

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5286476号
(P5286476)

(45) 発行日 平成25年9月11日(2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月14日(2013.6.14)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 M 16/00 (2006.01) A 6 1 M 16/00 3 1 5
 A 6 1 F 5/56 (2006.01) A 6 1 F 5/56

請求項の数 10 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2011-268659 (P2011-268659)</p> <p>(22) 出願日 平成23年12月8日 (2011.12.8)</p> <p>(65) 公開番号 特開2013-118972 (P2013-118972A)</p> <p>(43) 公開日 平成25年6月17日 (2013.6.17)</p> <p>審査請求日 平成24年9月5日 (2012.9.5)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 000138060 株式会社メトラン 埼玉県川口市川口二丁目12番18号</p> <p>(74) 代理人 100112689 弁理士 佐原 雅史</p> <p>(74) 代理人 100128934 弁理士 横田 一樹</p> <p>(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</p> <p>審査官 佐々木 一浩</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ポンプユニット、呼吸補助装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

筐体に収容されたポンプデバイスにより、前記筐体の表面に形成された入口を介して前記筐体の外にある流体を前記筐体内部へ入れて、前記筐体に形成された出口を介して前記導入された流体を前記筐体の外へ出すポンプ本体を複数有してなり、

上流側の前記ポンプ本体の前記出口に設けられ、噴射口を先端部に有し、下流側の前記ポンプ本体の前記入口の周縁部と前記先端部とによって隙間が形成される位置に配された噴射ノズルを備え、

前記噴射口と前記入口とが正対することを特徴とするポンプユニット。

【請求項2】

筐体に収容されたポンプデバイスにより、前記筐体の表面に形成された入口を介して前記筐体の外にある流体を前記筐体内部へ入れて、前記筐体に形成された出口を介して前記導入された流体を前記筐体の外へ出すポンプ本体を複数有してなり、

上流側の前記ポンプ本体の前記出口に設けられ下流側の前記ポンプ本体の前記入口から離れつつも近接した噴射口を先端部に有し、下流側の前記ポンプ本体の前記入口の周縁部と前記先端部とによって隙間が形成される位置に配された噴射ノズルを備えたことを特徴とするポンプユニット。

【請求項3】

下流側の前記ポンプ本体の入口の前記周縁部にて前記筐体の表面から突設され、前記噴射口から噴射された流体の流路を形成する筒状の流路形成部材を備えたことを特徴とする

請求項 1 ~ 2 記載のポンプユニット。

【請求項 4】

前記流路形成部材は、前記筐体から前記噴射ノズルに向かう方向において拡開された絞り部を有することを特徴とする請求項 3 記載のポンプユニット。

【請求項 5】

前記流路形成部材は、前記噴射ノズルから前記筐体に向かう方向において拡開された拡開部を有することを特徴とする請求項 3 ~ 4 記載のポンプユニット。

【請求項 6】

前記噴射口が前記流路形成部材内に位置することを特徴とする請求項 3 ~ 5 いずれか記載のポンプユニット。

10

【請求項 7】

前記先端部が前記入口に通されたことを特徴とする請求項 1 記載のポンプユニット。

【請求項 8】

前記噴射ノズルは前記先端部に向かうに従い拡開されたことを特徴とする請求項 1 ~ 7 いずれか記載のポンプユニット。

【請求項 9】

前記ポンプデバイスは前記流体が流入する流入口及び前記流体が流出する流出口を備え

、上流側の前記ポンプ本体の前記筐体には、

第 1 の前記入口に直結する前記流入口を有する第 1 入口側ポンプデバイスと、

20

第 2 の前記入口に直結する前記流入口を有する第 2 入口側ポンプデバイスと、

前記出口に直結する前記流出口を有する出口側ポンプデバイスと、

前記第 1 ~ 2 入口側ポンプデバイスの前記流出口から出た前記流体を合流し、合流した前記流体を前記出口側ポンプデバイスの前記流入口へ送る流路を形成する合流路形成部材と、

が収容されたことを特徴とする請求項 1 ~ 8 いずれか記載のポンプユニット。

【請求項 10】

呼気又は吸気の気体が通過する流路と、

前記流路内に配置されて呼気又は吸気方向に加速用の気体を噴出するノズルと、

前記流路の周囲に固定され、前記ノズルに対して前記加速用の気体を供給する請求項 1 ~ 9 いずれか記載のポンプユニットとを備えたことを特徴とする呼吸補助装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロポンプを利用して流体を搬送するポンプユニット、及びこのポンプユニット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）方式や、患者の自発呼吸に合わせて気道に陽圧を作り出す補助換気方式（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）方式などが採用される。

40

【0003】

なお、この呼吸補助装置は、睡眠時の呼吸障害の患者にも利用される。この呼吸障害は、睡眠中に気道の筋肉が弛緩して舌根部や軟口蓋が下がり、気道を閉塞することによって生じる。この種の呼吸障害の患者に対しても、気道に陽圧をつくりだすことで、その症状

50

が緩和する。

【0004】

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ためのポンプユニットが必要となる。このポンプユニットの動力源には、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が使用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の呼吸補助装置では、このポンプユニットが比較的大きいことから、これを箱状の筐体に収容して使用者の脇に設置して用いる。従って、呼吸補助装置のコンパクト化が難しいという問題があった。

10

【0006】

また、呼吸補助装置で用いるポンプユニットは、例えば図20に示されるように、吸気動作時は、最初は高い流量で素早く昇圧（陽圧化）し、その後、更に圧力を高めて吸気をアシストしながら流量を一定に維持する。呼気動作時は、高い流量で素早く減圧（負圧化）し、圧力が低下したら流量を次第に低下させて肺に負担をかけないように制御する。この制御は一例であり、実際には様々制御モードが要求されるが、この種の細かい制御を行うためには、大きめのプロアやシリンダポンプを利用して、圧力と流量を自在に変更できるようにしなければならない。従って、ポンプユニットの小型化が益々難しいという問題があった。

20

【0007】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、圧力や流量を自在に制御可能としながらも、大幅な小型化を実現できるポンプユニット及びこのポンプユニットを用いた呼吸補助装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するポンプユニットは、筐体に収容されたポンプデバイスにより、前記筐体の表面に形成された入口を介して前記筐体の外にある流体を前記筐体内部へ入れて、前記筐体に形成された出口を介して前記導入された流体を前記筐体の外へ出すポンプ本体を複数有してなり、上流側の前記ポンプ本体の前記出口に設けられ、噴射口を先端部に有し、下流側の前記ポンプ本体の前記入口の周縁部と前記先端部とによって隙間が形成される位置に配された噴射ノズルを備え、前記噴射口と前記入口とが正対することを特徴とする。

30

【0009】

また、上記目的を達成するポンプユニットは、筐体に収容されたポンプデバイスにより、前記筐体の表面に形成された入口を介して前記筐体の外にある流体を前記筐体内部へ入れて、前記筐体に形成された出口を介して前記導入された流体を前記筐体の外へ出すポンプ本体を複数有してなり、上流側の前記ポンプ本体の前記出口に設けられ、下流側の前記ポンプ本体の前記入口から離れつつも近接した噴射口を先端部に有し、下流側の前記ポンプ本体の前記入口の周縁部と前記先端部とによって隙間が形成される位置に配された噴射ノズルを備えたことを特徴とする。

40

【0010】

下流側の前記ポンプ本体の入口の前記周縁部にて前記筐体の表面から突設され、前記噴射口から噴射された流体の流路を形成する筒状の流路形成部材を備えたことが好ましい。また、前記流路形成部材は、前記筐体から前記噴射ノズルに向かう方向において拡開された絞り部を有することが好ましい。さらに、前記流路形成部材は、前記噴射ノズルから前記筐体に向かう方向において拡開された拡開部を有することが好ましい。加えて、前記噴射口が前記流路形成部材内に位置することが好ましい。

