

(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2015-73830

(P2015-73830A)

(43) 公開日 平成27年4月20日(2015.4.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 M 16/20 (2006.01)	A 6 1 M 16/20	B
A 6 1 M 16/00 (2006.01)	A 6 1 M 16/00	3 4 3
A 6 1 M 16/06 (2006.01)	A 6 1 M 16/06	A

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-213655 (P2013-213655)	(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
(22) 出願日	平成25年10月11日 (2013.10.11)	(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

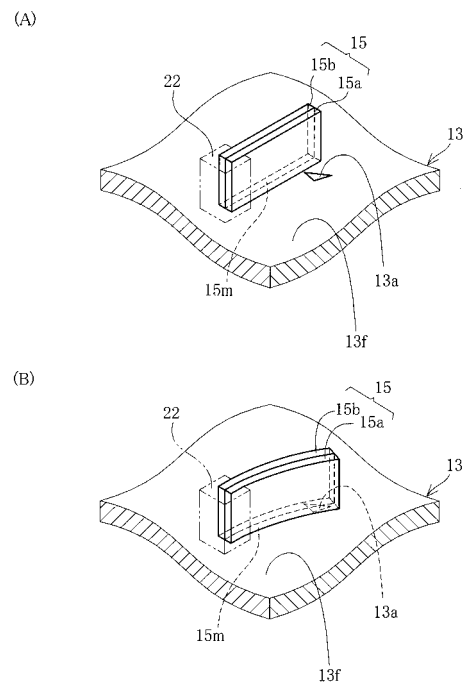
(54) 【発明の名称】 開閉具及び呼吸補助装置

(57) 【要約】

【課題】開状態と閉状態とともにその中間状態との間で切り替えが可能な開閉具、及びこの開閉具を有する呼吸補助装置を提供する。

【解決手段】開閉具は、呼気孔13aが開口した内面13fを有するマスク13と、呼気孔13aの開閉を行う開閉機構15と、を備える。呼気弁15は、流通孔13aの開口面積が互いに異なる第1位置と第2位置との間で、内面13fに沿って移動自在である。呼気弁15は移動方向に直交する方向を幅方向Wと定義した際、幅方向Wにおける流通孔13aの開口長さ L_w は、第1位置から第2位置に向かって増大または減少する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

流通孔が開口した仕切面を有する仕切部材と、
前記流通孔の開閉を行う開閉機構と、を備え、
前記開閉機構は、前記流通孔の開口面積が互いに異なる第 1 位置と第 2 位置との間で、
前記仕切面に沿って移動自在であり、
前記開閉機構の移動方向に直交する方向を幅方向と定義した際、前記幅方向における前記流通孔の開口長さは、前記第 1 位置から前記第 2 位置に向かって増大または減少することを特徴とする開閉具。

【請求項 2】

前記開閉機構が前記第 1 位置に位置する場合の前記流通孔の開口率が、前記開閉機構が前記第 2 位置に位置する場合に比べて小さく、
前記開閉機構の移動方向における前記流通孔の開口長さの変化割合は、前記第 2 位置よりも前記第 1 位置のほうが小さいことを特徴とする請求項 1 記載の開閉具。

【請求項 3】

前記仕切部材には、前記流通孔が複数設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の開閉具。

【請求項 4】

前記開閉機構は、複数の前記流通孔を同時に閉じることを特徴とする請求項 3 記載の開閉具。

【請求項 5】

前記開閉機構は、前記第 1 位置と前記第 2 位置と第 3 位置との間で移動自在であり、
前記第 1 位置は前記第 2 位置と前記第 3 位置との間に位置し、
前記第 1 位置では前記流通孔が閉じ、
前記第 2 位置及び前記第 3 位置では、前記流通孔が開いていることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のうちいずれか 1 項記載の開閉具。

【請求項 6】

前記第 1 位置から前記第 3 位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルは、前記第 1 位置から前記第 2 位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルと異なることを特徴とする請求項 5 記載の開閉具。

【請求項 7】

前記第 1 位置から前記第 3 位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルは、前記第 1 位置から前記第 2 位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルと同じであることを特徴とする請求項 5 記載の開閉具。

【請求項 8】

前記開閉機構を保持するとともに自身の変形により前記開閉機構の移動を行う圧電素子と、
前記圧電素子の変形を制御するコントローラと、をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のうちいずれか 1 項記載の開閉具。

【請求項 9】

圧電素子と、
前記圧電素子の変形を制御するコントローラと、をさらに備え、
前記圧電素子の一部分が前記開閉機構であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のうちいずれか 1 項記載の開閉具。

【請求項 10】

前記開閉機構の移動量は、前記コントローラから前記圧電素子へ入力された信号のレベルに応じていることを特徴とする請求項 8 または 9 項記載の開閉具。

【請求項 11】

前記仕切面に沿って移動自在な開口面積調節部材をさらに備え、
前記開口面積調節部材と前記開閉機構との間には、前記流通孔の一部が露出する隙間が

10

20

30

40

50

形成されることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のうちいずれか 1 項記載の開閉具。

【請求項 1 2】

前記開口面積調節部材は前記開閉機構と連結していることを特徴とする請求項 1 1 記載の開閉具。

【請求項 1 3】

請求項 1 ないし 1 2 のうちいずれか 1 項記載の開閉具を有し、
前記仕切部材は、鼻または口を覆うためのマスクと、装着状態のマスク内に形成される空間と連通する連通管とから形成されることを特徴とする呼吸補助装置。

【請求項 1 4】

前記マスクに前記流通孔が形成されたことを特徴とする請求項 1 3 記載の呼吸補助装置 10

【請求項 1 5】

前記連通管に前記流通孔が形成されたことを特徴とする請求項 1 4 記載の呼吸補助装置

【請求項 1 6】

前記流通孔は、鼻または口から吐き出された呼気を通る呼気経路を形成することを特徴とする請求項 1 3 ないし 1 5 のうちいずれか 1 項記載の呼吸補助装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、開閉具及び呼吸補助装置に関する。 20

【背景技術】

【0002】

医療現場において、人工呼吸器などの呼吸補助装置が用いられている。一般的な呼吸補助装置は、酸素ボンベなどの酸素の供給源と、この供給源に接続された吸気管と、この吸気管の先端に取り付けられたマスクと、吸気管から分岐した呼気管と、この呼気管の先端に固定された呼気弁などを備えている（例えば、特許文献 1～4 参照）。

【0003】

このような呼吸補助装置には、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）方式と、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）方式など、種々の方式が採用される。 30

【0004】

いずれの方式の呼吸補助装置においても、酸素ボンベから送り出される酸素は、吸気管を経由して吸気として肺に供給される。肺に供給された酸素は、その後、肺によって呼気として吐き出される。呼気が呼気管に吐き出されると、呼気管内の圧力が上昇する。そして、制御ユニットは、呼気管内の圧力上昇を検知した圧力センサからのセンシング信号を受けて、呼気弁を開く。こうして、呼気が呼気管から外部へ放出される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 02 - 131765 号公報

【特許文献 2】特開平 02 - 131773 号公報

【特許文献 3】特開平 02 - 131774 号公報

【特許文献 4】特開平 05 - 245204 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

このような呼吸補助装置に用いられる呼気弁として、ダイヤフラム弁が知られている。このダイヤフラム弁は、呼気を通る孔（以下、呼気孔と称する）の開口部周縁に形成され 50

た弁座と、弁座により支持され呼気孔を塞ぐ位置及び弁座から離隔して呼気孔を開放する位置の間で移動自在な弁体とを備える。

【0007】

このようなダイヤフラム弁の場合、呼気孔の全てが開いた状態（以下、開状態と称する）と、呼気孔の全てが閉じた状態（以下、閉状態と称する）と、の切り替えが可能であるものの、呼気孔の一部が開いた状態、すなわち開状態と閉状態との中間状態との切り替えが困難である。

