(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年3月8日(08.03.2018)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2018/042974 A1

(51) 国際特許分類:
*F04D 27/00* (2006.01) *H02P 29/40* (2016.01)
*A61M 16/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2017/027415

(22) 国際出願日： 2017年7月28日(28.07.2017)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(30) 優先権データ：
特願 2016-167233 2016年8月29日(29.08.2016) JP

(71) 出願人: 株式会社村田製作所 (MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6178555 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号 Kyoto (JP).

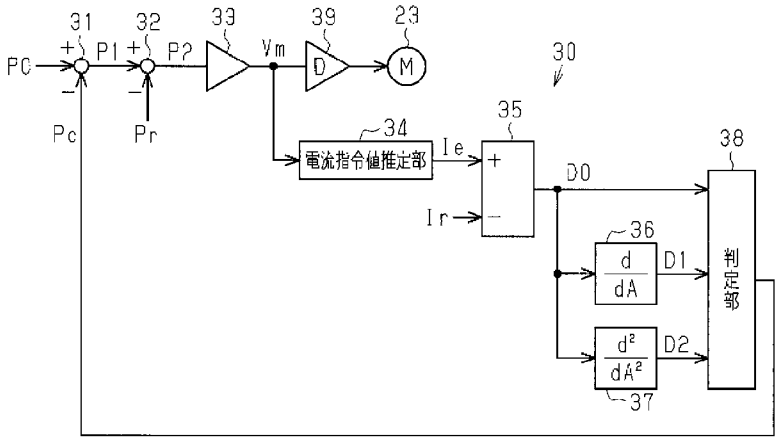
(72) 発明者: 辻 滋(TSUJI, Shigeru); 〒6178555 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 東山 祐三(HIGASHIYAMA, Yuzo); 〒6178555 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 和田 寛昭(WADA, Hiroaki); 〒6178555 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 恩田 誠, 外 (ONDA, Makoto et al.); 〒5008731 岐阜県岐阜市大宮町二丁目12番地1 Gifu (JP).

(54) **Title:** PUMP DEVICE

(54) 発明の名称： ポンプ装置

[図4]




34... CURRENT COMMAND VALUE ESTIMATION UNIT
38... DETERMINATION UNIT

(57) **Abstract:** The present invention provides a CPAP device which is used for positive airway pressure and which changes the pressure of a gas to be supplied at desired timing. The CPAP device has a fan and a control unit 30 for controlling rotation of the fan. A current command value estimation unit 34 of the control unit 30 outputs an estimated current command value Ie, which is an estimate, based on a rotation speed command Vm to a motor 23 which rotates the fan, of the actual current value of the motor 23. A current value comparison unit 35 outputs, as a current deviation D0, the difference between an actual current value Ir flowing through the motor 23 and the estimated current command value Ie. Differentiators 36, 37 obtain deviation differential values D1, D2 by differentiating the current deviation D0. A determination unit 38 outputs a corrected pressure value Pc on the basis of the current deviation D0 and the deviation differential values D1, D2. Then, the rotation speed of the fan is controlled in accordance with the rotation speed command

WO 2018/042974 A1

[続葉有]

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

Vm generated on the basis of a reference pressure command value P0 and the corrected pressure value Pc.

(57) 要約：陽性気道圧のために用いられ、所望のタイミングで供給する気体の圧力の変更するＣＰＡＰ装置を提供する。ＣＰＡＰ装置は、ファンと、ファンを回転駆動する制御ユニット３０とを有している。制御ユニット３０の電流指令値推定部３４は、ファンを回転駆動するモータ２３に対する回転数指令Ｖｍからモータ２３の実電流値を推定した推定電流指令値Ｉｅを出力する。電流値比較部３５は、モータ２３に流れる実電流値Ｉｒと推定電流指令値Ｉｅの差を電流偏差Ｄ０として出力する。微分器３６，３７は、電流偏差Ｄ０を微分した偏差微分値Ｄ１，Ｄ２を得る。判定部３８は、電流偏差Ｄ０と偏差微分値Ｄ１，Ｄ２に基づいて補正圧力値Ｐｃを出力する。そして、基準圧力指令値Ｐ０と補正圧力値Ｐｃに基づいて生成される回転数指令Ｖｍに従って、ファンの回転数が制御される。

# 明　細　書

## 発明の名称 ： ポンプ装置

## 技術分野

[0001] 本発明は、例えば陽性気道圧（ＰＡＰ：Positive Airway Pressure）のために用いられるポンプ装置に関するものである。

## 背景技術

[0002] 従来、閉塞性睡眠時無呼吸症候群（ＯＳＡ）などの睡眠関連の障害の治療用として、例えば、持続陽性気道圧（ＣＰＡＰ：Continuous Positive Airway Pressure）装置（以下、ＣＰＡＰ装置）が用いられる（例えば、特許文献１参照）。このＣＰＡＰ装置は、ファンを内蔵したポンプ装置を有し、患者の顔に装着されたマスクに装置本体から大気圧より高い圧力で気体（例えば空気）を送り込む。この気体によって気道を押し広げ、のどの塞がりを抑制する。

[0003] ＣＰＡＰ装置としては、例えば気体の供給経路に設けられた流量センサによって気体の流量を測定し、所定の圧力の気体を供給するものがある。また、別のＣＰＡＰ装置としては、例えばファンを駆動するモータのモータ電流からルックアップテーブルを用いて流量を推定し、所定の圧力の気体を供給するものがある。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0004] 特許文献1：特表２００８－５１８６４６号公報

## 発明の概要

## 発明が解決しようとする課題

[0005] ところで、マスクに供給する気体の圧力を所望のタイミングで変更することが求められている。例えば、常時一定の圧力にて気体を供給すると、呼気状態、つまり息を吐くときにも一定の圧力の気体が供給されるため、患者が息苦しさを感じる場合がある。このため、患者の呼気タイミングに応じて、

患者に装着されたマスクに供給する気体の圧力を低下させることが求められる。しかしながら、上記のようなＣＰＡＰ装置は、所望の圧力にて気体を供給するものであるため、患者の状態に応じたタイミングで圧力を変更することができないという問題がある。

[0006] 本発明は上記問題点を解決するためになされたものであって、その目的は、陽性気道圧のために用いられ、所望のタイミングで供給する気体の圧力の変更を可能としたポンプ装置を提供することにある。

## 課題を解決するための手段

[0007] 上記課題を解決するポンプ装置は、陽性気道圧のために用いられるポンプ装置であって、ファンと、前記ファンを回転駆動する駆動部と、前記駆動部を介して前記ファンの駆動を制御する駆動制御回路と、流体が流入する流入口と、前記ファンの回転駆動によって前記流体を吐出する吐出口と、前記ファンの回転数指令から推定電流指令値を推定する電流指令値推定部と、前記駆動部に流れる実電流値を測定する電流値測定部と、前記推定電流指令値と前記実電流値とを比較し、前記推定電流指令値と前記実電流値の偏差である電流偏差を取得する電流値比較部と、前記電流偏差を微分した偏差微分値を取得する微分手段と、前記電流偏差及び前記偏差微分値に基づいて前記回転数指令を生成する回転数制御部と、前記回転数指令に基づいて前記駆動部に駆動電流を供給するドライブ部と、を有する。