【0011】

50

前記先端部が前記入口に通されたことが好ましい。

【0012】

前記噴射ノズルは前記先端部に向かうに従い拡開されたことが好ましい。

【0013】

前記ポンプデバイスは前記流体が流入する流入口及び前記流体が流出する流出口を備え、上流側の前記ポンプ本体の前記筐体には、第1の前記入口に直結する前記流入口を有する第1入口側ポンプデバイスと、第2の前記入口に直結する前記流入口を有する第2入口側ポンプデバイスと、前記出口に直結する前記流出口を有する出口側ポンプデバイスと、前記第1～2入口側ポンプデバイスの前記流出口から出た前記流体を合流し、合流した前記流体を前記出口側ポンプデバイスの前記流入口へ送る流路を形成する合流路形成部材と、が収容されたことが好ましい。

10

【0014】

上記目的を達成する呼吸補助装置は、呼気又は吸気の気体が通過する流路と、前記流路内に配置されて呼気又は吸気方向に加速用の気体を噴出するノズルと、前記流路の周囲に固定され、前記ノズルに対して前記加速用の気体を供給する上記ポンプユニットとを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、圧力や流量を自在に制御可能としながら、ポンプユニットを大幅に小型化することが可能になるという優れた効果を奏し得る。

20

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第1のアシスト機構及び第1のマイクロポンプを備えた第1のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

【図2】マイクロポンプの概要を示す斜視図である。

【図3】マイクロポンプの圧力 - 流量線を示すグラフである。

【図4】二次プロア室側からみたときの噴射ノズルの側面図である。

【図5】コントローラの概要を示す構成図である。

【図6】第2のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

【図7】第3のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

30

【図8】第4のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

【図9】第5のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

【図10】第6のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

【図11】第7のポンプユニットの概要を示す部分断面図である。

【図12】第8のポンプユニットにおけるマイクロポンプの入口部近傍の概要を示す断面図である。

【図13】第9のポンプユニットにおけるマイクロポンプの入口部近傍の概要を示す断面図である。

【図14】第2のアシスト機構の概要を示す断面図である。

【図15】第3のアシスト機構の概要を示す断面図である。

40

【図16A】呼吸補助装置の概要を示す断面図である。

【図16B】図16AにおけるB - B矢視断面図である。

【図17A】呼吸補助装置の制御例を示す断面図である。

【図17B】呼吸補助装置の制御例を示す断面図である。

【図18】他の呼吸補助装置の概要を示す断面図である。

【図19】他の呼吸補助装置の概要を示す断面図である。

【図20】一般的な呼吸補助装置における圧力及び流量の制御例を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

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。

50

【0018】

図1に示すように、ポンプユニット10は、マイクロポンプ11と、アシスト機構12とを備える。

【0019】

マイクロポンプ11として、例えば、特許文献WO2008/069266で提案されているものを用いることができる。図1～2に示すように、マイクロポンプ11は、流入口11A及び流出口11Bが形成された筐体16と、筐体16に内蔵され、流入口11Aから流出口11Bまで流体を搬送するポンプデバイス32と、筐体16の外部に露出する給電用端子33とを備え、ポンプデバイス32の作動により、流入口11Aから流体を吸引して、流出口11Bから流体を噴出する。

10

【0020】

ポンプデバイス32は、給電用端子33と電氣的に接続され、電圧の印加により変形可能な圧電素子32Aと、圧電素子の作動によって変形可能な変形箱32Bとを備える。変形箱32Bは、ダイアフラム32BAと振動壁32BBとを有する。ダイアフラム32BAは、変形箱32Bのうち流入口11Aに対向する部分に設けられる。振動壁32BBは、変形箱32Bのうち流出口11Bに対向する部分に設けられる。変形箱32Bの内部、すなわち、ダイアフラム32BAと振動壁32BBとの間には、一次プロア室32Kが形成される。振動壁32BBには、一次プロア室32Kの内外で流体を移動させるための開口32BDが、流出口11Bと正対する位置に形成される。ダイアフラム32BAの流入口11Aに対向する面には、圧電素子32Aが取り付けられる。

20

【0021】

圧電素子32Aによってダイアフラム32BAを振動すると、変形箱32B及びポンプデバイス32によって形成された二次プロア室32Lと一次プロア室32Kとの間で流体が移動する。流体の移動により、振動壁32BBが共振する。ダイアフラム32BAと振動壁32BBの振動によって、流入口11Aから流体が吸い込まれる。流入口11Aから吸い込まれた流体は、二次プロア室32Lを通過して、流出口11Bから放出される。マイクロポンプ11は、流体を搬送するプ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。

【0022】

ダイアフラム32BAの振動数は、例えば、1kHz以上であり、非可聴領域（例えば、18kHz以上27kHz以下）であることが好ましい。ダイアフラム32BAの振動数が非可聴領域であることにより、ポンプデバイス32を有する装置（例えば、呼吸補助装置）を患者の所定の部位（特に、耳に近い部位）に着用させても、患者にはポンプデバイス32の動作音が聞こえない結果、動作音による不快感を患者に与えずに済む。

30

【0023】

さらに、マイクロポンプ11は、センサユニット35、36を備える。センサユニット35は、流入口11Aにおける流体の静圧Pを検知する圧力センサと、流入口11Aにおける流体の流量Qを検知する流量センサとを有する。センサユニット36は、流出口11Bにおける流体の静圧Pを検知する圧力センサと、流出口11Bにおける流体の流量Qを検知する流量センサとを有する。

40

【0024】

マイクロポンプ11は、板状に形成され、極めて小さい（例えば、縦20mm×横20mm×厚み2mm程度）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/分の流体を搬送でき、また最大静圧2kPaを得ることが出来る（図3参照）。

【0025】

また、マイクロポンプ11の流出口11Bの内径は、比較的細く、例えば、2mm以下であり、1mm以下であることが好ましい。

【0026】

マイクロポンプ11は、圧電素子32Aによるダイアフラム32BAの振動で流体を搬

50

送することから、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 に示すような傾向（例えば、比例乗数が負の一次関数、またはそれに近いもの）を示す。例えば約 1 k P a の静圧を得ようとする、流量 Q は 0 . 5 L / 分となる。なお、入力正弦波を 1 0 V p p 、 2 0 V p p とすれば、圧電素子 3 2 A の振幅が変化するので、入力正弦波に応じた流量 Q 及び静圧 P を得ることができる。すなわち、入力正弦波の V p p を滑らかに変化させた場合には、流量 Q 及び静圧 P 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れば、流量 Q 及び静圧 P 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 Q 及び静圧 P を滑らかに変化させることができる。ただし、流量 Q 及び静圧 P には、圧電素子 3 2 A の能力やマイクロポンプ 1 1 の構成部品の強度や耐久性によって上限がある。通常は定格の V p p 及び周波数で使用される。

10

【 0 0 2 7 】

なお、マイクロポンプ 1 1 は、上述したような、1 つの圧電素子 3 2 A をダイアフラム 3 2 B A に貼り付けたモノモルフ（ユニモルフ）構造を有するものでもよいし、2 つの圧電素子 3 2 A を互いに貼り合わせて振動量を増やすバイモルフ構造を有するものでもよい。マイクロポンプ 1 1 の構造は、流体の搬送等、目的に応じて最適なものを採用すれば良い。なお、マイクロポンプ 1 1 は、逆止弁を用いることなく気体を搬送できるが、マイクロポンプ 1 1 に代えて、流入口又は流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。