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、開状態と閉状態とともにその中間状態との間で切り替えが可能な開閉具、およびこの開閉具を有する呼吸補助装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

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。

【0010】

本発明の開閉具は、流通孔が開口した仕切面を有する仕切部材と、前記流通孔の開閉を行う開閉機構と、を備え、前記開閉機構は、前記流通孔の開口面積が互いに異なる第1位置と第2位置との間で、前記仕切面に沿って移動自在であり、前記開閉機構の移動方向に直交する方向を幅方向と定義した際、前記幅方向における前記流通孔の開口長さは、前記第1位置から前記第2位置に向かって増大または減少することを特徴とする。

20

【0011】

前記開閉機構が前記第1位置に位置する場合の前記流通孔の開口率が、前記開閉機構が前記第2位置に位置する場合に比べて小さく、前記開閉機構の移動方向における前記流通孔の開口長さの変化割合は、前記第2位置よりも前記第1位置のほうが小さいことが好ましい。

【0012】

前記仕切部材には、前記流通孔が複数設けられていることが好ましい。また、前記開閉機構は、複数の前記流通孔を同時に閉じることが好ましい。

【0013】

前記開閉機構は、前記第1位置と前記第2位置と第3位置との間で移動自在であり、前記第1位置は前記第2位置と前記第3位置との間に位置し、前記第1位置では前記流通孔が閉じ、前記第2位置及び前記第3位置では、前記流通孔が開いていることが好ましい。また、前記第1位置から前記第3位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルは、前記第1位置から前記第2位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルと異なることが好ましい。または、前記第1位置から前記第3位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルは、前記第1位置から前記第2位置に向かう場合の前記流通孔の開口長さの変動プロファイルと同じであるとしてもよい。

30

【0014】

前記開閉機構を保持するとともに自身の変形により前記開閉機構の移動を行う圧電素子と、前記圧電素子の変形を制御するコントローラと、をさらに備えたことが好ましい。また、圧電素子と、前記圧電素子の変形を制御するコントローラと、をさらに備え、前記圧電素子の一部分が前記開閉機構であることが好ましい。さらに、前記開閉機構の移動量は、前記コントローラから前記圧電素子へ入力された信号のレベルに応じていることが好ましい。

40

【0015】

前記仕切面に沿って移動自在な開口面積調節部材をさらに備え、前記開口面積調節部材と前記開閉機構との間には、前記流通孔の一部が露出する隙間が形成されることが好ましい。また、前記開口面積調節部材は前記開閉機構と連結していることが好ましい。

【0016】

本発明の呼吸補助装置は、上記の開閉具を有し、前記仕切部材は、鼻または口を覆うた

50

めのマスクと、装着状態のマスク内に形成される空間と連通する連通管とから形成されることを特徴とする。

【0017】

前記マスクに前記流通孔が形成されたことが好ましい。また、前記連通管に前記流通孔が形成されていてもよい。そして、前記流通孔は、鼻または口から吐き出された呼気が通る呼気経路を形成することが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

上記の開閉具によれば、開状態と閉状態とともにその中間状態との間で切り替えが可能となる。また、このような開閉具は、呼吸補助装置における開閉具（例えば、呼気弁）にも適している。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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】マスクに設けられた呼気弁の概要を示す斜視図である。（A）は、呼気弁が呼気孔を開放する状態を示し、（B）は、呼気弁が呼気孔を閉塞する状態を示す。

【図3】制御ユニットのハード構成を示すブロック図である。

【図4】制御ユニットの機能構成を示すブロック図である。

【図5】 piezo素子への入力電圧 V と呼気弁の先端部の移動量 M とのとの関係を示すグラフであり、横軸が piezo素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気弁の先端部の移動量 M である。

【図6】（A）は、入力電圧 $V = V_A$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。（B）は、入力電圧 $V = V_B$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。（C）は、入力電圧 $V = V_C$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。

【図7】呼気弁の移動方向と呼気孔の形状との関係を表す説明図である。

【図8】図6の場合における、piezo素子への入力電圧 V と呼気孔の開口率 S / S_{MAX} との関係を示すグラフであり、横軸が piezo素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気孔の開口率 S / S_{MAX} である。

【図9】呼吸補助装置の制御例を示す概略図であり、（A）は使用者が呼気する場合を示し、（B）は使用者が吸気する場合を示す。

【図10】（A）は、入力電圧 $V = V_A$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。（B）は、入力電圧 $V = V_B$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。（C）は、入力電圧 $V = V_C$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。

【図11】図10の場合における、piezo素子への入力電圧 V と呼気孔の開口率 S / S_{MAX} との関係を示すグラフであり、横軸が piezo素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気孔の開口率 S / S_{MAX} である。

【図12】呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。

【図13】図12の場合における、piezo素子への入力電圧 V と呼気孔の開口率 S / S_{MAX} との関係を示すグラフであり、横軸が piezo素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気孔の開口率 S / S_{MAX} である。

【図14】呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。

【図15】図14の場合における、piezo素子への入力電圧 V と呼気孔の開口率 S / S_{MAX} との関係を示すグラフであり、横軸が piezo素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気孔の開口率 S / S_{MAX} である。

【図16】（A）は、入力電圧 $V = V_A$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。（B）は、入力電圧 $V = V_B$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。（C）は、入力電圧 $V = V_C$ の場合における、呼気弁、呼気孔、及びこれらの周辺の概要を示す説明図である。

【図17】図16の場合における、piezo素子への入力電圧 V と呼気孔の開口率 S / S_{MAX}

A_X との関係を示すグラフであり、横軸がピエゾ素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気孔の開閉率 S / S_{MAX} である。

【図 18】(A) は、開放状態の呼気弁の概要を示す説明図である。(B) は、閉塞状態の呼気弁の概要を示す説明図である。

【図 19】(A) は、開口面積調節部材のみが呼気孔の一部を塞ぐ場合の様子を示す説明図である。(B) は、開閉機構及び開口面積調節部材の両方が呼気孔の一部を塞ぐ場合の様子を示す説明図である。

【図 20】図 19 の場合における、ピエゾ素子への入力電圧 V と呼気孔の開閉率 S / S_{MAX} との関係を示すグラフであり、横軸がピエゾ素子への入力電圧 V 、縦軸が呼気孔の開閉率 S / S_{MAX} である。

【図 21】(A) は、開放状態の呼気弁の概要を示す説明図である。(B) は、閉塞状態の呼気弁の概要を示す説明図である。

【図 22】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 23】(A) は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。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、添付図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0021】

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、呼気孔 13 a 及び吸気孔 13 b を有するマスク 13 と、吸気孔 13 b に挿入された吸気管 12 と、吸気管 12 に設けられ吸気用ガスを送り出す供給源 11 と、マスク 13 内の気圧を計測する気圧計 14 と、マスク 13 に設けられ呼気孔 13 a の開閉機構である呼気弁 15 と、呼気孔 13 a の周囲に、呼気経路の外側に突出するように設けられた複数の安全部材 16 と、装置全体を統括的に制御する制御ユニット 17 と、を備えている。そして、マスク 13 と呼気弁 15 とによって開閉具が形成される。

【0022】

マスク 13 は、口及び鼻を覆う装着具であり、口及び鼻と、外部空間とを仕切るためもの（仕切部材）である。吸気管 12 とマスク 13 とは吸気孔 13 b を介して連通する。吸気経路は、吸気管 12、吸気孔 13 b 及びマスク 13 によって形成され、呼気経路は、マスク 13 及び呼気孔 13 a によって形成される。なお、マスク 13 は、口または鼻のいずれか一方を覆う装着具であってもよい。