[0008] この構成によれば、流体を供給するファンの回転数から推定した推定電流指令値と、ファンを駆動する駆動部に流れる実電流との差の電流偏差を得る。そして、電流偏差とその電流偏差を微分した偏差微分値とに基づいて、ファンの回転数を制御する。このファンの回転数に応じた圧力にて流体が吐出される。これにより、流体の流量を計測するセンサを用いることや、ルックアップテーブルなどのように複雑な制御を行うことなく所望のタイミングにてファンの回転数の制御が可能であるため、コストの低減を図ることができる。また、電流偏差を微分した偏差微分値を用いることで、電流偏差を用いた場合に比べ判定のタイミングが早くなり、ファンの回転を制御するタイミ

ングが早くなる。

[0009] 上記のポンプ装置において、前記回転数制御部は、前記電流偏差及び前記偏差微分値がそれぞれに対応する判定値より小さい場合に前記回転数指令を低下させることが好ましい。

[0010] この構成によれば、電流偏差と偏差微分値がそれぞれに対応する判定値より小さい場合に回転数指令を低下させる。ここで、偏差微分値は、電流偏差の変化を示す。従って、電流偏差のみを用いた場合に比べ、偏差微分値を用いた場合は判定におけるタイミングが早くなる。このため、早いタイミングでファンの回転数を低下させることができる。

[0011] 上記のポンプ装置において、前記微分手段は、前記電流偏差を１回微分した第１の偏差微分値と、前記電流偏差を２回微分した第２の偏差微分値とを取得し、前記回転数制御部は、前記第１の偏差微分値と前記第２の偏差微分値との少なくとも一方と電流偏差とに基づいて前記回転数指令を生成することが好ましい。

[0012] この構成によれば、流体の流量を計測するセンサを用いることや、ルックアップテーブルなどのように複雑な制御を行うことなく流量の制御が可能となる。また、電流偏差を２回微分した第２の偏差微分値を用いることで、電流偏差を用いた場合に比べ判定のタイミングが早くなり、ファンの回転数を制御するタイミングが早くなる。

[0013] 上記のポンプ装置において、前記回転数制御部は、前記第１の偏差微分値と前記第２の偏差微分値の少なくとも一方と前記電流偏差とがそれぞれに対応する判定値より小さい場合に前記回転数指令を低下させることが好ましい。

[0014] この構成によれば、第１の偏差微分値と第２の偏差微分値の少なくとも一方と電流偏差がそれぞれに対応する判定値より小さい場合にファンの回転数を低下させる。ここで、偏差微分値は、電流偏差の変化を示す。従って、電流偏差のみを用いた場合に比べ、第１，第２の偏差微分値を用いた場合の判定におけるタイミングが早くなる。このため、早いタイミングでファンの回

転数を低下させることができる。

[0015] 上記のポンプ装置において、前記回転数制御部は、前記電流偏差及び前記偏差微分値に基づいて補正指令値を取得し、基準圧力指令値と前記補正指令値とに基づいて圧力指令値を算出し、前記圧力指令値に基づいて前記回転数指令を生成し、前記電流指令値推定部は、前記回転数指令に基づいて前記駆動部におけるトルク指令を推定し、前記トルク指令に基づいて前記推定電流指令値を推定することが好ましい。

[0016] この構成によれば、駆動部への回転数指令に基づいて駆動部におけるトルク指令を推定し、そのトルク指令に基づいて駆動部における推定電流指令値を容易に推定することができる。そして、推定電流指令値と実電流値とを比較した結果に基づいて補正指令値を取得することで、駆動部への回転数指令、つまりファンの回転数を変更することが可能となる。

[0017] 上記のポンプ装置において、前記電流偏差及び前記偏差微分値と比較する判定値は、呼気状態に応じて設定されることが好ましい。

この構成によれば、陽性気道圧のために用いられるポンプ装置において、呼気に応じたタイミングでファンの回転を制御し、例えば吐出する流体の流量を低下させることが可能となる。

## 発明の効果

[0018] 本発明のポンプ装置によれば、陽性気道圧のために用いられるポンプ装置において、所望のタイミングで供給する気体の圧力の変更を可能とすることができる。

## 図面の簡単な説明

[0019] [図1]（ａ）はＣＰＡＰ装置の側断面図、（ｂ）はＣＰＡＰ装置の平断面図。

[図2]ＣＰＡＰ装置の使用状態を示す概略図。

[図3]ＣＰＡＰ装置の電気的構成を示すブロック図。

[図4]制御部の概略構成を示すブロック図。

[図5]呼気状態を判定するためのフローチャート。

[図6]ＣＰＡＰ装置の動作状態を示す波形図。

[図7]ＣＰＡＰ装置の動作状態を示す波形図。

## 発明を実施するための形態

[0020] 以下、一実施形態を説明する。

なお、添付図面は、理解を容易にするために構成要素を拡大して示している場合がある。構成要素の寸法比率は実際のものと、または別の図面中のものと異なる場合がある。また、断面図では、理解を容易にするために、一部の構成要素のハッチングを省略している場合がある。

[0021] 図２に示すように、ポンプ装置としての持続陽性気道圧（ＣＰＡＰ：Continuous Positive Airway Pressure）装置（単にＣＰＡＰ装置）１０は、チューブ６１を介してマスク６２に接続される。マスク６２は、患者６３の顔に装着される。ＣＰＡＰ装置１０は、チューブ６１とマスク６２を介して患者６３に所望の圧力の気体（例えば空気）を供給する。また、ＣＰＡＰ装置１０は、患者６３の状態（例えば呼気時）を推定し、その推定したタイミングで患者６３に供給する気体の圧力を制御する。

[0022] ＣＰＡＰ装置１０は、筐体１１と、筐体１１の上面に配置された表示部１２と操作部１３とを備えている。ＣＰＡＰ装置１０は、設定値を含む各種情報を表示部１２に表示する。また、ＣＰＡＰ装置１０は、操作部１３の操作に基づいて、設定値を含む各種情報を設定する。設定値は、供給する気体の圧力値、気体の流量値を含む。また、設定値は、呼気時に供給する気体の圧力値を含む。

[0023] ＣＰＡＰ装置１０は、マスク６２が装着された患者６３の呼気タイミングを推定する。そして、推定した呼気タイミングにて、供給する気体の圧力値を制御する。例えば、ＣＰＡＰ装置１０は、標準圧力値にて気体を供給する。標準圧力値は、例えば医師により指定された圧力値であり、例えば１０００［Ｐａ］である。そして、ＣＰＡＰ装置１０は、推定した呼気タイミングにて、供給する気体の圧力を呼気時圧力値に変更する。呼気時圧力値は、例えば７００［Ｐａ］である。つまり、ＣＰＡＰ装置１０は、患者６３の状態（呼気、吸気）に応じて供給する気体の圧力を、標準圧力値と呼気時圧力値