【 0 0 2 8 】

20

図 1 に戻って、アシスト機構 1 2 は、流体を取り込む取り込み口 1 2 B A 及び流体を送り出す送り出し口 1 2 B B を備えたポンプ本体 1 2 B D と、送り出し口 1 2 B D に取り付けられポンプ本体 1 2 B D に取り込まれた流体を噴射する噴射ノズル 1 2 N と、を備える。噴射ノズル 1 2 N の先端部 1 2 N S には噴射口 1 2 N A が開口する。

【 0 0 2 9 】

さらにポンプユニット 1 0 は流路形成筒 4 0 を備える。流路形成筒 4 0 は、噴射口 1 2 から噴射された流体の経路を形成するためのものであり、流入口 1 1 A の周縁部において、アシスト機構 1 2 と対向する筐体 1 6 の対向面 1 6 S から突出するように形成される。

【 0 0 3 0 】

噴射口 1 2 N A は流路形成筒 4 0 内に位置する。流路形成筒 4 0 は、マイクロポンプ 1 1 からアシスト機構 1 2 に向かって拡開するように形成される。なお、図 1 に示された流路形成筒 4 0 は、一定の割合で拡開しているが、マイクロポンプ 1 1 から離れるにしたがって拡開の度合いが大きくなる形状であってもよい。

30

【 0 0 3 1 】

アシスト機構 1 2 は、マイクロポンプ 1 1 の外部にある流体が流通可能な隙間 4 7 が先端部 1 2 N S と流路形成筒 4 0 との間に形成されるように配される。噴射口 1 2 N A が流入口 1 1 A に近接することが好ましい。また、噴射口 1 2 N A は流入口 1 1 A に正対することが好ましい。噴射口 1 2 N A の開口サイズは流入口 1 1 A に比べて小さい、すなわち、噴射口 1 2 N A の開口形状は流入口 1 1 A の開口形状の範囲内に収まる（図 4 参照）。流入口 1 1 A 及び噴射口 1 2 N A の開口形状は、円形、楕円形、多角形などいずれでもよい。

40

【 0 0 3 2 】

アシスト機構 1 2 としては、例えば、ポンプ本体 1 2 B D としてのマイクロポンプ 1 1 と、マイクロポンプ 1 1 の出口 1 1 B に取り付けられた噴射ノズル 1 2 N であってもよい。

【 0 0 3 3 】

図 5 に示すように、ポンプユニット 1 0 は、コントローラ 5 0 を備える。コントローラ 5 0 は、ポンプ本体 1 2 B D に内蔵されたポンプ部 1 2 P と、ポンプデバイス 3 2 と各センサユニット 3 5 、 3 6 と電気的に接続する。コントローラ 5 0 は、センサユニット 3 5 、 3 6 の各センサからセンシング信号を読み取る。さらに、コントローラ 5 0 は、出口 1

50

2 Bにおける静圧P及び流量Qが所定のものとなるように、ポンプデバイス3 2やポンプ部1 2を制御する。ポンプデバイス3 2やポンプ部1 2における給電条件（電圧値や電圧周波数など）を適宜設定することにより、ポンプデバイス3 2やポンプ部1 2を制御することができる。なお、センサユニット3 5、3 6を省略する場合には、コントローラ5 0は、ポンプデバイス3 2やポンプ部1 2における給電条件と出口1 2 Bにおける静圧P及び流量Qとを対応付けたデータに基づいて、制御してもよい。このデータは、例えば、コントローラの内蔵メモリに格納される。

【0034】

なお、マイクロポンプ1 1をポンプ本体1 2 B Dとして用いる場合、ポンプデバイス3 2がポンプ部1 2 Pに相当する。

【0035】

次に、ポンプユニット1 0の動作について説明する。コントローラ5 0（図5参照）の制御の下、ポンプ部1 2 P及びポンプデバイス3 2が運転する。図1に示すように、ポンプデバイス3 2の運転により、流路形成筒4 0の開口端近傍にある流体は流入口1 1 A、二次ブローア室3 2 Lを順次通過する。ポンプデバイス3 2の運転により、二次ブローア室3 2 Lへ導入された流体は、流出口1 1 Bから放出される。

【0036】

また、ポンプ部1 2 Pの運転により、噴射口1 2 N Aから流体が噴出する。噴射口1 2 N Aが流入口1 1 Aに近接するため、噴射口1 2 N Aから噴出した流体は、そのまま流入口1 1 Aを通過して、二次ブローア室3 2 Lへ流れる。噴射ノズル1 2 N及び流入口1 1 Aの周縁部によって形成された隙間4 5にある流体は、噴射口1 2 N Aから噴出し二次ブローア室3 2 Lに向かって流れる流体に引っ張られるようにして、二次ブローア室3 2 Lに向かって流れる。さらに、隙間4 7にある流体も、二次ブローア室3 2 Lに向かって流れる流体に引っ張られるようにして、二次ブローア室3 2 Lに向かって流れる。この結果、隙間4 5や隙間4 7を負圧にすることができるため、マイクロポンプ1 1を単独で運転する場合に比べ、流入口1 1 Aにおける流体の流量をより大きなものにすることができる。したがって、ポンプユニット1 0によれば、マイクロポンプ1 1を単独で運転する場合に比べ、流出口1 1 Bにおける流体の流量をより大きなものにすることができる。さらに、ポンプ部1 2やマイクロポンプ3 2の給電条件を個別に制御することにより、マイクロポンプ1 1を単独で運転する場合に比べ、流出口1 1 Bにおける流体の流量をより細かく設定することができる。

【0037】

前述のとおり、マイクロポンプ1 1の流出口1 1 Bの内径がある程度細いため、逆流防止弁がなくとも、ダイアフラム3 2 B Aの振動により、流出口1 1 Bから流体を連続して流出することができる。ところが、流出口1 1 Bの内径の細さは、流出口1 1 Bから流出可能な流体の体積を制限する。このため、流出する流体の体積をある程度大きなものとする場合には、マイクロポンプ1 1を単独で用いるのではなく、マイクロポンプ1 1（図1のマイクロポンプ1 1に相当）の手前に第2のマイクロポンプ（図1のアシスト機構1 2に相当）を並べ、そして第2のマイクロポンプの手前に第3のマイクロポンプを並べ・・・と、複数のマイクロポンプを直列的に接続させることも可能であるが、多数（例えば、3つ以上の）のマイクロポンプを直列に接続させることが困難な場合もある。ポンプユニット1 0によれば、多数のマイクロポンプを直列に接続させなくとも、流出口1 1 Bから流出する流体の体積をある程度大きなものにすることが容易に実現できる。

【0038】

隙間4 7は、先端部1 2 N Sの外周において、環状に形成されることが好ましい。なお、隙間4 7は、円弧状や楕円弧状に形成されてもよい。

【0039】

上記実施形態では、流路形成筒4 0をマイクロポンプ1 1からアシスト機構1 2に向かって拡開するように形成したが、流路形成筒4 0をマイクロポンプ1 1からアシスト機構1 2に向かうまでほぼ一様の形状、すなわち直線状に形状してもよい（図6参照）。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

また、流路形成筒 4 0 は、図 7 に示すように、筐体 1 6 の対向面 1 6 S から突設されアシスト機構 1 2 からマイクロポンプ 1 1 に向かって拡開する拡開部 4 0 K と、拡開部 4 0 K の開口端から連設されマイクロポンプ 1 1 からアシスト機構 1 2 に向かって拡開する絞り部 4 0 S とを有していてもよい。また、絞り部 4 0 S と拡開部 4 0 K との間に、マイクロポンプ 1 1 からアシスト機構 1 2 まで直線状の直線部 4 0 D を有していてもよい（図 8 参照）。さらに、図 7 ~ 8 に示す流路形成筒 4 0 では、噴射口 1 2 N A の位置を絞り部 4 0 S に設定することが好ましい。これにより、流入口 1 1 A における流体の流量をより大きなものにすることができる。

