているが、この制御態様に限定されるものではない。すなわち、制御ユニット16は、送気用マイクロポンプ27及び排気用マイクロポンプ28の双方を動作させておき、送気用マイクロポンプ27及び排気用マイクロポンプ28の一方の動作を停止させることで、バックチャンバ23内の気圧を制御するようにしてもよい。これにより、立ち上がりの遅れによるタイムラグをなくすことができ、呼気弁15を更に精度良く制御できる。

【0069】

また、第2実施形態に係る呼吸補助装置50では、切替え機構53がマイクロポンプ52の姿勢を切り替えることで、バックチャンバ23に対する送排気を切り替えるようにしたが、マイクロポンプ52の姿勢は固定したままで、電磁弁などによってマイクロポンプ52の経路を切り替えることで、バックチャンバ23に対する送排気を切り替えるようにしてもよい。

【0070】

また、上記各実施形態において、気圧計14の測定結果に基づいて開放力F1を算出する開放力算出手段の場合を例に説明したが、本発明における開放力算出手段は、これに限定されず、流量調整弁19の動作を制御する弁制御部45の信号（ガスタンク18から供給される気体の量を制御する信号）に基づいて開放力F1を算出するようにしてもよい。

【0071】

次に、別の実施形態に係る医療用の呼吸補助装置70について説明する。図11には、呼吸補助装置70の構成が例示されている。呼吸補助装置70は、マイクロポンプ27、28を採用するポンプユニット25に代えて、マイクロポンプ以外のポンプを採用するポンプユニット71を備えている。

【0072】

ポンプユニット71は、バックチャンバ23に対する送気を行う送気用ポンプ72と、バックチャンバ23に対する排気を行う排気用ポンプ73と、を備えている。送気用ポンプ72は、特に種類は限定されないが、羽根車を備えた回転ポンプなどが採用される。排気用ポンプ73は、特に種類は限定されないが、特に種類は限定されないが、羽根車を備えた回転ポンプなどが採用できる。また、排気用ポンプ73とバックチャンバ23との間には、真空引き可能なチャンバ73aを設けるようにしてもよい。真空引き可能なチャンバ73aを設けることで、バックチャンバ23からの排気を瞬時に行うことができ、応答性を高めることができる。なお、ポンプユニット71の基本的な制御は、ポンプユニット25の制御と同様である。

【産業上の利用可能性】

【0073】

本発明の呼吸補助装置は、様々な生物の呼吸補助目的で利用できる。

【符号の説明】

【0074】

10, 50, 60 呼吸補助装置

11 供給源

10

20

30

40

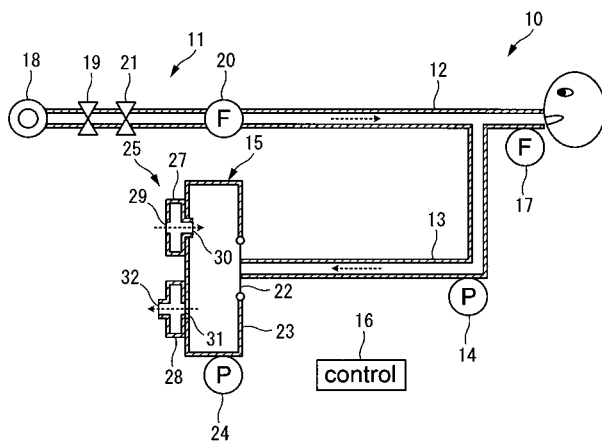
50

- 1 2 吸気流路
1 3 呼気流路
1 4 気圧計
1 5 呼気弁
1 6 制御ユニット
1 7 流量計（呼気測定計）
2 2 ダイヤフラム
2 3 バックチャンバ
2 4 気圧計（バックチャンバ側気圧計）
2 5, 5 1, 6 1 ポンプユニット
2 7 送気用マイクロポンプ
2 8 排気用マイクロポンプ
2 9 送気用吸入口
3 0 送気用吐出口
3 1 排気用吸入口
3 2 排気用吐出口
4 4 ポンプ制御部（開放力算出手段）
5 2, 6 2, 1 0 0 マイクロポンプ
5 3 切替え機構
5 4, 1 0 7 吸入口
5 5, 1 0 8 吐出口