とに交互に制御する。

[0024] 図１（ａ）及び図１（ｂ）に示すように、ＣＰＡＰ装置１０は、筐体１１と、筐体１１に内設されたファンユニット２０及び制御ユニット３０を有している。筐体１１は、気体を吸入する吸入口１４と、吸入した気体を吐出する吐出口１５とを有している。吐出口１５には、図２に示すチューブ６１が連結される。筐体１１の内部は、立設された区画壁１６によって区画された送風室１７と制御室１８とを有している。

[0025] 図１（ｂ）に示すように、送風室１７にはファンユニット２０が配設されている。ファンユニット２０は、ファンケース２１と、ファンケース２１に収容されたファン２２と、ファン２２を駆動する駆動源としてのモータ２３（図中「Ｍ」と表記）とを有している。

[0026] ファンケース２１は、下方に開口する吸入口２１ａと、側面に突出する排出口２１ｂとを有している。ファンケース２１の排出口２１ｂは、筐体１１の吐出口１５と連通している。モータ２３はファンケース２１の上面に取着され、そのモータ２３の回転軸２３ａはファンケース２１内に挿入されている。ファン２２は、モータ２３の回転軸２３ａに取着されている。

[0027] ファン２２は例えば遠心ファンである。モータ２３によってファン２２が回転駆動されると、図１（ａ）に矢印にて示すように気体が吸入口１４から送風室１７の内部へと取り込まれる。更に、矢印にて示すように、気体は、送風室１７内から吸入口２１ａを介してファンケース２１の内部へと吸入される。そして、ファンケース２１内部の気体は、排出口２１ｂから吐出される。その吐出される気体は、筐体１１の吐出口１５から、図２に示すチューブ６１及びマスク６２を介して患者６３へと送られる。

[0028] 制御室１８には制御ユニット３０が配設されている。制御ユニット３０は、例えば、回路基板と、回路基板に実装された複数の電子部品とを含む。制御ユニット３０は、後述する各種センサによる検出結果に基づいてファン２２を回転駆動する。また、制御ユニット３０は、各種センサによる検出結果に基づいて、患者６３の状態（例えば呼気タイミング）を推定する。そして

、制御ユニット３０は、推定した患者６３の状態に基づいて、排出口２１ｂから吐出する気体の圧力を制御する。

[0029] 図３は、ＣＰＡＰ装置１０の電気的構成を示す。

図３に示すように、ＣＰＡＰ装置１０は、表示部１２、操作部１３、モータ２３、制御ユニット３０、圧力センサ４１、電流値測定部としての電流センサ４２を有している。

[0030] 圧力センサ４１は、図１（ａ）に示すファンケース２１に設けられ、ファンケース２１の内部の圧力を検出し、圧力検出信号を出力する。電流センサ４２は、モータ２３に供給する駆動電流を検出し、駆動電流に応じた電流検出信号を出力する。

[0031] 制御ユニット３０には、各種設定値が記憶されている。設定値は、標準圧力値、呼気時圧力値、判定値、を含む。

制御ユニット３０は、圧力センサ４１の圧力検出信号と、電流センサ４２により検出された実電流値Ｉｒと、各種の設定値に基づいて、モータ２３の回転数を決定する。そのモータ２３の回転により、ＣＰＡＰ装置１０から気体が吐出される。つまり、制御ユニット３０は、圧力指令値と実際の圧力値の偏差（差分値）に基づいて、ＣＰＡＰ装置１０が吐出する気体の圧力を制御する。

[0032] 図４は、制御ユニット３０の一部ブロック回路図を示し、モータ２３の駆動に係る制御ブロックを示す。

制御ユニット３０は、加算器３１，３２、コントローラ３３、電流指令値推定部３４、電流値比較部３５、微分器３６、２回微分器３７、判定部３８、ドライブ部３９（図中「Ｄ」と表記）を有している。

[0033] 加算器３１には、指令値（設定値）として基準圧力指令値Ｐ０が供給される。また、この加算器３１には、判定部３８の判定結果に応じた補正指令値Ｐｃが供給される。加算器３１は、基準圧力指令値Ｐ０に対して、負の補正指令値Ｐｃを加算、つまり基準圧力指令値Ｐ０と補正指令値Ｐｃの偏差（差分値）を算出し、その算出結果を圧力指令値Ｐ１として加算器３２に出力す

る。

[0034] 加算器３２には、図３に示す圧力センサ４１により検出された圧力検出値Ｐｒが供給される。加算器３２は、圧力指令値Ｐ１に対して、負の圧力検出値Ｐｒを加算、つまり圧力指令値Ｐ１と圧力検出値Ｐｒの偏差（差分値）を算出し、その算出結果を圧力偏差値Ｐ２としてコントローラ３３に出力する。

[0035] コントローラ３３は、圧力偏差値Ｐ２に対応する回転数指令Ｖｍをドライブ部３９に出力する。回転数指令Ｖｍは、モータ２３を駆動する回転数指令であり、モータ２３によって回転駆動されるファン２２の回転数指令である。ドライブ部３９は、回転数指令Ｖｍに応じた駆動電流をモータ２３に供給する。モータ２３は、供給される駆動電流に応じて回転する。従って、回転数指令Ｖｍにより、モータ２３は、圧力偏差値Ｐ２に対応する回転数にて回転する。また、回転数指令Ｖｍは、電流指令値推定部３４に供給される。

[0036] 電流指令値推定部３４は、回転数指令Ｖｍに基づいて、モータ２３における推定電流指令値Ｉｅを推定する。電流指令値推定部３４には、回転数指令Ｖｍに対してモータ２３において発生するトルクの値（例えばテーブルや計算式）が設定されている。また、電流指令値推定部３４は、モータ２３に固有のトルク定数が設定されている。電流指令値推定部３４は、回転数指令Ｖｍに対するトルク指令を推定する。そして、電流指令値推定部３４は、推定したトルク指令とトルク定数に基づいてモータ２３における推定電流指令値Ｉｅを推定する。

[0037] その推定電流指令値Ｉｅは、電流値比較部３５に供給される。電流値比較部３５には、図３に示す電流センサ４２により検出された実電流値Ｉｒが供給される。この実電流値Ｉｒは、モータ２３における実際の電流値（実電流値）を示す。電流値比較部３５は、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとの偏差（差分値）を算出し、その算出結果を電流偏差Ｄ０として出力する。電流偏差Ｄ０は、判定部３８、微分器３６、２回微分器３７に供給される。