【 0 0 4 1 】

上記実施形態では、噴射口 1 2 N A を流路形成筒 4 0 内に配したが、本発明はこれに限られず、図 9 に示すように、噴射口 1 2 N A を流路形成筒 4 0 の外に配してもよい。流路形成筒 4 0 の噴射ノズル 1 2 N 側の開口端は噴射口 1 2 N A に近接する。噴射口 1 2 N A の開口サイズは、流路形成筒 4 0 の噴射ノズル 1 2 N 側の開口に比べて小さい。噴射ノズル 1 2 N 及び流路形成筒 4 0 によって形成された隙間 4 7 にある流体は、噴射口 1 2 N S から噴射し二次プロア室 3 2 L に向かって流れる流体に引っ張られるようにして、二次プロア室 3 2 L に向かって流れる。このようにして、ポンプユニット 1 0 は、マイクロポンプ 1 1 を単独で運転する場合に比べ、流入口 1 1 A における流体の流量をより大きなものにすることができる。この結果、ポンプユニット 1 0 は、マイクロポンプ 1 1 を単独で運転する場合に比べ、流出口 1 1 B における流体の流量をより大きなものにすることができる。

【 0 0 4 2 】

なお、噴射口 1 2 N A は、流路形成筒 4 0 の噴射ノズル 1 2 N 側の開口と正対することが好ましい。流路形成筒 4 0 の形状としては、マイクロポンプ 1 1 からアシスト機構 1 2 に向かって拡開する形状（図 9 参照）、マイクロポンプ 1 1 からアシスト機構 1 2 まで直線状の形状、アシスト機構 1 2 からマイクロポンプ 1 1 に向かって拡開する形状（図 1 0 参照）のいずれでもよい。

【 0 0 4 3 】

流路形成筒 4 0 には、スリットが形成されていてもよい。スリットは、流体の流れ方向に伸びるように形成されていてもよいし、流体の流れ方向と交差する方向（例えば、周方向）に伸びるように形成されていてもよい。流体の流れ方向に伸びるように形成されたスリットは、流路形成筒 4 0 のマイクロポンプ 1 1 側の一端から他端まで形成されていてもよい。

【 0 0 4 4 】

図 1 1 に示すように、流路形成筒 4 0 を省略してもよい。この場合には、流入口 1 1 A に近接するように噴射口 1 2 N A を配する。噴射口 1 2 N A の開口サイズは流入口 1 1 A に比べて小さい。また、噴射口 1 2 N A は、流入口 1 1 A と正対することが好ましい。

【 0 0 4 5 】

また、噴射口 1 2 N A から噴射した流体によって噴射ノズル 1 2 N 及び入口 1 1 の周縁部によって形成された隙間 4 5 にある流体が二次プロア室 3 2 L に向かって引っ張られる程度であれば、噴射口 1 2 N A を二次プロア室 3 2 L に位置させてもよい（図 1 2 ~ 1 3 参照）。噴射ノズル 1 2 N の先端部 1 2 N S は、基部から噴射口 1 2 N A まで一様な大きさでもよいし（図 1 2 参照）、噴射ノズル 1 2 N の基部から噴射口 1 2 N A に向かうにしたがって拡開されていてもよい（図 1 3 参照）。なお、図 1 2 ~ 1 3 に示すポンプユニット 1 0 において、前述した流路形成筒 4 0 を設けてもよい。

【 0 0 4 6 】

上記実施形態ではポンプ本体としてマイクロポンプ 1 1 を用いたが、複数のマイクロポンプ 1 1 を有するポンプユニットを用いてもよい。同様に、アシスト機構 1 2 として、複数のマイクロポンプ 1 1 を有するポンプユニットを用いてもよい。

【 0 0 4 7 】

10

20

30

40

50

複数のマイクロポンプ 11 を有するアシスト機構 12 の別の形態として、つぎのようなものもある。

【0048】

図 14 に示すように、アシスト機構 60 は、ポンプ本体と、ポンプ本体に設けられた噴射ノズル 68 とを備える。ポンプ本体は、マイクロポンプ 11 と同様の構造のマイクロポンプ 61 ~ 63 と、マイクロポンプ 61 ~ 63 をつなぐ合流路形成部材 65 と、マイクロポンプ 61 ~ 63 及び合流路形成部材 65 を収容する筐体 67 とを有する。筐体 67 には、筐体 67 の外にある流体が内部へ入る入口 67AX、67AY と、筐体 67 の内部にある流体が外部へ出る出口 67B と、が設けられる。入口 67AX は、マイクロポンプ 61 の流入口 61A と直結する。入口 67AY は、マイクロポンプ 62 の流入口 62A と直結する。また、出口 67B は、マイクロポンプ 63 の流出口 63B と直結する。合流路形成部材 65 は、片端がマイクロポンプ 61 の流出口 61B に直結する流路 71 と、片端がマイクロポンプ 62 の流出口 62B に直結する流路 72 と、片端がマイクロポンプ 63 の流入口 63A に直結する流路 73 と、各流路 71 ~ 73 の他端が直結する合流路 74 とを有する。

10

【0049】

噴射ノズル 68 は、筐体 67 の出口 67B 近傍に設けられ、先端部に設けられた噴射口 68A と、出口 67B 及び噴射口 68A を連通する流路 68R とを有する。

【0050】

次に、アシスト機構 60 の動作について説明する。マイクロポンプ 61 ~ 62 は、それぞれ、個別の入口 67AX、67AY から流体を取り込み、圧力が增大された流体をそのまま流出口 61B ~ 62B から出す。このため、アシスト機構 60 は、1つのマイクロポンプを用いて筐体 67 に設けられた1つの入口から流体を取り込む場合に比べ、より大きな流量の流体を取り込み、同等の圧力まで増大させることができる。合流路形成部材 65 により、マイクロポンプ 61 ~ 62 によって圧力が增大された流体は合流し、そのまま、マイクロポンプ 63 の流入口 63A に流入する。ここで、マイクロポンプ 61 ~ 62 から出る際の流体は、圧力が增大されているため、個別の入口 67 から取り込まれる際に比べて体積が小さい。したがって、合流路形成部材 65 を介して、マイクロポンプ 63 の流入口 63A に流入する流体の流量は、筐体 67 に設けられた入口から直接マイクロポンプ 63 に取り込んだ場合に比べ、大きい。マイクロポンプ 63 の流入口 63A に流入した流体は、マイクロポンプ 63 によってさらに圧力が増大する。このようにして、アシスト機構 60 は、より大きな流量の流体をより高い圧力で噴射することができる。そして、アシスト機構 60 を用いて、図 1 等に示すようなマイクロポンプ 11 の流入口 11A に流体を送り込むことにより、マイクロポンプ 11 を単独で運転する場合に比べ、流出口 11B における流体の静圧 P 及び流量 Q をより大きなものにすることができる。

20

30

【0051】

なお、筐体 67 に形成される入口 67AX、67AY は、2つに限らず、3つ以上でもよい。そして、筐体 67 に形成された入口を、筐体 67 に収容されるマイクロポンプの流入口に直結させればよい。