【0023】

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 19 と、このガスタンク 19 から送り出される気体の流量を調整する調整弁 20 と、この調整弁 20 で調整された気体の流量を計測する流量計 21 と、を備えている。調整弁 20 は、気圧計 14 および流量計 21 のそれぞれのセンシングデータ（測定結果、センシング信号）に基づいて制御される。この調整弁 20 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。流量計 21 は、センシングデータを制御ユニット 17 に出力する。

【0024】

吸気管 12 は、樹脂製の蛇腹チューブからなり、患者に装着されたマスク 13 と一体となって一つの空間を構成し、供給源 11 から送り出された気体の経路となる。この吸気管 12 内の気圧は、定常状態において、患者に装着されたマスク 13 内の気圧と一致する。気圧計 14 は、センシングデータを制御ユニット 17 に出力する。

【0025】

図 2 に示されるように、呼気弁 15 は、スリット状に形成された呼気孔 13 a の開閉によって、マスク 13 内の気体をマスク 13 外へ放出するとともに、その逆流を防止する逆止弁として機能する。板状の呼気弁 15 は、電圧の印加量に応じて変位するピエゾ素子（圧電素子）15 a を金属板 15 b に積層したモノモルフ（ユニモルフ）構造であって、か

10

20

30

40

50

つ、片持ち梁（カンチレバー）構造の弁である。さらに、呼吸補助装置 10 は、呼気弁 15 の一端をマスク 13 に固定する固定部材 22 を有する。固定部材 22 は、マスク 13 の内面 13 f から起立するように設けられる。呼気弁 15 の一端は、固定部材 22 によって、内面 13 f から起立した姿勢でマスク 13 に固定される。呼気弁 15 の片持ち長さは、30 mm 以上 40 mm 以下程度であることが好ましい。呼気弁 15 が変位するストロークは、2 mm 以上 3 mm 以下であることが好ましい。なお、ピエゾ素子は、両持ち梁構造でもよい。

【0026】

ピエゾ素子 15 a は、入力された電圧のレベルによって、延びた状態（図 2（A）参照）と、反った状態（図 2（B）参照）との間で変形自在である。ピエゾ素子 15 a が反った状態では、呼気弁 15 の側面 15 m は、呼気孔 13 a の開口面上に位置する結果、呼気孔 13 a を塞ぐ状態となる。一方、ピエゾ素子 15 a が延びた状態では、呼気弁 15 の側面 15 m は呼気孔 13 a から外れる結果、呼気孔 13 a を開放する状態となる（図 2（A）参照）。こうして、呼気弁 15 は、側面 15 m に沿うピエゾ素子 15 a の変形によって、呼気孔 13 a を開放する状態と、呼気孔 13 a を塞ぐ状態との間で、切り替え自在となる。こうして、呼気弁 15 は、ピエゾ素子 15 a の変形により、マスク 13 に形成された呼気孔 13 a が開放される状態（以下、1 と称する。）（図 2（A）参照）と、自身の側面 15 m によって呼気孔 13 a が側面 15 m によって塞がれる状態（以下、閉塞状態と称する。）（図 2（B）参照）との間で遷移自在である。なお、呼気弁 15 の側面 15 m は、側面 15 m に沿うピエゾ素子 15 a の変形により、内面 13 f を摺動してもよい。また、内面 13 f は平面でも曲面でもよい。

10

20

【0027】

ピエゾ素子 15 a は、後述のとおり、電圧印加がオンの場合に反った状態であり、電圧印加がオフの場合に延びた状態となるも。なお、ピエゾ素子 15 a は、電圧印加がオンの場合に延びた状態であり、電圧印加がオフの場合に反った状態となるものでもよい。また、呼気弁 15 としてモノモルフ構造を紹介しているが、勿論、2 枚のピエゾ素子を貼り合わせたバイモルフ構造を採用することもできる。

【0028】

図 1 に戻って、マスク 13 の外部にある物体によって呼気孔 13 a が覆われた場合、呼気弁 15 の作動によって、呼気経路を確保することができない。そこで、マスク 13 に安全部材 16 が設けられることが好ましい。安全部材 16 は、マスク 13 の外面 13 g から突出するように形成され、呼気孔 13 a の近傍に点在するように配される。これにより、呼気孔 13 a の外面側 13 g の開口面と呼気孔 13 a を覆う物体との間に隙間を形成することができるため、呼気弁 15 の作動によって、呼気経路を確保することができる。

30

【0029】

図 3 に示されるように、制御ユニット 17 は、CPU 24 と、第 1 記憶媒体 25 と、第 2 記憶媒体 26 と、第 3 記憶媒体 27 と、入力装置 28 と、表示装置 29 と、入出力インタフェース 30 と、バス 31 と、を備えている。

【0030】

CPU 24 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 17 の各種機能を実現する。第 1 記憶媒体 25 は、いわゆる RAM（ランダム・アクセス・メモリ）であり、CPU 24 の作業領域として使用される。第 2 記憶媒体 26 は、いわゆる ROM（リード・オンリー・メモリ）であり、CPU 24 で実行される基本 OS を記憶する。第 3 記憶媒体 27 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、およ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、CPU 24 で実行される各種プログラムなどが保存される。

40

【0031】

入力装置 28 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 29 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 30 は、呼気弁 15 を動作させる電源および制御信号が入出力される。更に、この入出力インタ

50

フェース 30 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する。バス 31 は、CPU 24、第 1 記憶媒体 25、第 2 記憶媒体 26、第 3 記憶媒体 27、入力装置 28、表示装置 29、入出力インタフェース 30などを一体的に接続して通信を行う配線となる。

【0032】

図 4 には、この制御ユニット 17 に保存される制御プログラムが CPU 24 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 17 は、機能構成として、センシング部 34 と、呼気弁制御部 35 と、調整弁制御部 36 と、を備えている。センシング部 34 は、気圧計 14 のセンシングデータを常に取得して呼気弁制御部 35 に伝達するとともに、気圧計 14 および流量計 21 のセンシングデータを常に取得して調整弁制御部 36 に伝達する。呼気弁制御部 35 は、気圧計 14 のセンシングデータを参照するとともに、このセンシングデータに基づいた制御信号をピエゾ素子 15a に出力する。調整弁制御部 36 は、気圧計 14 および流量計 21 のセンシングデータを参照して、このセンシングデータに基づいた制御信号を調整弁 20 へ出力する。これにより、流量値を所定のものとするができる。

10

【0033】

次に、呼気弁 15 及び呼気孔 13a の詳細について説明する。

【0034】

図 5 に示すように、呼気弁 15 の先端部 15h (図 6 参照) の移動量 M は、呼気弁制御部 35 から出力された制御信号のレベル、すなわち入力電圧 V の大きさに正比例する。このため、入力電圧 V が増大するにしたがって呼気弁 15 の先端部 15h は方向 D_{M1} へ移動し、入力電圧 V が減少するにしたがって呼気弁 15 の先端部 15h は方向 D_{M2} へ移動する。

20

【0035】

また、方向 D_{M1} に直交する方向を幅方向 D_W と定義すると、呼気孔 13a の幅方向 D_W の長さ L_W は、方向 D_{M1} に向かうにしたがって小さくなる (図 7 参照)。

【0036】

ここで、呼気孔 13a 自体の開口面積を S_{MAX} 、呼気孔 13a のうち呼気弁 15 に覆われていない部分の面積 (開放面積) を S 、呼気孔 13a の開口率を S / S_{MAX} と表すと、呼気孔 13a の開口率は、入力電圧 V が増大するにしたがって非線形に小さくなる (図 8 参照)。すなわち、図 8 のグラフの勾配は、負の値の範囲であって、かつ、入力電圧 V が増大するにしたがって大きくなる。