[0038] 微分器３６は、電流偏差Ｄ０を１回微分した結果を第１の偏差微分値Ｄ１

として判定部３８に出力する。２回微分器３７は、電流偏差Ｄ０を２回微分した結果を第２の偏差微分値Ｄ２として判定部３８に出力する。

[0039] 判定部３８には、判定値が記憶される。判定値は、電流偏差Ｄ０に対応する判定値、第１の偏差微分値Ｄ１に対応する第１微分判定値、第２の偏差微分値Ｄ２に対応する第２微分判定値を含む。判定部３８は、電流偏差Ｄ０、第１の偏差微分値Ｄ１、第２の偏差微分値Ｄ２と、判定値、第１微分判定値、第２微分判定値をそれぞれ比較し、比較結果に基づいて、呼気タイミングか否かを判定する。判定値、第１，第２微分判定値は、実験やシミュレーションに基づいて予め設定され記憶される。一例として、判定値は「－０．００５」、第１微分判定値は「－４」、第２微分判定値は「０」である。

[0040] そして、判定部３８は、判定結果に応じた補正指令値Ｐｃを出力する。

図５は呼気状態を判定するためのフローチャートである。判定部３８は、電流偏差Ｄ０と判定値とを比較するステップＳ１、第１の偏差微分値Ｄ１と第１微分判定値とを比較するステップＳ２、第２の偏差微分値Ｄ２と第２微分判定値とを比較するステップＳ３を実行して呼気状態かどうかを判定する。ステップＳ１～Ｓ３の実行順序は任意に変更することができ、例えばステップＳ１～Ｓ３は同時に実行されてもよい。図示した例では、判定部３８は、電流偏差Ｄ０が判定値よりも小さく（Ｓ１でＹＥＳ）、第１の偏差微分値Ｄ１が第１微分判定値よりも小さく（Ｓ２でＹＥＳ）、第２の偏差微分値Ｄ２が第２微分判定値よりも小さい（Ｓ３でＹＥＳ）とき、呼気状態と判定する。判定部３８は、ステップＳ１～Ｓ３の一つ以上でＮＯと判断したとき、呼気状態でないと判定する。そして、判定部３８は、電流偏差Ｄ０、第１の偏差微分値Ｄ１、及び第２の偏差微分値Ｄ２が対応する判定値及び第１，第２微分判定値よりも小さくなったときを呼気タイミングとする。判定部３８は、呼気状態と判定した場合、第１の補正値を補正指令値Ｐｃとして出力し、呼気状態ではないと判定した場合、第２の補正値を補正指令値Ｐｃとして出力する。第１の補正値は、ＣＰＡＰ装置１０の吐出圧力を呼気時圧力値とするために設定され、例えば「５０Ｐａ」に設定される。第２の補正値は、

ＣＰＡＰ装置１０の吐出圧力を標準指令値とするように設定され、例えば「０」に設定される。

[0041] 補正指令値Ｐｃは、上述の加算器３１に供給される。加算器３１は、標準指令値に対して、負の補正指令値Ｐｃを加算、つまり標準指令値から補正指令値Ｐｃを減算する。つまり、呼気状態と判定した場合、補正指令値Ｐｃに基づいて標準指令値から減圧した圧力指令値Ｐ１を生成する。この圧力指令値Ｐ１を満たすように、モータ２３を駆動する。

[0042] 次に、上記のＣＰＡＰ装置１０の作用を説明する。

ＣＰＡＰ装置１０の制御ユニット３０は、ファン２２を回転駆動するモータ２３に対する回転数指令Ｖｍから、ファン２２に流れる電流値を推定した推定電流指令値Ｉｅを得る。ファン２２の実電流値Ｉｒは、電流センサ４２により得られる。モータ２３に流れる電流（実電流値Ｉｒ）は、マスク６２が取着された患者６３の呼吸状態により変化する。患者６３における呼吸状態は、モータ２３に対する負荷の変化として現れる。例えば、患者６３が吸気状態にあるとき、モータ２３に対する負荷は小さくなり、患者６３が呼気状態にあるとき、モータ２３に対する負荷は大きくなる。

[0043] 図６は、モータ２３における推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒを示す。図６において、横軸は時間、縦軸は電流値である。なお、図６に示す波形は、人工的に呼気と排気とを繰り返すようにしたときの推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとを示す。また、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとの差を示すように、波形をオフセットして推定電流指令値Ｉｅを中心にして示している。図６に示すように、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとの差により、呼吸状態（呼気、吸気など）を判定することができる。

[0044] そして、制御ユニット３０は、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとの差を電流偏差Ｄ０として得る。さらに、制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０を微分した偏差微分値を得る。本実施形態において、制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０を１回微分した第１の偏差微分値Ｄ１と、電流偏差Ｄ０を２回微分した第２の偏差微分値Ｄ２を得る。

[0045] 図７は、患者６３の呼吸による気体の流量値ＡＦと、電流偏差Ｄ０、第１の偏差微分値Ｄ１、第２の偏差微分値Ｄ２の波形を示す。なお、図７に示す波形は、人工的に呼気と吸気とを再現した場合を示す。そして、第２の偏差微分値Ｄ２の波形は、所定のしきい値（例えば第３判定値）に基づいて量子化（「０」又は「１」）した結果を示している。例えば、第２の偏差微分値Ｄ２がしきい値より小さい場合を「１」とし、第２の偏差微分値Ｄ２がしきい値以上の場合を「０」とする。

[0046] 図７に示すように、電流偏差Ｄ０を１回微分した第１の偏差微分値Ｄ１の変化するタイミングは、電流偏差Ｄ０の変化に比べ、気体の流量値ＡＦが変化するタイミングに近づく。また、電流偏差Ｄ０を２回微分した第２の偏差微分値Ｄ２の変化するタイミングは、第１の偏差微分値Ｄ１の変化に比べ、気体の流量値ＡＦが変化するタイミングに近づく。したがって、電流偏差Ｄ０、第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２を用いることで、呼吸を判定するタイミングを、実際の呼気のタイミングに近づけることができる。そして、電流偏差Ｄ０、第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２を用いることで、ノイズ等による誤判定を防止することができる。

[0047] 制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０、第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２に基づいて、呼吸の状態を判定する。例えば、制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０が判定値（－０．００５）より小さい、第１の偏差微分値Ｄ１が第１の微分判定値（－４）より小さい、第２の偏差微分値Ｄ２が第２の微分判定値（０）より小さい場合に、呼気状態と判定する。そして、制御ユニット３０は、呼気状態と判定した場合、モータ２３に対する回転数指令Ｖｍを低くし、ファン２２の回転数を低下させる。これにより、患者６３に対して供給する気体の圧力が低くなる。この結果、患者６３における息苦しさが低減される。

[0048] 制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０と第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２に基づいて補正指令値Ｐｃを取得し、基準圧力指令値Ｐ０と補正指令値Ｐｃとに基づいて圧力指令値Ｐ１を算出する。そして、制御ユニット３０は、圧