【0052】

また、マイクロポンプ 61 ~ 62 及びマイクロポンプ 63 との間に、マイクロポンプを設けてもよい。例えば、図 15 に示すように、アシスト機構 80 は、ポンプ本体と、噴射ノズル 88 とを有する。ポンプ本体は、マイクロポンプ 11 と同様の構造のマイクロポンプ 81 ~ 84 と、マイクロポンプ 81 ~ 84 をつなぐ合流路形成部材 85 と、マイクロポンプ 81 ~ 84 及び合流路形成部材 85 を収容する筐体 87 とを有する。筐体 87 には、筐体 87 の外にある流体が内部へ入る入口 87AX、87AY、87AZ と、筐体 87 の内部にある流体が外部へ出る出口 87B と、が設けられる。入口 87AX は、マイクロポンプ 81 の流入口 81A と直結する。同様にして、入口 87AY はマイクロポンプ 82 の流入口 82A と直結し、入口 87AZ はマイクロポンプ 83 の流入口 83A と直結する。また、出口 87B は、マイクロポンプ 84 の流出口 84B と直結する。噴射ノズル 88 は

40

50

、筐体 87 の出口 87 B 近傍に設けられ、先端部に設けられた噴射口 88 A と、出口 87 B 及び噴射口 88 A を連通する流路 88 R とを有する。

【0053】

合流路形成部材 85 は、マイクロポンプ 81 ~ 83 及びマイクロポンプ 84 の間に配されたマイクロポンプ 91 ~ 92 と、片端がマイクロポンプ 81 の流出口 81 B に直結する流路 93 と、片端がマイクロポンプ 82 の流出口 82 B に直結する流路 94 と、片端がマイクロポンプ 83 の流出口 83 B に直結する流路 95 と、片端がマイクロポンプ 91 の流入口 91 A に直結する流路 96 と、片端がマイクロポンプ 92 の流入口 92 A に直結する流路 97 と、各流路 93 ~ 97 の他端が直結する第 1 合流路 98 と、片端がマイクロポンプ 91 の流出口 91 B に直結する流路 101 と、片端がマイクロポンプ 92 の流出口 92 B に直結する流路 102 と、片端がマイクロポンプ 84 の流入口 84 A に直結する流路 103 と、各流路 101 ~ 103 の他端が直結する第 2 合流路 105 と、を有する。

10

【0054】

そして、アシスト機構 80 を用いて、図 1 等に示すようなマイクロポンプ 11 の流入口 11 A に流体を送り込むことにより、マイクロポンプ 11 を単独で運転する場合に比べ、流出口 11 B における流体の静圧 P 及び流量 Q をより大きなものにすることができる。

【0055】

複数のマイクロポンプ 11 からなるアシスト機構 12 は、例えば、格子状に並べられたマイクロポンプ 11 を備えていてもよい。格子状に並べられたマイクロポンプ 11 の流入口及び流出口と、筐体に形成された入口と、筐体に形成された出口とは、流路形成機構によってつながっている。流路形成機構は、入口から導入された流体を分岐して行方向に並ぶマイクロポンプ 11 へ流し、当該行方向に並ぶマイクロポンプ 11 から出た流体を合流させる並列状態と、入口から導入された流体を列方向に並ぶマイクロポンプ 11 へ直列的に流す直列状態との間で遷移自在である。流路形成機構が並列状態である場合、ポンプユニットは出口 12 から出る流体の流量 Q が静圧 P に優先して増大する状態（流量優先搬送状態）となり、流路形成機構が直列状態である場合、出口 12 から出る流体の静圧 P が流量 Q に優先して増大する状態（圧力優先搬送状態）となる。このように、流路形成機構を、並列状態と、直列状態と、並列状態及び直列状態が併存する状態との間で切り替えることにより、所望の静圧 P 及び流量 Q の流体を出すことが可能となる。

20

【0056】

ポンプユニット 10 を、医療用の呼吸補助装置 700 に適用した例を図 16 A 及び図 16 B に示す。この呼吸補助装置 700 は、呼吸用の気体が通過する流路 702 と、この流路 702 内に配置されて、呼気方向及び吸気方向にそれぞれ加速用の空気を放出可能な呼気ノズル 704 及び吸気ノズル 706 と、流路 702 の外表面に周方向に沿って配置されるポンプユニット 10 と、ポンプユニット 10 を駆動するバッテリー 710 を備える。流路 702 内に配置される呼気及び吸気ノズル 704、706 の近傍には、それぞれ、ベンチュリー壁 720 が配置される。なお、バッテリー 710 については、離れた場所に配置したり、電源ラインを接続することで省略したりすることもできる。

30

【0057】

更にポンプユニット 80 の出口 87 B（図 15 参照）近傍には、呼吸切替弁 725 が配置される。この呼吸切替弁 725 は、出口 87 B から吐出される空気を、噴射ノズル 88 に設けられた呼気側噴出口 704 から放出させる場合と、噴射ノズル 88 に設けられた吸気側噴出口 706 から放出させる場合を切り換える。図 17 A に示されるように、呼気側噴出口 704 から空気を放出させる場合は、この空気がベンチュリー壁 720 によって広がることで呼気側が負圧状態となり、吸気側（肺側）から排出される二酸化炭素を呼び込んで、呼気方向に流す。結果、呼気動作を補助することができる。一方、図 17 B に示されるように、吸気側噴出口 706 から空気を放出させる場合は、この空気がベンチュリー壁 720 によって広がることで吸気側が負圧状態となり、吸気側から供給される酸素を吸い込んで呼気方向（肺側）に流れる。結果、吸気動作を補助することができる。

40

【0058】

50

この呼吸補助装置 700 によれば、流路 702 を構成する配管自体に、小型化されたポンプユニット 10 が直接固定されるので、呼吸補助装置 700 を極めてコンパクトに構成することが出来る。更に、流路 702 とポンプユニット 10 とが一体化されるので、使用者の体の動作に連動して流路 702 が動いても、この流路 702 とポンプユニット 10 が一緒に動くので、呼気及び吸気ノズル 704、706 と、ポンプユニット 10 の接続が途切れないで済む。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。

【0059】

更に、ポンプユニット 10 から呼気及び吸気ノズル 704、706 までの距離が短くなるので、呼吸補助動作の応答性を高めることが出来る。

10

【0060】

なお、この呼吸補助装置 700 は、使用者の口から気管に向かって挿入される挿管チューブと連続するようにして、用いることが可能であるが、例えば図 18 に示されるように、鼻マスク 830 に対して流路 702 を接続して用いることもできる。更に、鼻マスクに適用する場合は、例えば図 19 に示される呼吸補助装置 800 のように、鼻マスク 830 の外周面にポンプユニット 10 を直接固定することが好ましく、全体の安定性が増す。また、ここでは、1 台のポンプユニット 10 を呼吸切替弁 725 で切り換えて、呼気ノズル又は吸気ノズルに供給する場合を例示したが、2 台のポンプユニット 10 を用意して、それぞれ呼気ノズル、吸気ノズルに接続するようにしても良い。

【0061】

20

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。

【産業上の利用可能性】

【0062】

本発明のポンプユニットは、呼吸補助装置以外の様々な用途に用いることが出来る。また、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することができる。

【符号の説明】

【0063】

- 10 ポンプユニット
- 11 マイクロポンプ
- 11A ポンプ入口
- 11B ポンプ出口
- 12 導入アシスト機構
- 12 噴射口
- 12 導入アシスト機構
- 12P ポンプ部
- 12N 噴射ノズル
- 12NA 噴射口
- 12NS 先端部
- 16 筐体
- 16S 対向面
- 32 ポンプデバイス
- 32A 圧電素子
- 32B 変形箱
- 32BA ダイアフラム
- 32BB 振動壁
- 32BD 開口
- 32K 一次プロア室
- 32L 二次プロア室