30

【0037】

次に、呼吸補助装置 10 の制御例について説明する。

【0038】

まず、マスク 13 が装着された口や鼻から呼気が吐き出された場合、マスク 13 内の圧力が上昇する。マスク 13 内の圧力が上昇すると、その上昇した値が気圧計 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 17 に出力される。制御ユニット 17 は、センシングデータに基づいて、呼気弁 15 を制御する。すなわち、制御ユニット 17 は、図 9 (A) に示されるように、呼気弁 15 を動作させ、呼気孔 13a を開放する。呼気は、呼気孔 13a からマスク 13 の外部へ放出される。

40

【0039】

マスク 13 の外部への呼気の放出により、マスク 13 内の圧力が下降する。マスク 13 内の圧力が下降すると、その下降した値が気圧計 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 17 に出力される。制御ユニット 17 は、センシングデータに基づいて、呼気弁 15 を制御する。すなわち、制御ユニット 17 は、呼気弁 15 を動作させ、呼気孔 13a を塞ぐ。これにより、マスク 13 内に閉空間が形成され、吸気動作が可能になる。

【0040】

続いて、マスク 13 が装着された口や鼻にて吸気が行われる場合、マスク 13 内の圧力

50

が下降する。マスク 13 内の圧力が下降すると、その下降した値が気圧計 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 17 に出力される。制御ユニット 17 は、センシングデータに基づいて、供給源 11 を制御する。すなわち、制御ユニット 17 は、図 9 (B) に示されるように、調整弁 20 を開き、ガスタンク 19 から気体を吸気として送り出す。その後、マスク 13 内の圧力が上昇する。マスク 13 内の圧力が上昇すると、その上昇した値が気圧計 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 17 に出力される。制御ユニット 17 は、センシングデータに基づいて、供給源 11 を制御する。すなわち、制御ユニット 17 は、調整弁 20 を閉じ、ガスタンク 19 から吸気として気体が送り出されることを停止する。以後同様に、呼気動作と吸気動作とを繰り返す。

10

【0041】

ここで、ピエゾ素子 15 a の変形方向が内面 13 f から遠ざかる方向及び内面 13 f へ近づく方向である場合には、マスク 13 内外の圧力差によって生じる力の方向とほぼ平行となるため、マスク 13 内外の圧力差によって生じる力によって、ピエゾ素子 15 a が変形しやすい。一方、上述の呼吸補助装置 10 においては、ピエゾ素子 15 a の変形方向が内面 13 f に沿うような向きとなるように呼気弁 15 が配されるため、ピエゾ素子 15 a の変形方向は、マスク 13 内外の圧力差によって生じる力の方向にほぼ垂直となる。この結果、マスク 13 内外の圧力差によって生じる力によって、ピエゾ素子 15 a が変形しにくい。このように、呼気弁 15 は、呼気孔 13 a からの圧力に抗するだけの剛性を有する。また、呼気弁 15 そのものとしては、ピエゾ素子を用いればよいため、入手コストや加工コストの増大を回避することができる。さらに、このような構造の呼気弁 15 は、開放状態と閉塞状態とともに、呼気孔 13 a の一部分が閉じられた中間状態と、の間で切り替えが可能となる。

20

【0042】

図 7 に示すように、呼気孔 13 a の幅方向 D_w の長さ L_w は、方向 D_{M1} に向かうにしたがって小さくなるため、呼気孔 13 a の開口率が小さい範囲では、呼気孔 13 a の開口率が大きい範囲に比べて、呼気孔 13 a の開口率の微調整を行いやすくなる。

【0043】

また、図 2 に示すように、ピエゾ素子 15 a の変形方向が内面 13 f に沿うような向きとなるように呼気弁 15 が配されるため、ピエゾ素子 15 a の変形方向が内面 13 f から遠ざかる方向及び内面 13 f へ近づく方向である場合に比べ、ピエゾ素子 15 a の少ない変形量で、呼気孔 13 a の全開状態を得ることが容易となる。

30

【0044】

さらに、呼気弁 15 がピエゾ素子 15 a を有してなるので、呼気弁として電磁弁を採用する場合と比較して耐久期間が長く、壊れにくい。

【0045】

このため、本発明を適用することで、睡眠時無呼吸症候群などの患者が在宅人工呼吸器として使用できる。

【0046】

また、呼気弁 15 は、ピエゾ素子 15 a に対する電圧の印加が解除されている時に呼気孔 13 a を開放する状態となるので、故障などによって呼気弁 15 が作動しなくなった場合であっても、当該呼気弁 15 は呼気孔 13 a を開放する状態となるため、呼気経路を確保できる。

40

【0047】

そして、呼気弁 15 がマスク 13 に設けられているので、呼気動作に対する呼気弁 15 の応答性が速く、患者への負担が少ない。

【0048】

さらに、呼気弁 15 がマスク 13 内に設けられているので、呼気弁 15 がマスク 13 外にある物体と干渉することを回避できる。なお、呼気弁 15 は、マスク 13 の外面に設けられていてもよい。

50

【0049】

上記実施形態では、図7に示すように、呼気孔13aの幅方向 D_w の長さ L_w は、方向 D_{M1} に向かうにしたがって小さくなったが、本発明はこれに限られない。例えば、図10に示すように、呼気孔13aの幅方向 D_w の長さ L_w は、方向 D_{M1} に向かうにしたがって大きくしてもよい。この場合、図11に示すグラフの勾配は、負の値の範囲であって、かつ、入力電圧 V が増大するにしたがって小さくなる。

【0050】

また、図12に示すように、方向 D_{M1} や方向 D_{M2} において、所定の間隔だけ離れた複数の呼気孔13aが、マスク13に設けられてもよい。この場合、呼気弁15は、複数の呼気孔13aの全てが開放された状態と、複数の呼気孔13aのうち一部が閉じられ残りが開放された状態と、複数の呼気孔13aの全てが閉じられた状態と、の間に切替自在となっている。また、図12に示す複数の呼気孔13aについての長さ L_w は、いずれも方向 D_{M1} に向かうにしたがって大きい。この場合において、入力電圧 V と呼気孔13aの開口率と関係を示すグラフ(図13参照)は、勾配が負の値の範囲、かつ入力電圧 V が増大するにしたがって小さくなる2つの部分P1、P3と、勾配が0である部分P2とを有する。そして、部分P2は、部分P1と部分P3との間に位置する。そして、部分P2となる入力電圧 V の範囲は、複数の呼気孔13aの間隔によって調節できる。

【0051】

なお、図12では、複数の呼気孔13aについての長さ L_w が、方向 D_{M1} に向かうにしたがって大きいとしたが、本発明では、複数の呼気孔13aについての長さ L_w は、いずれも方向 D_{M1} に向かうにしたがって小さいとしてもよい。

【0052】

また、複数の呼気孔13aのうち一方(方向 D_{M1} において上流側に位置する呼気孔)の長さ L_w は、方向 D_{M1} に向かうにしたがって大きく、他方(方向 D_{M1} において下流側に位置する呼気孔)の長さ L_w は、方向 D_{M1} に向かうにしたがって小さい、としてもよい(図14参照)。この場合において、入力電圧 V と呼気孔13aの開口率と関係を示すグラフ(図15参照)は、勾配が負の値の範囲であって、かつ入力電圧 V が増大するにしたがって小さくなる部分P1と、勾配が負の値の範囲であって、かつ入力電圧 V が増大するにしたがって大きくなる部分P3と、部分P1と部分P2との間であって、勾配が0である部分P2とを有する。