力指令値Ｐ１に基づいて駆動部を介して駆動するファンの回転数を指定する回転数指令Ｖｍを出力する。制御ユニット３０は、回転数指令Ｖｍに基づいてモータ２３におけるトルク指令を推定し、トルク指令に基づいて推定電流指令値Ｉｅを推定する。従って、モータ２３の回転数指令Ｖｍに基づいてモータ２３におけるトルク指令を推定し、そのトルク指令に基づいてモータ２３における推定電流指令値Ｉｅを容易に推定することができる。そして、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとを比較した結果に基づいて補正指令値Ｐｃを取得することで、モータ２３への回転数指令Ｖｍ、つまりファン２２の回転数を単純な構成で容易に変更することが可能となる。

[0049] 以上記述したように、本実施形態によれば、以下の効果を奏する。

（１）ＣＰＡＰ装置１０の制御ユニット３０は、ファン２２を回転駆動するモータ２３に対する回転数指令Ｖｍから、モータ２３に流れる電流値を推定した推定電流指令値Ｉｅを得る。ファン２２の実電流値Ｉｒは、電流センサ４２により得られる。モータ２３に流れる電流（実電流値Ｉｒ）は、マスク６２が取着された患者６３の呼吸状態により変化する。患者６３における呼吸状態は、モータ２３に対する負荷の変化として現れる。例えば、患者６３が吸気状態にあるとき、モータ２３に対する負荷は小さくなり、患者６３が呼気状態にあるとき、モータ２３に対する負荷は大きくなる。従って、負荷に応じて変化する実電流値Ｉｒと推定電流指令値Ｉｅとの差により、呼吸状態（呼気、吸気など）を判定することができる。

[0050] （２）制御ユニット３０は、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとの差を電流偏差Ｄ０として得る。さらに、制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０を微分した偏差微分値を得る。本実施形態において、制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０を１回微分した第１の偏差微分値Ｄ１と、電流偏差Ｄ０を２回微分した第２の偏差微分値Ｄ２を得る。電流偏差Ｄ０を１回微分した第１の偏差微分値Ｄ１の変化するタイミングは、電流偏差Ｄ０の変化に比べ、気体の流量値ＡＦが変化するタイミングに近づく。また、電流偏差Ｄ０を２回微分した第２の偏差微分値Ｄ２の変化するタイミングは、第１の偏差微分値Ｄ１の

変化に比べ、気体の流量値ＡＦが変化するタイミングに近づく。したがって、電流偏差Ｄ０、第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２を用いることで、呼吸を判定するタイミングを、実際の呼気のタイミングに近づけることができる。そして、電流偏差Ｄ０、第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２を用いることで、ノイズ等による誤判定を防止することができる。

[0051] （３）制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０、第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２に基づいて、呼吸の状態を判定する。例えば、制御ユニット３０は、電流偏差Ｄ０が判定値（－０．００５）より小さい、第１の偏差微分値Ｄ１が第１の微分判定値（－４）より小さい、第２の偏差微分値Ｄ２が第２の微分判定値（０）より小さい場合に、呼気状態と判定する。そして、制御ユニット３０は、呼気状態と判定した場合、モータ２３に対する回転数指令Ｖｍを低くし、ファン２２の回転数を低下させることができる。この結果、患者６３に対して供給する気体の圧力（気体の流量）が低くなる。この結果、患者６３における息苦しさを低減することができる。

[0052] （４）制御ユニット３０の判定部３８は、電流偏差Ｄ０と第１，第２の偏差微分値Ｄ１，Ｄ２に基づいて補正指令値Ｐｃを取得し、基準圧力指令値Ｐ０と補正指令値Ｐｃとに基づいて圧力指令値Ｐ１を算出する。そして、制御ユニット３０は、圧力指令値Ｐ１に基づいて、ファン２２を駆動するモータ２３の回転数指令Ｖｍを出力する。電流指令値推定部３４は、回転数指令Ｖｍに基づいてモータ２３におけるトルク指令を推定し、トルク指令に基づいて推定電流指令値Ｉｅを推定する。従って、モータ２３の回転数指令Ｖｍに基づいて、モータ２３における推定電流指令値Ｉｅを容易に推定することができる。そして、推定電流指令値Ｉｅと実電流値Ｉｒとを比較した結果に基づいて補正指令値Ｐｃを取得することで、モータ２３への回転数指令Ｖｍ、つまりファン２２の回転数を単純な構成で容易に変更することができる。

[0053] 尚、上記各実施形態は、以下の態様で実施してもよい。

・上記実施形態では、流体として気体（例えば空気）を供給する場合について説明したが、気体として例えば呼吸可能気体（所定量のガスを含むもの

）としてもよい。また、上記実施形態では、ポンプ装置の用途としてＣＰＡＰ装置を例示したが、流体として液体を供給する用途に用いられてもよい。

[0054] ・上記実施形態では、電流偏差Ｄ０と、電流偏差Ｄ０を１回微分した第１の偏差微分値Ｄ１と２回微分した第２の偏差微分値Ｄ２とを用いて判定を行うようにした。これに対し、電流偏差Ｄ０と第１の偏差微分値Ｄ１とを用いて判定を行うようにしてもよい。この場合、電流偏差Ｄ０のみを用いて呼気状態（呼気タイミング）の判定を行う場合に比して、推定した呼気タイミングが早くなり、流体の吐出圧力を好適に制御することができる。また、電流偏差Ｄ０と第２の偏差微分値Ｄ２とを用いて呼気（呼気タイミング）の判定を行うようにしてもよい。

[0055] ・上記実施形態では、２回微分器３７を用いて第２の偏差微分値Ｄ２を算出するようにしたが、第２の偏差微分値Ｄ２が得られればよく、例えば２個の１回微分器を用いて２回微分した第２の偏差微分値Ｄ２を得るようにしてもよい。

[0056] ・上記実施形態において、制御ユニット３０に含まれる回路部を適宜変更してもよい。例えば、図４に示すドライブ部３９を制御ユニット３０とは別の部分に設けるようにしてもよい。

## 符号の説明

[0057] １０…ポンプ装置としての持続陽性気道圧（ＣＰＡＰ）装置、１１…筐体、１４…流入口、１５…吐出口、２１…ファン、２３…モータ（駆動部）、３０…制御ユニット、３１，３２…加算器（回転数制御部）、３３…コントローラ（回転数制御部）、３４…電流指令値推定部、３５…電流値比較部、３６…微分器（微分手段）、３７…２回微分器（微分手段）、３８…判定部（回転数制御部）、４２…電流センサ（電流値測定部）、Ｉｒ…実電流値、Ｉｅ…推定電流指令値、Ｄ０…電流偏差、Ｄ１…第１の偏差微分値（偏差微分値）、Ｄ２…第２の偏差微分値（偏差微分値）、Ｖｍ…回転数指令、Ｐ０…基準圧力指令値、Ｐｃ…補正指令値、Ｐ１…圧力指令値。