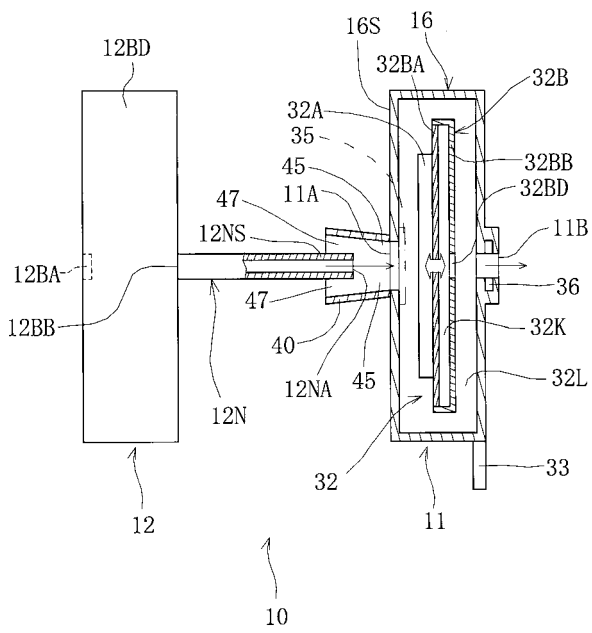
30

40

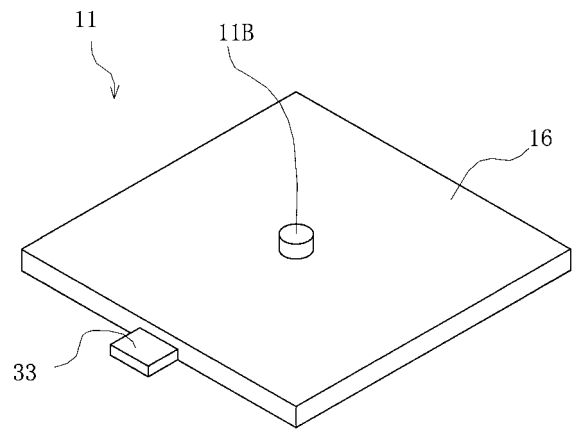
50

- 40 流路形成筒
- 40D 直流部
- 40K 拡開部
- 40S 絞り部
- 45、47 隙間
- 50 コントローラ

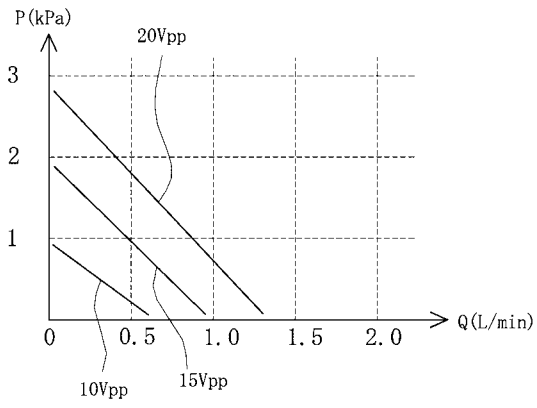
【図1】



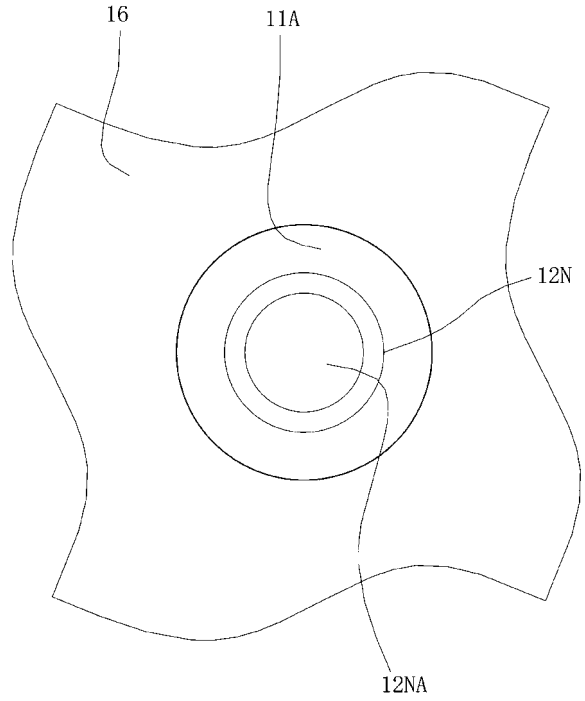
【図2】



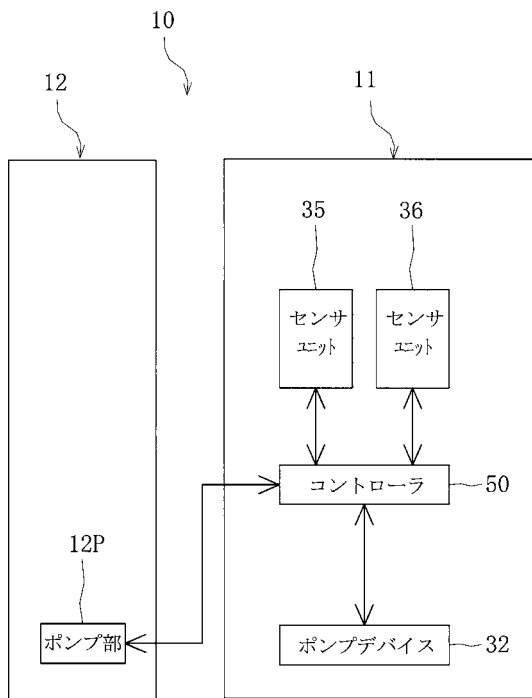
【図3】



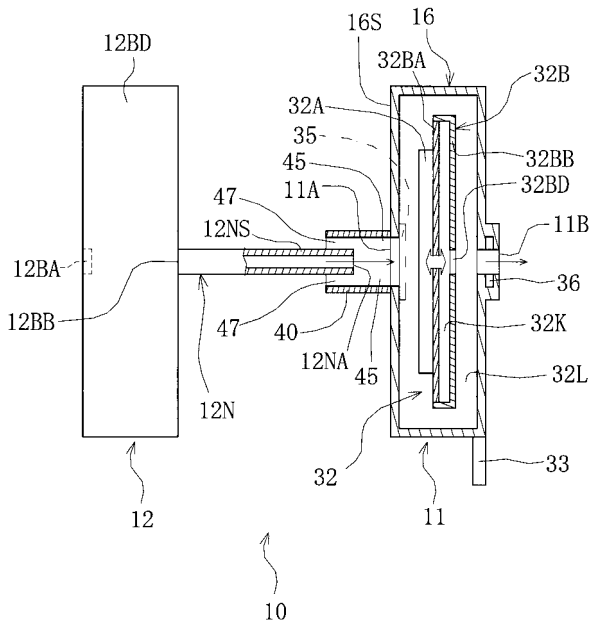
【図4】



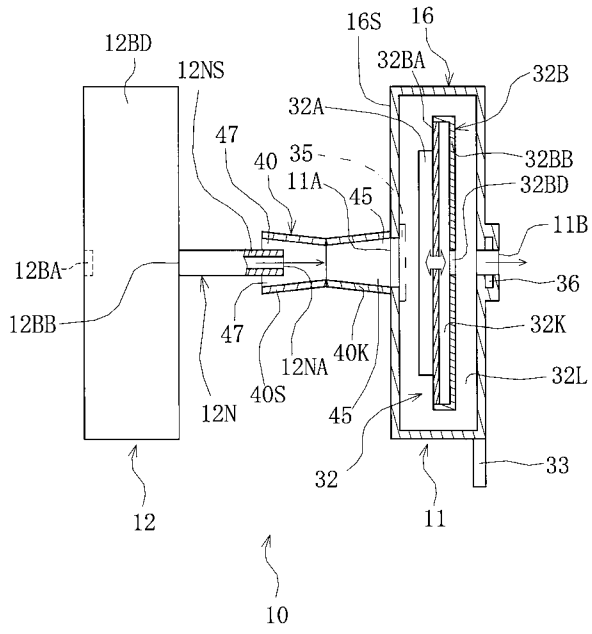
【図5】



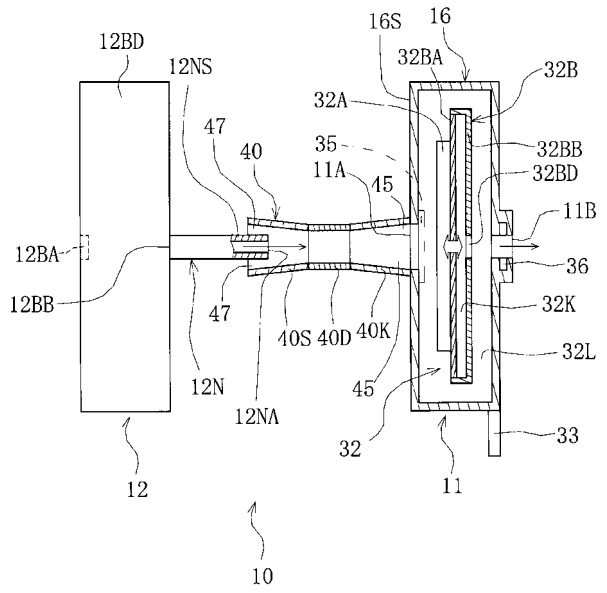
【図6】