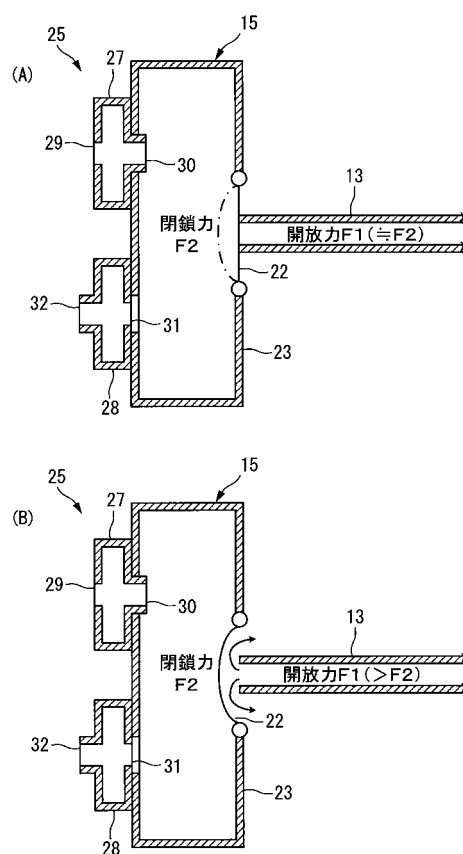
10

20

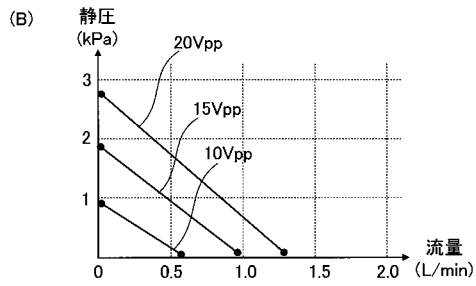
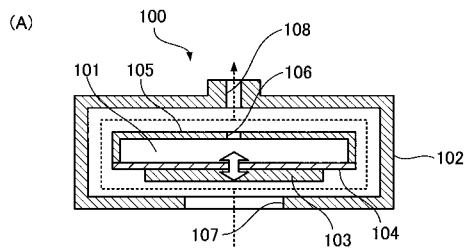
【 図 1 】