【0053】

このように、方向 D_{M1} に向かつて長さ L_w が増大する、または減少するように、呼気孔13aの形状を設定することにより、開口率の制御の精度を、所定の電圧範囲ごとに個別に設定することができる。

【0054】

上記実施形態では、開放状態となる先端部15hの位置と閉塞状態となる先端部15hの位置とが、方向 D_{M1} に向かつてこの順に設定されていたが、本発明はこれに限られない。例えば、呼気孔13aが開放状態となる先端部15hの第1開放位置($V = V_A$ 図16(A)参照)と、呼気孔13aが閉塞状態となる先端部15hの閉塞位置($V = V_B$ 図16(B)参照)と、呼気孔13aが開放状態となる先端部15hの第2開放位置($V = V_C$ 図16(C)参照)とが、方向 D_{M1} に向かつてこの順に設定されていてもよい。また、呼気孔13aの形状は、幅方向 D_w の長さ L_w が、方向 D_{M1} に向かつて減少し、方向 D_{M2} に向かつて増大するため、閉塞位置(図16(B)参照)から第1開放位置(図16(A)参照)へ移動する場合と、閉塞位置から第2開放位置(図16(C)参照)へ移動する場合とでは、開口率の変化のプロファイルが異なる。すなわち、異なった開口率の変化のプロファイルを持たせることができる。さらに、第1開放位置と第2開放位置との間に閉塞位置が設定される。このため、先端部15hが閉塞位置にある状態においては、入力電圧 V の入力値を用いて、開口率の変化のプロファイルを選択することができる。

【0055】

10

20

30

40

50

上記実施形態では、呼気孔 13a の形状を、幅方向 D_w に延びる軸において対称としたため、異なった開口率の変化のプロファイルを持たせることができるとしたが、本発明はこれに限られない。呼気孔 13a の形状を、幅方向 D_w に延びる軸において対称としてもよい。かかる場合には、同一の開口率の変化のプロファイルを 2 つ持たせることができる。

【0056】

上記実施形態の開閉具は、変形可能な呼気弁 15 の先端部 15h を開閉機構として用いたが本発明はこれに限られない。変形可能な呼気弁 15 の先端部 15h に設けられた弁を開閉機構として用いてもよい。この場合の使用例としては、以下のものがある。通常時における呼気孔 13a の開閉は、低電圧側、すなわち、第 1 開放位置と閉塞位置との間で行う。異常時、すなわち、何らかの異常によって高い電圧が入力された場合には、呼気孔 13a を開放させることも可能になる。これにより、何らかの異常によって高い電圧が入力された場合であっても、呼気孔 13a を閉塞させずに済む。

10

【0057】

なお、本発明の開閉具は、図 18 に示すような開閉具 50 であってもよい。開閉具 50 は、マスク 13 と、変形部材 51 と、呼気孔 13a の開閉が可能な開閉機構 52 と、呼気孔 13a の開口面積を調節可能な開口面積調節部材 53 と、を有する。

【0058】

変形部材 51 は、図 2 等に示した呼気弁 15 に相当する。図 18 に戻って、開閉機構 52 は、変形部材 51 に設けられるため、内面 13f に沿って呼気孔 13a の上を移動自在となっている。さらに、開閉機構 52 のうち内面 13f 側の面は、呼気孔 13a の開口面を覆うことができる形状及び寸法である。このため、開閉機構 52 は、呼気孔 13a を開放する状態（図 18 (A) 参照）と、呼気孔 13a を閉塞する状態（図 18 (B) 参照）との間で移動自在である。

20

【0059】

開口面積調節部材 53 も、変形部材 51 に設けられるため、内面 13f に沿って呼気孔 13a の上を移動自在となっている。また、開口面積調節部材 53 は、開閉機構 52 と所定の間隔 G だけ離れている。間隔 G の大きさは、呼気孔 13a の全部ではなくその一部が露出する程度のものであることが好ましい（図 19 参照）。

【0060】

次に、開閉具 50 の作用を説明する。

30

【0061】

図 18 ~ 19 に示すように、開閉具 50 は、呼気弁制御部 35 からの入力電圧 V が増大するにしたがって、呼気孔 13a の開口面全体が開放された状態（図 18 (A) 参照）と、開口面積調節部材 53 のみが呼気孔 13a の一部を閉塞する状態（図 19 (A) 参照）と、開閉機構 52 及び開口面積調節部材 53 の両方がそれぞれ呼気孔 13a の一部を閉塞する状態（図 19 (B) 参照）と、呼気孔 13a の開口面全体が閉塞された状態（図 18 (B) 参照）と、の間で順次切り替わる。そして、呼気弁制御部 35 からの入力電圧 V が減少する場合、開閉具 50 は、これと逆の順序で順次切り替わる。この結果、呼気孔 13a の開口率と入力電圧 V と関係を示すグラフ（図 20 参照）は、減少関数の部分 P_1 、 P_3 と、増大関数の部分 P_2 とを有する。そして、開閉機構 52、開口面積調節部材 53 の形状、呼気孔 13a の形状、及び間隔 G によって、開口率の変化のプロファイルを適宜調節することができる。

40

【0062】

上記実施形態では、開閉機構 52 と開口面積調節部材 53 とは離れていたが、本発明はこれに限られず、連結部材 55 を用いて、開閉機構 52 と開口面積調節部材 53 とを直接連結してもよい（図 21 参照）。さらに、開閉機構 52 と開口面積調節部材 53 とを、或いは、開閉機構 52 と開口面積調節部材 53 と連結部材 55 と、それぞれ一体としてもよい。

【0063】

50

また、上記実施形態では、1つの変形部材51を用いて、開閉機構52と開口面積調節部材53との移動を行ったが、本発明はこれに限られず、1つの変形部材51を用いて開閉機構52の移動を行い、もう1つの変形部材51を用いて開口面積調節部材53の移動を行ってもよい。

【0064】

なお、呼気弁15を2つ用い、一方の先端部15h(図6参照)を開閉機構とするとともに、他方の先端部15h(図6参照)を開口面積調節部材としてもよい。

【0065】

上記実施形態では、1つの呼気孔13aの幅方向 D_w の長さ L_w を「開口長さ」としたが、本発明はこれに限られない。呼気孔13aがマスク13に複数設けられる場合、それぞれの呼気孔13aの幅方向 D_w の長さ L_w の合計を「開口長さ」としてもよい。

10

【0066】

図22には、第2実施形態に係る呼吸補助装置70の構成が例示されている。呼吸補助装置70は、供給源11としてマイクロポンプ100を備え、また、吸気経路としてマスク13のみを備えている。すなわち、マイクロポンプ100は、マスク13に直接接続されている。このマイクロポンプ100は、特許文献W02008/069266で提案されているものであり、図23(A)に示されるように、一次ブロー室101と、この一次ブロー室101の外側に形成された二次ブロー室102と、を備えている。

【0067】

一次ブロー室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棒105と、を備えている。振動棒105は、一次ブロー室101の内外で流体を移動させる開口106を有している。二次ブロー室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。

20

【0068】

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、一次ブロー室101と二次ブロー室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棒105が共振する。このダイヤフラム104と振動棒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。

30

【0069】

このマイクロポンプ100は、気体を搬送するブロー用途に適しており、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20mm×20mm×2mm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15Vpp(Volt peak to peak)で26kHzとした場合で、最大約1L/分(静圧0Pa時)の空気を搬送でき、また最大約2kPa(流量0L/分)の静圧を得ることができる。

【0070】

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23(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。

40

【0071】

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。

【0072】

50

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。

【0073】

尚、本発明の呼吸補助装置は、上記した各実施形態に限定されるものではなく、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。