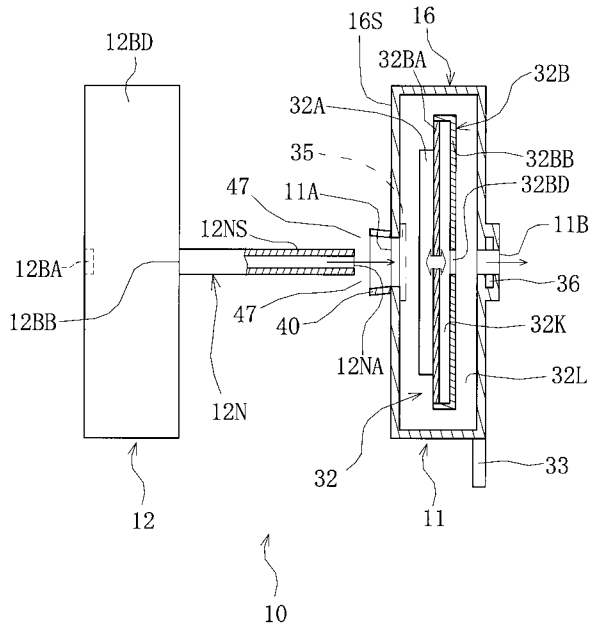
【 図 7 】



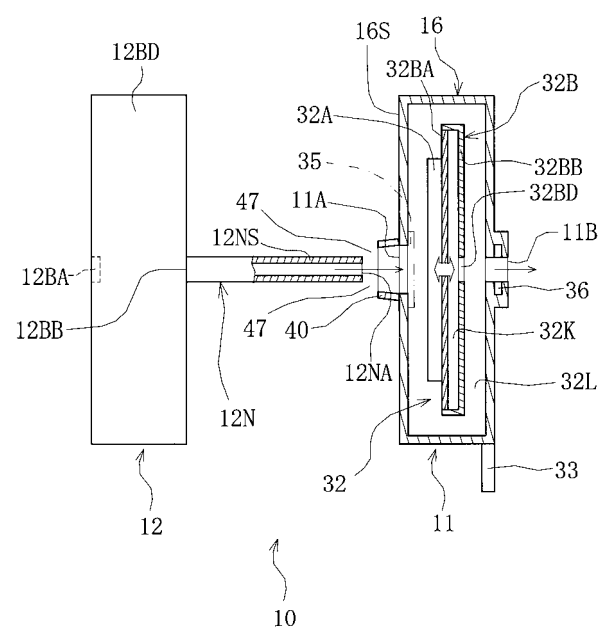
【 図 8 】



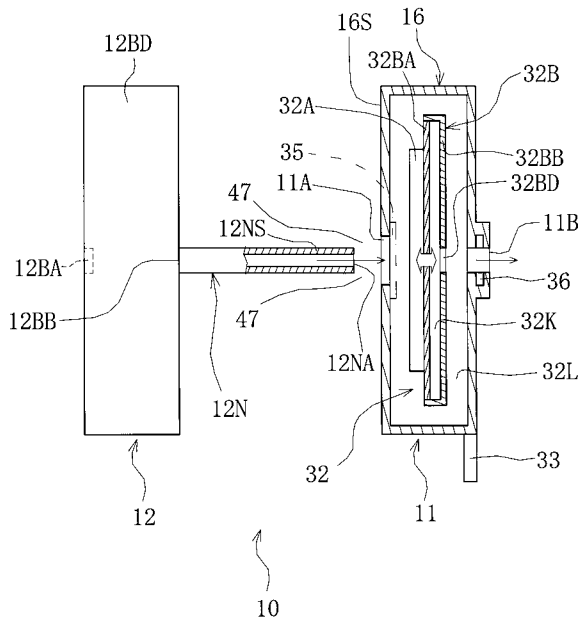
【 図 9 】



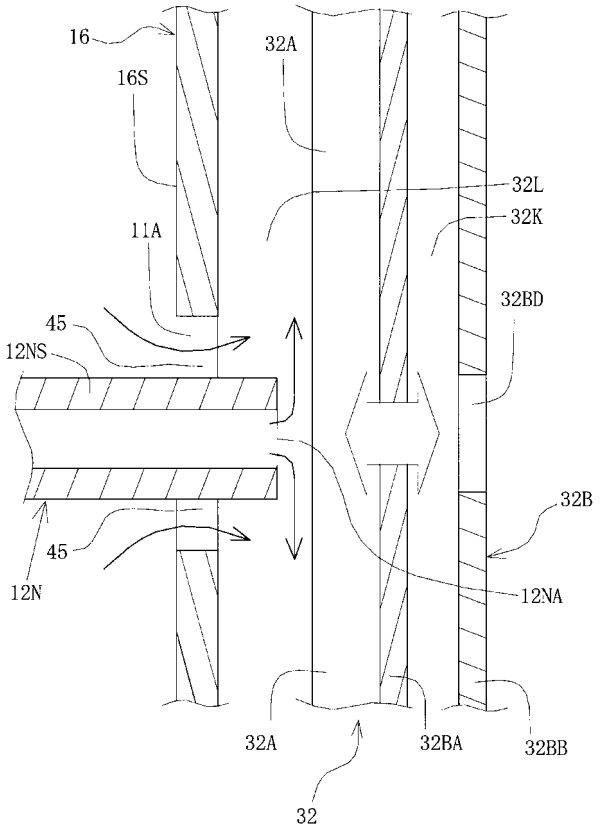
【 図 10 】



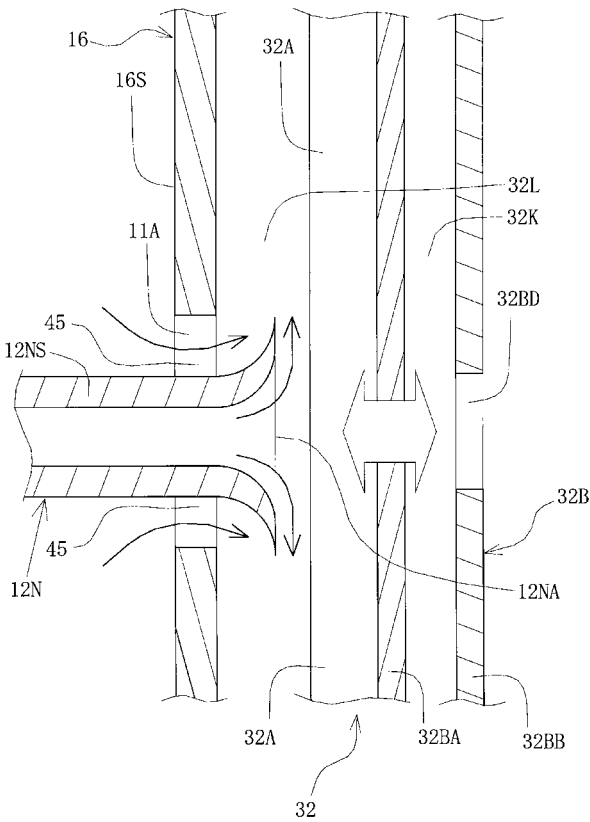
【図 1 1】



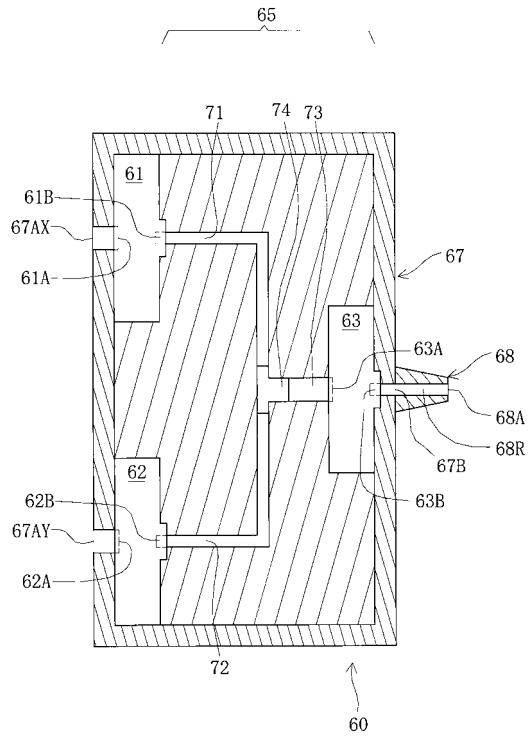
【図 1 2】



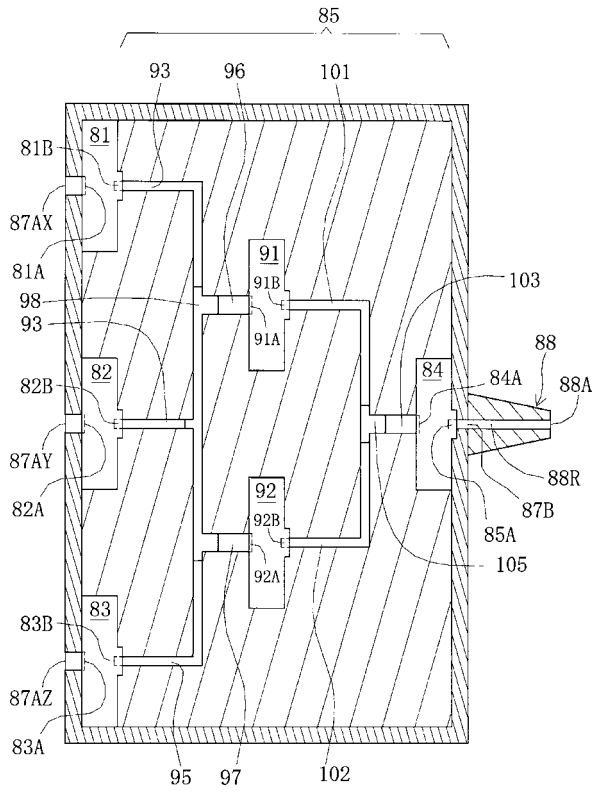
【図 1 3】



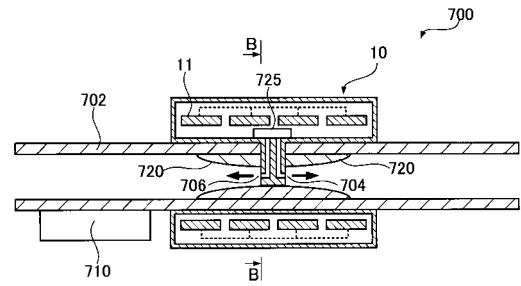
【図 1 4】



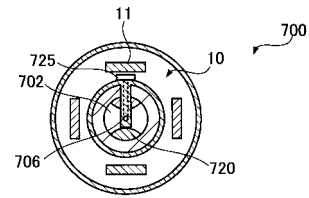