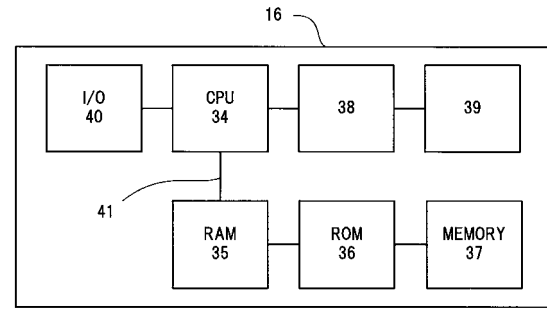
【図 2】



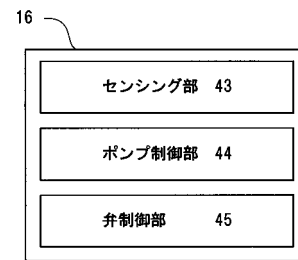
【図 3】



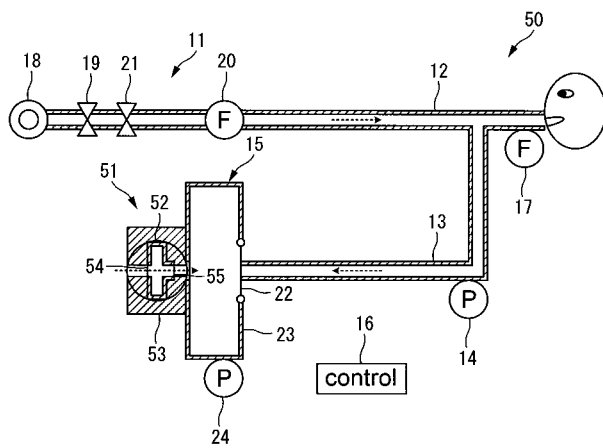
【図 4】



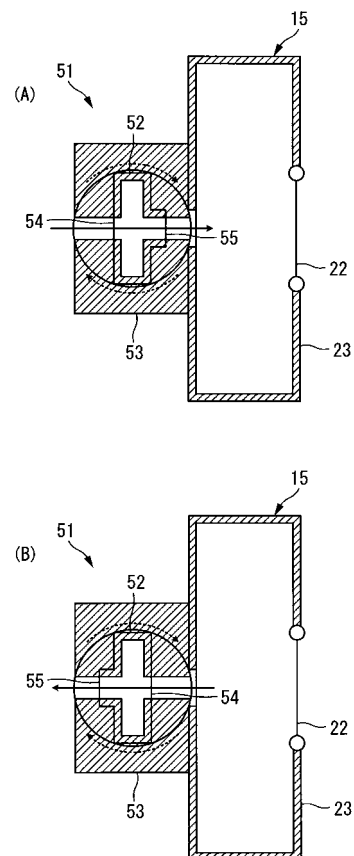
【図 5】



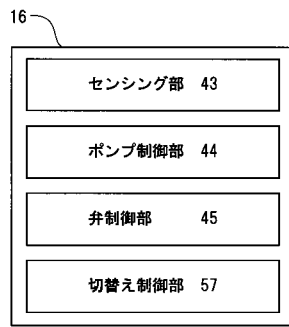
【図 6】



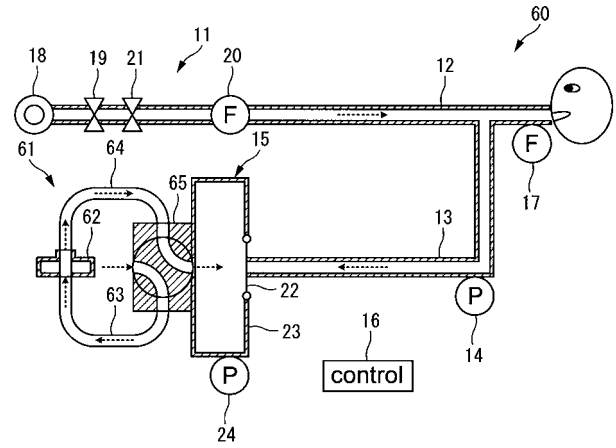
【図 7】



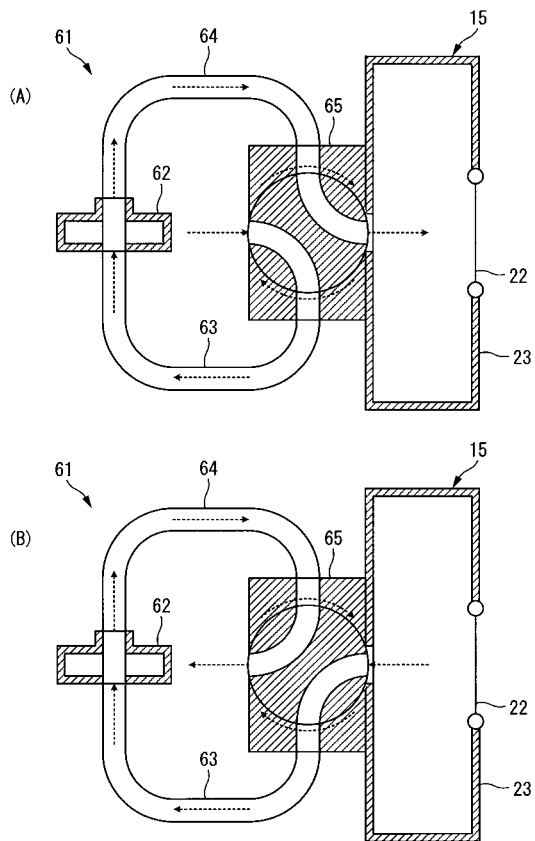
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 11】