# 請求の範囲

[請求項1] 陽性気道圧のために用いられるポンプ装置であって、

ファンと、

前記ファンを回転駆動する駆動部と、

流体が流入する流入口と、

前記ファンの回転駆動によって前記流体を吐出する吐出口と、

前記ファンの回転数指令から推定電流指令値を推定する電流指令値推定部と、

前記駆動部に流れる実電流値を測定する電流値測定部と、

前記推定電流指令値と前記実電流値とを比較し、前記推定電流指令値と前記実電流値の偏差である電流偏差を取得する電流値比較部と、

前記電流偏差を微分した偏差微分値を取得する微分手段と、

前記電流偏差及び前記偏差微分値に基づいて前記回転数指令を生成する回転数制御部と、

前記回転数指令に基づいて前記駆動部に駆動電流を供給するドライブ部と、

を有するポンプ装置。

[請求項2] 前記回転数制御部は、前記電流偏差及び前記偏差微分値がそれぞれに対応する判定値より小さい場合に前記回転数指令を低下させること、

を特徴とする請求項１に記載のポンプ装置。

[請求項3] 前記微分手段は、前記電流偏差を１回微分した第１の偏差微分値と、前記電流偏差を２回微分した第２の偏差微分値とを取得し、

前記回転数制御部は、前記第１の偏差微分値と前記第２の偏差微分値との少なくとも一方と電流偏差とに基づいて前記回転数指令を生成すること、

を特徴とする請求項１に記載のポンプ装置。

[請求項4] 前記回転数制御部は、前記第１の偏差微分値と前記第２の偏差微分

値の少なくとも一方と前記電流偏差とがそれぞれに対応する判定値より小さい場合に前記回転数指令を低下させること、

を特徴とする請求項３に記載のポンプ装置。

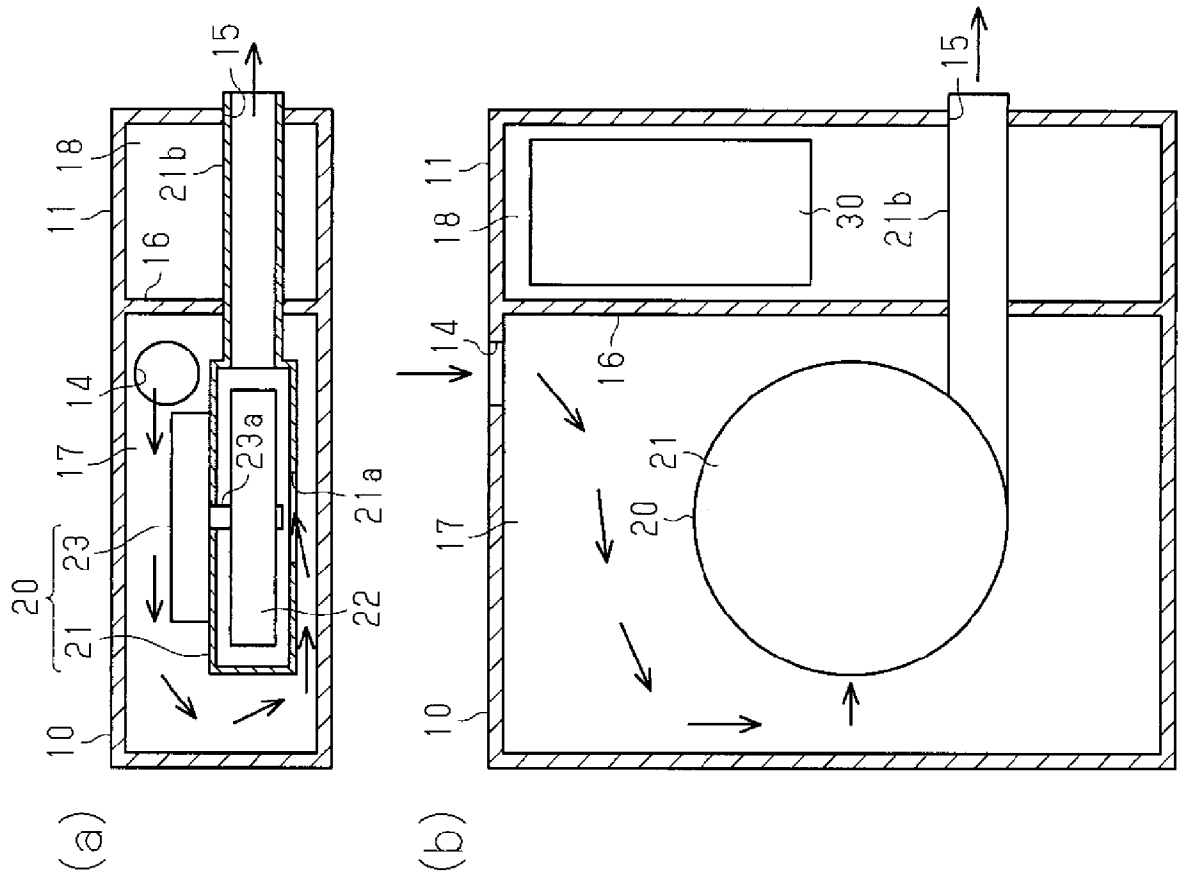
[請求項5] 前記回転数制御部は、前記電流偏差及び前記偏差微分値に基づいて補正指令値を取得し、基準圧力指令値と前記補正指令値とに基づいて圧力指令値を算出し、前記圧力指令値に基づいて前記回転数指令を生成し、