【0074】

また、上記の開閉具は、呼気が通る孔の開閉のみならず、流体（気体や液体）が通る孔の開閉や、固体が通る孔の開閉にも適用可能である。

10

【符号の説明】

【0075】

10, 70 呼吸補助装置

11 給源

12 気管

12a 通気孔

12f 内面

12g 外面

13 マスク

13f 内面

20

15, 41, 51, 61, 81 呼気弁

15a ピエゾ素子

15b 金属板

15m 側面

50 開閉具

51 変形部材

52 開閉機構

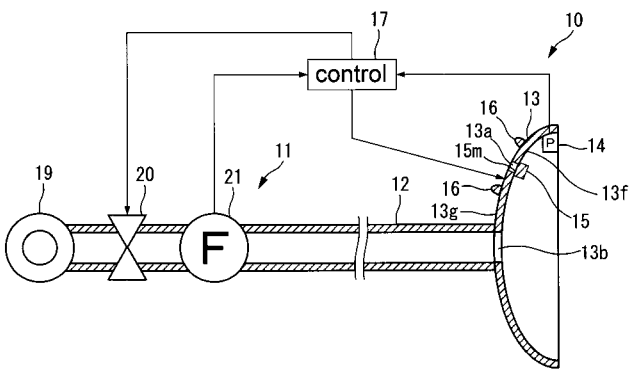
53 開口面積調節部材

55 連結部材

100 マイクロポンプ

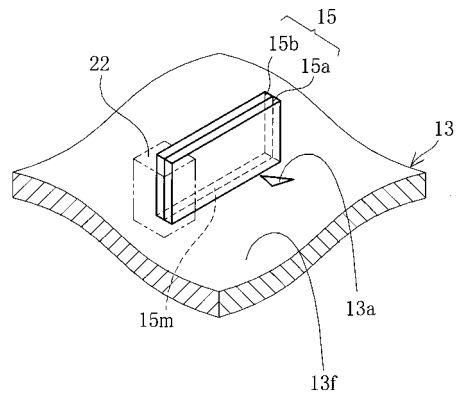
30

【図1】

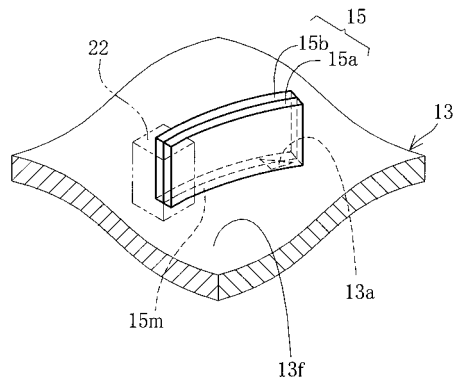


【図2】

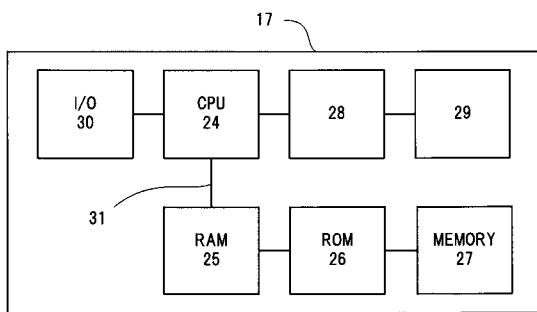
(A)



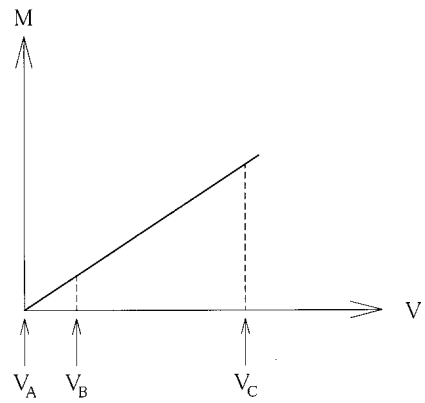
(B)