【図15】



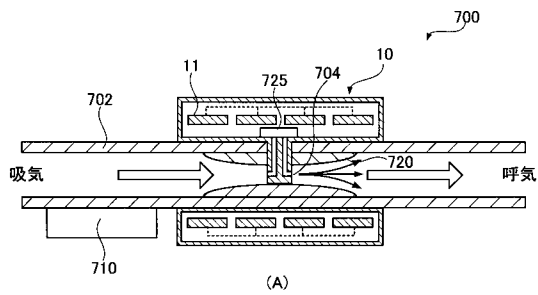
【図16A】



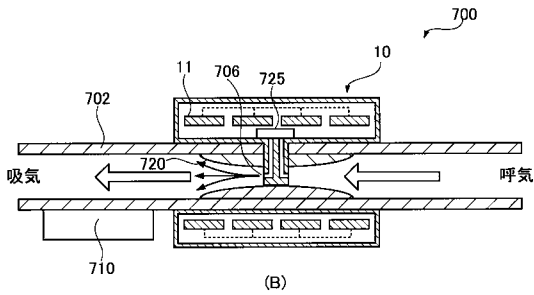
【図16B】



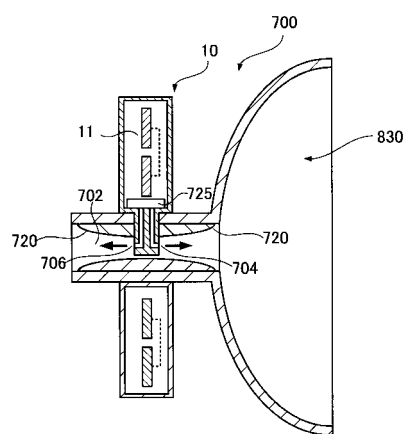
【図17A】



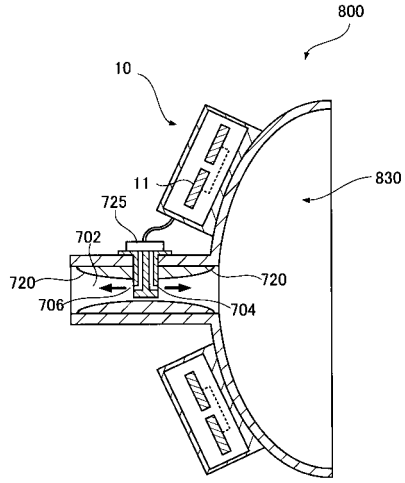
【図17B】



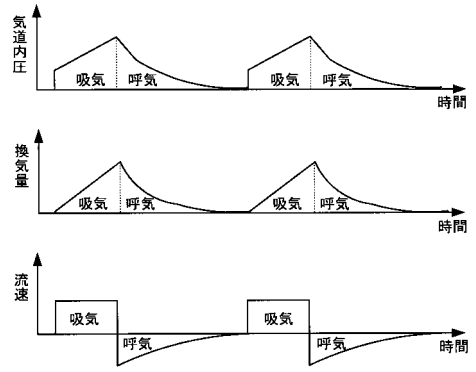
【図18】



【圖 19】



【圖 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭58-140491(JP,A)
特開2006-130320(JP,A)
特開2005-113918(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 16/00
A61F 5/56