前記電流指令値推定部は、前記回転数指令に基づいて前記駆動部におけるトルク指令を推定し、前記トルク指令に基づいて前記推定電流指令値を推定すること、

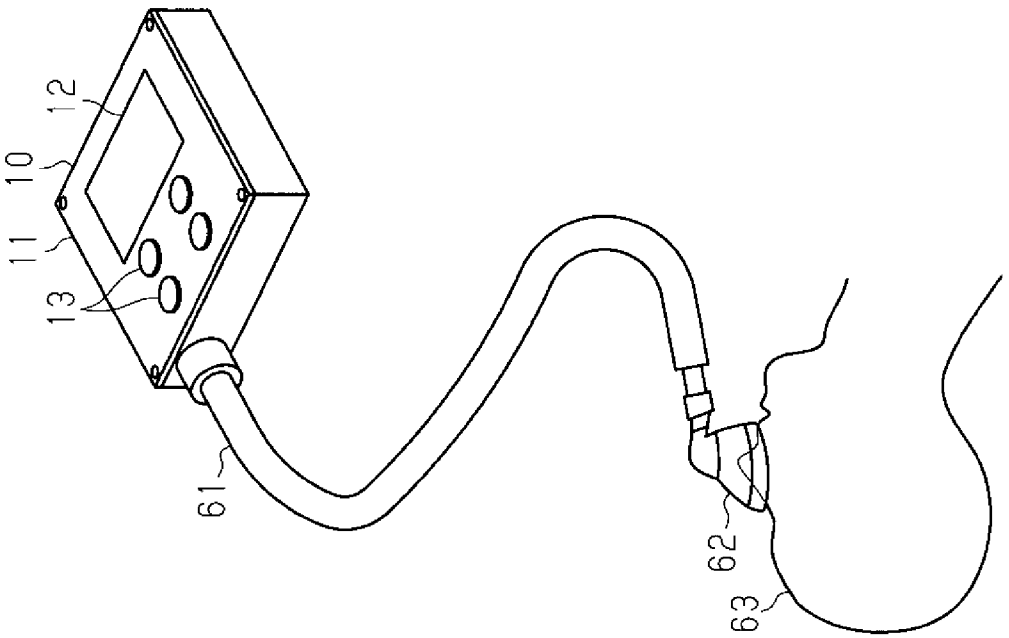
を特徴とする請求項１～４のいずれか１項に記載のポンプ装置。

[請求項6] 前記電流偏差及び前記偏差微分値と比較する判定値は、呼気状態に応じて設定されること、を特徴とする請求項１～５のいずれか１項に記載のポンプ装置。

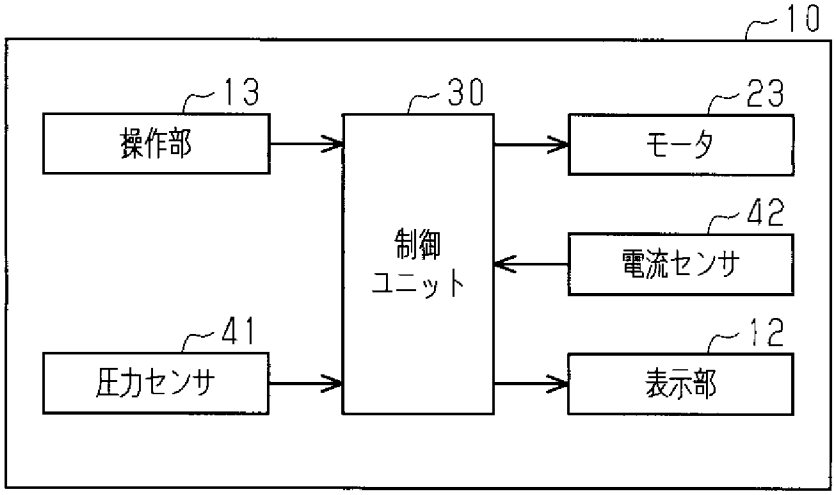
[図1]


15
18
11
21b
16
14
17
23a
21a
23
20
21
22
10
(a)
15
11
18
30
21b
14
16
21
20
17
10
(b)

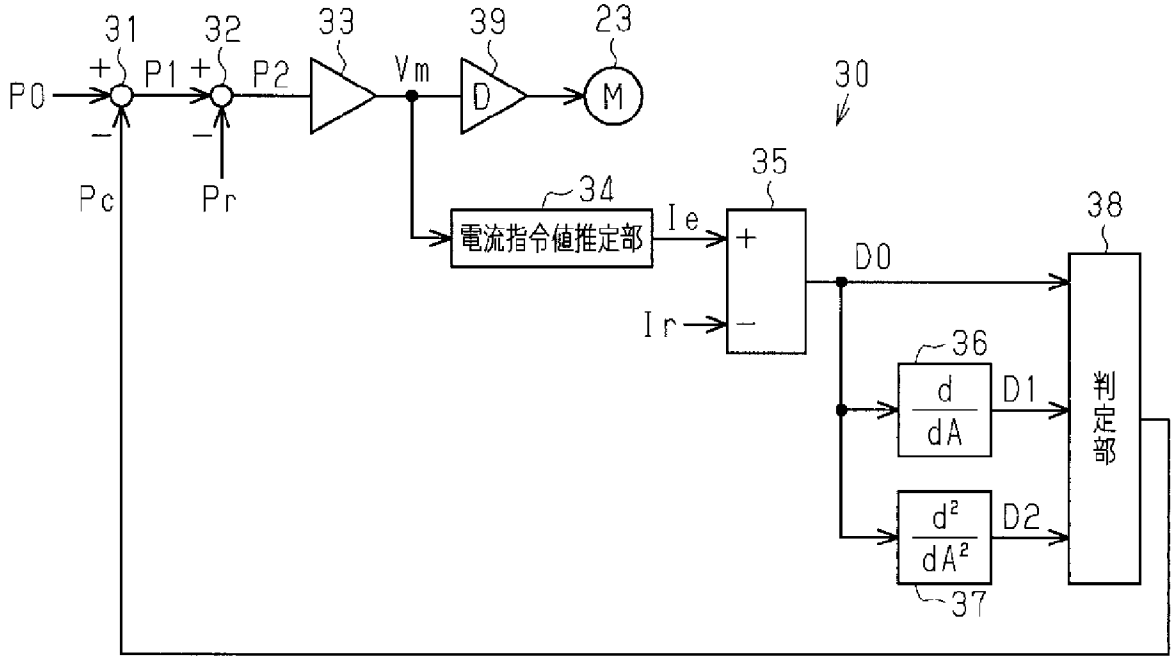
[図2]


12
10
11
13
61
62
63

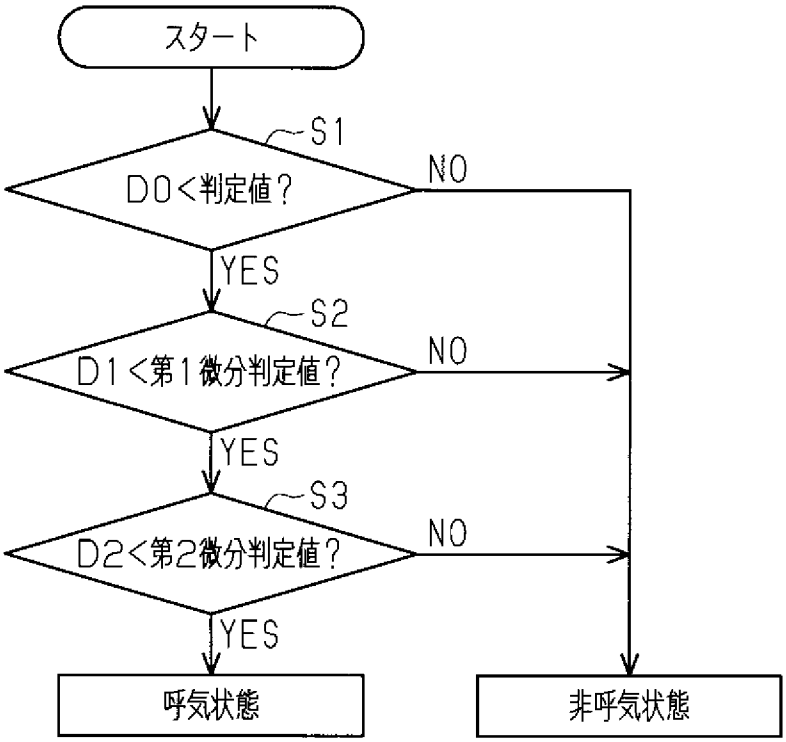
[図3]