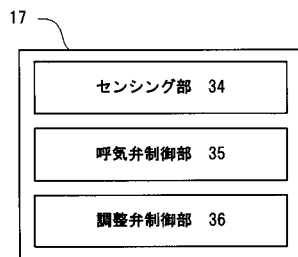
【図3】



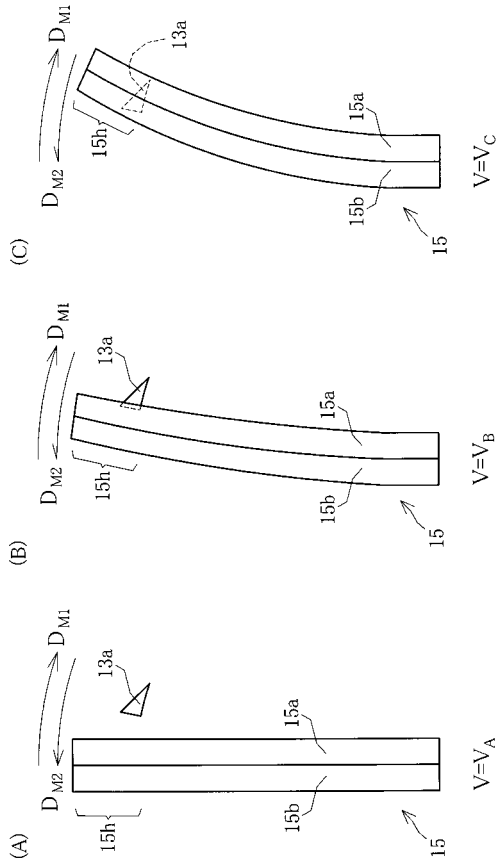
【図5】



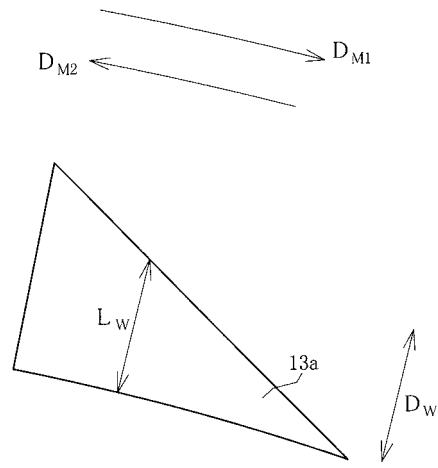
【図4】



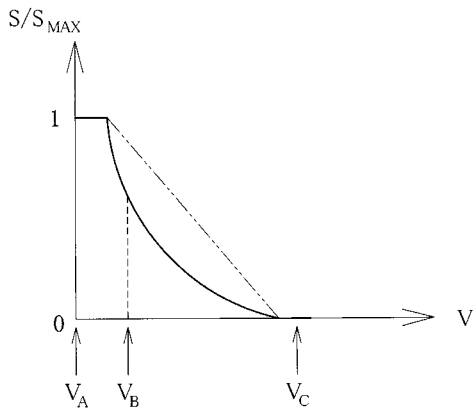
【 図 6 】



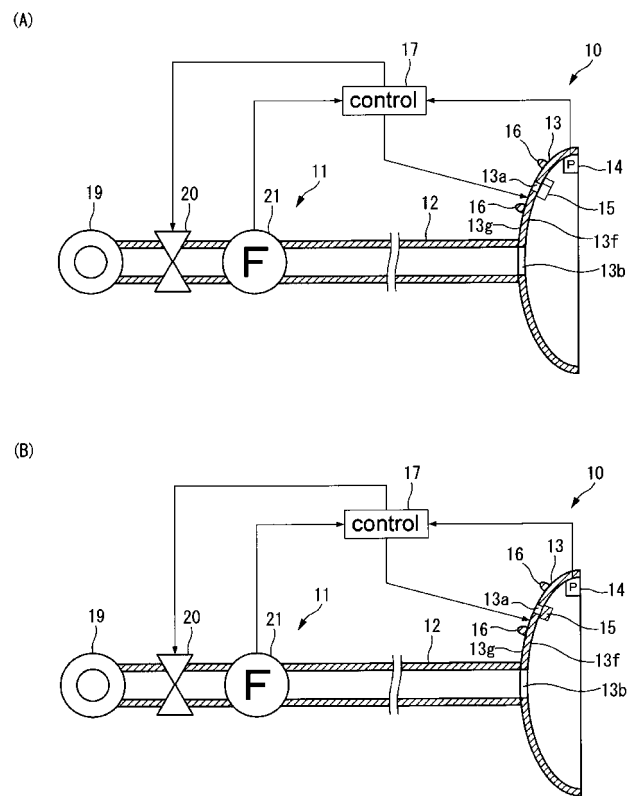
【 図 7 】



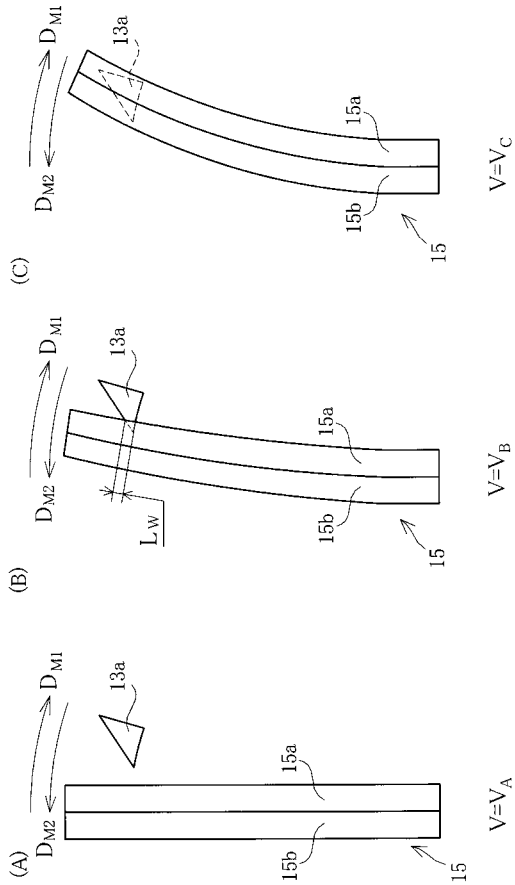
【 図 8 】



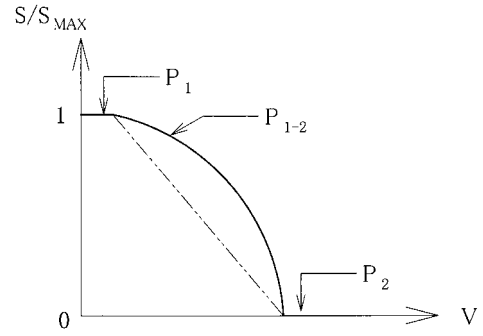
【 図 9 】



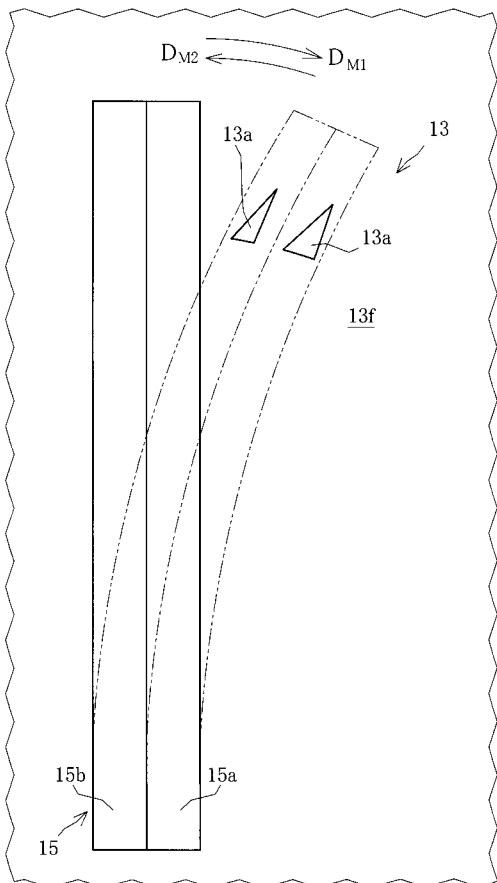
【 図 1 0 】



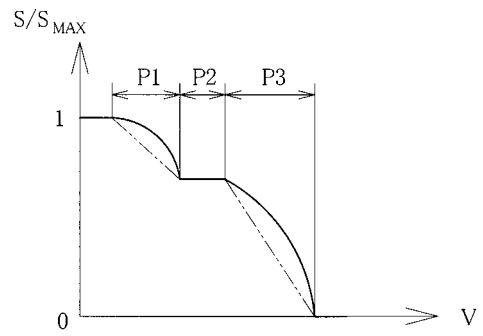
【 図 1 1 】



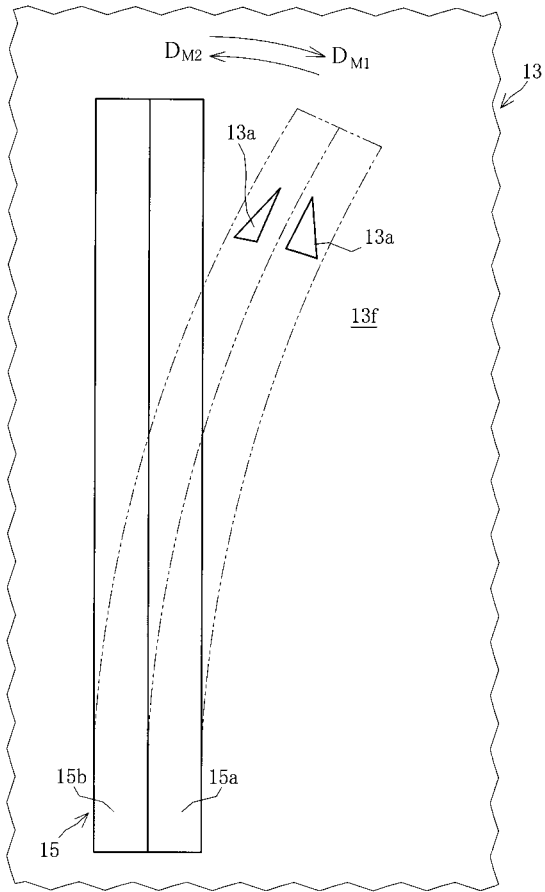