10
13
操作部
30
制御
ユニット
23
モータ
42
電流センサ
41
圧力センサ
12
表示部

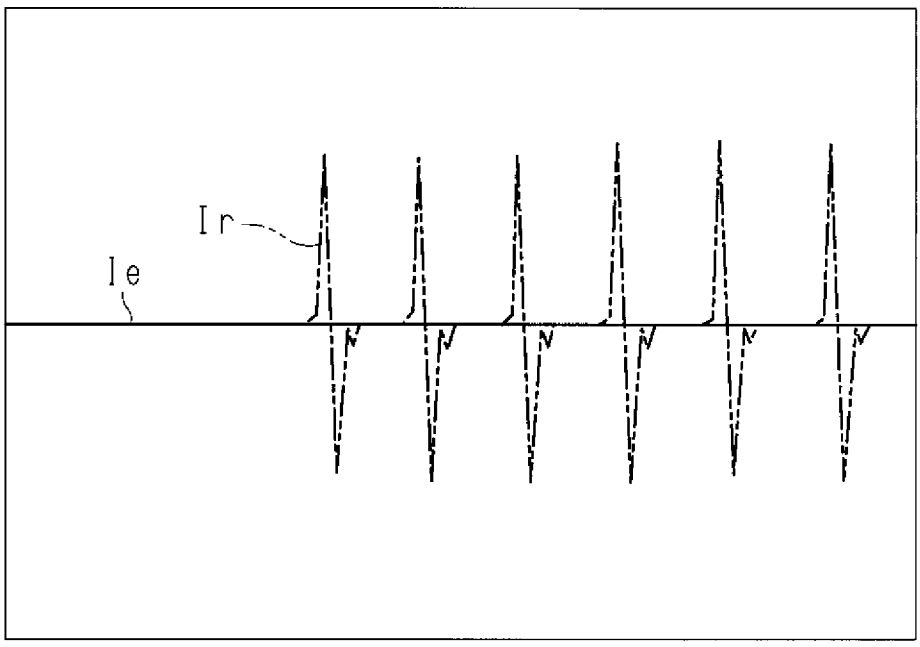
[図4]


31
32
33
39
23
P0
P1
P2
Vm
D
M
30
Pc
Pr
34
35
38
電流指令値推定部
Ie
Ir
D0
36
d/dA
D1
判定部
d²/dA²
D2
37

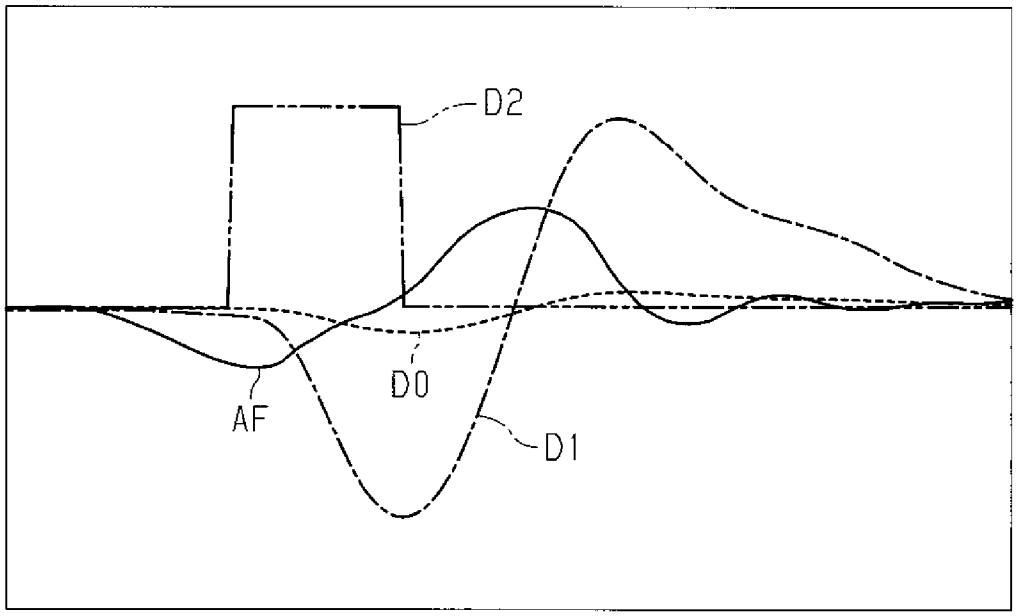
[図5]


スタート
S1
D0<判定値?
NO
YES
S2
D1<第1微分判定値?
NO
YES
S3
D2<第2微分判定値?
NO
YES
呼気状態
非呼気状態

[図6]


Ir
Ie

[図7]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/027415

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
*F04D27/00*(2006.01)i, *A61M16/00*(2006.01)i, *H02P29/40*(2016.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
F04D27/00, A61M16/00, H02P29/40

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| X | US 5740795 A (RESMED LTD., AN AUSTRALIAN CO.), 21 April 1998 (21.04.1998), column 2, line 56 to column 4, line 47; fig. 1 to 3 & EP 656216 A2 | 1-6 |
| A | JP 2008-518646 A (ResMed Ltd.), 05 June 2008 (05.06.2008), entire text; all drawings & US 2010/0319697 A1 entire text; all drawings & WO 2006/047826 A1 & CN 101060878 A | 1-6 |

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

| Date of the actual completion of the international search | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| 31 August 2017 (31.08.17) | 12 September 2017 (12.09.17) |
| Name and mailing address of the ISA/<br>Japan Patent Office<br>3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku,<br>Tokyo 100-8915,Japan | Authorized officer<br><br>Telephone No. |

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１７／０２７４１５

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　F04D27/00(2006.01)i, A61M16/00(2006.01)i, H02P29/40(2016.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　F04D27/00, A61M16/00, H02P29/40

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

| | |
|---|---|
| 日本国実用新案公報 | １９２２－１９９６年 |
| 日本国公開実用新案公報 | １９７１－２０１７年 |
| 日本国実用新案登録公報 | １９９６－２０１７年 |
| 日本国登録実用新案公報 | １９９４－２０１７年 |

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

| 引用文献のカテゴリー＊ | 引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する請求項の番号 |
|---|---|---|
| X | US 5740795 A (RESMED LIMITED, AN AUSTRALIAN COMPANY) 1998.04.21, 第２欄第５６行－第４欄第４７行, 第１－３図<br>& EP 656216 A2 | 1-6 |
| A | JP 2008-518646 A (レスメド　リミテッド) 2008.06.05, 全文, 全図<br>& US 2010/0319697 A1, 全文, 全図<br>& WO 2006/047826 A1 & CN 101060878 A | 1-6 |

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

| | |
|---|---|
| 国際調査を完了した日<br>３１．０８．２０１７ | 国際調査報告の発送日<br>１２．０９．２０１７ |
| 国際調査機関の名称及びあて先<br>日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）<br>郵便番号１００－８９１５<br>東京都千代田区霞が関三丁目４番３号 | 特許庁審査官（権限のある職員）　３Ｏ　３４１５<br>岩田　健一<br>電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３５８ |