【 図 1 2 】



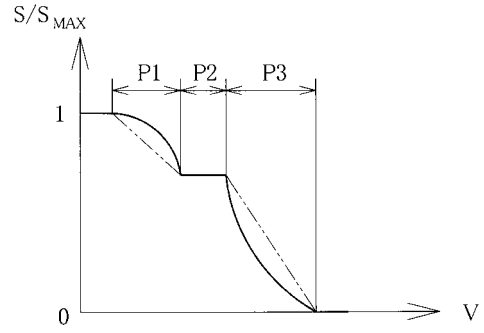
【 図 1 3 】



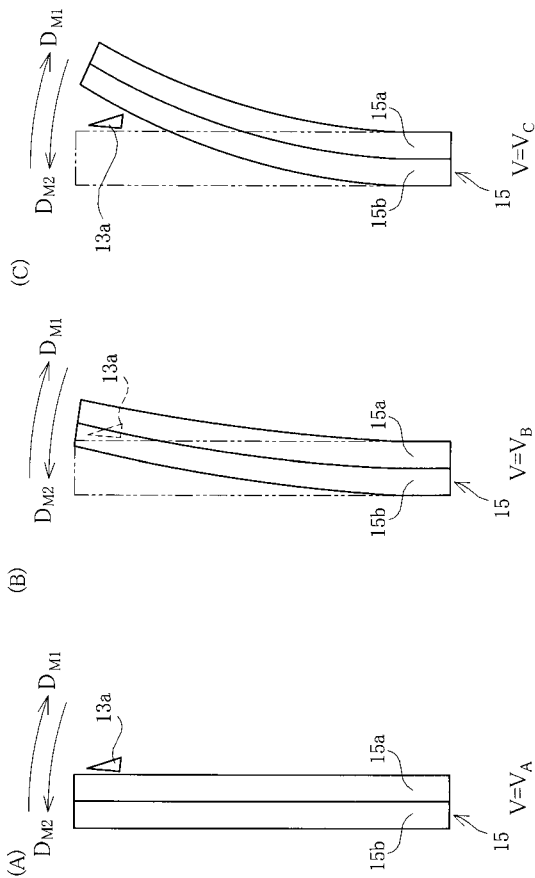
【 図 1 4 】



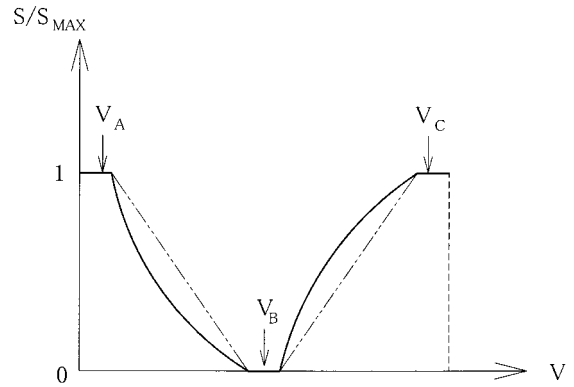
【 図 1 5 】



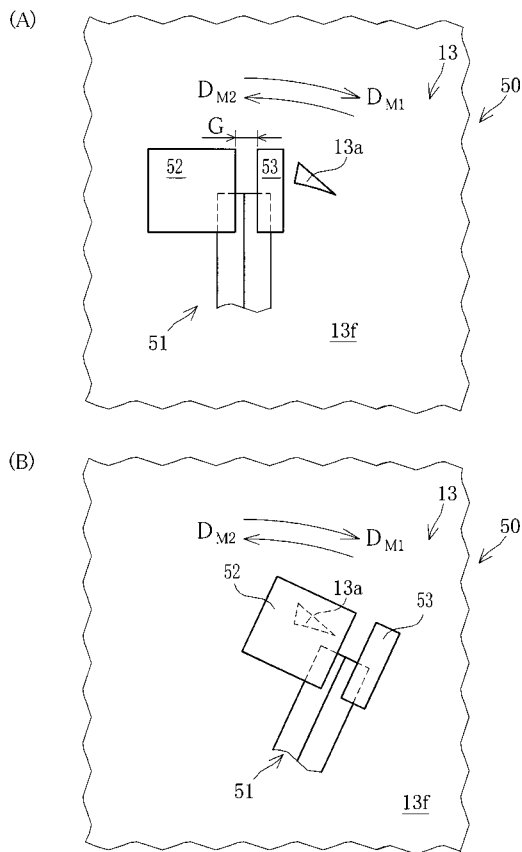
【 図 1 6 】



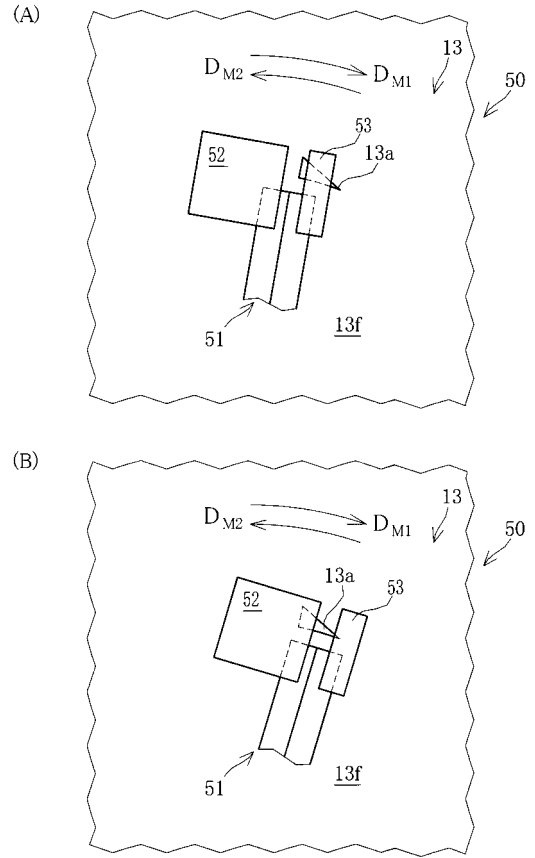
【 図 1 7 】



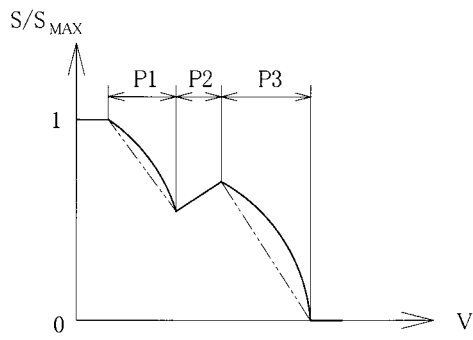
【 図 1 8 】



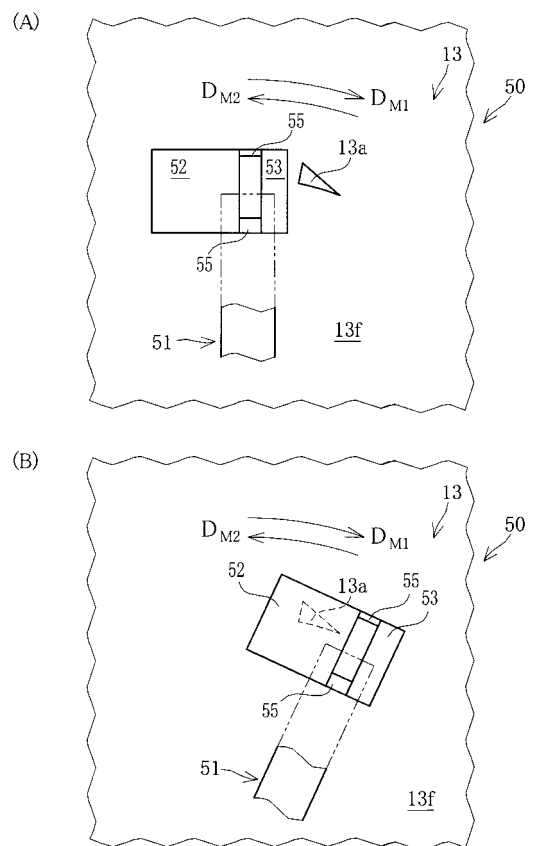
【 図 1 9 】



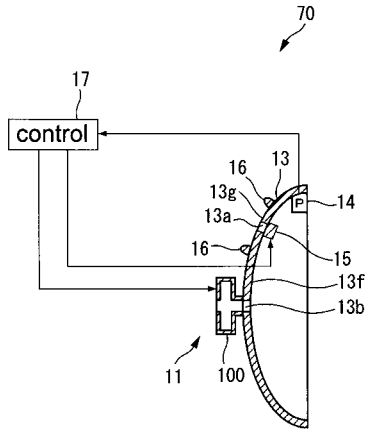
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 図 2 3 】

