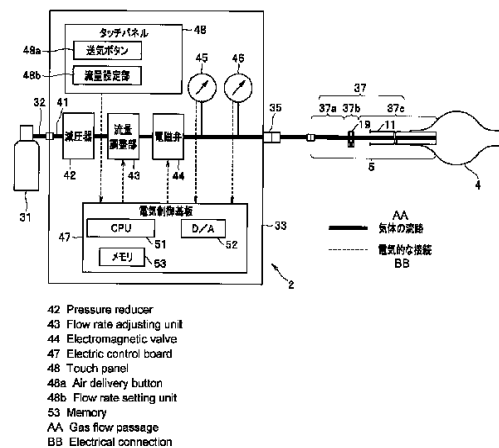




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

送気するための送気ガス源と、
前記送気ガス源と接続され、気腹用の送気ガスを送気する気腹用送気管路と、
前記気腹用送気管路と軟性の挿入部を有する内視鏡内に設けられた内視鏡送気管路とを
接続する内視鏡接続チューブと、
前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量を測定流量として測定するよう構成され
た送気流量測定部と、
前記送気流量測定部により測定される前記送気流量を目標とする設定流量とするために
予め前記設定流量を設定するよう構成された設定流量設定部と、
前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前
記設定流量に等しくない場合には、前記送気流量の調整値を変更して前記内視鏡送気管路
への前記送気流量を調整するよう構成された送気流量調整部と、
前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量と等しいときに、前記送
気流量調整部の前記調整値を記憶するよう構成された調整値記憶部と、
前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が前記設定流量に達した後において
閾値以下に変化したときには、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を送気流量調
整部に設定する制御を行うよう構成された制御部と、
を有することを特徴とする気腹装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により時間 t において測定された測定流量が、
前記時間 t の直前の時間 $t - \delta$ において測定された測定流量値と比べ所定の閾値を超えて
変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように
制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

20

【請求項 3】

更に、前記送気流量調整部に対して、前記内視鏡送気管路への前記送気流量を調整する
動作を開始させる操作を行うよう構成された流量調整操作部を有し、

前記流量調整操作部の操作結果に応じて、前記調整値記憶部は前記送気流量測定部によ
り測定された測定流量が前記設定流量と等しいときの前記送気流量調整部の前記調整値を
記憶し、

30

前記制御部は、前記送気流量調整部が流量調整を開始する場合に前記調整値記憶部が記
憶した前記調整値を用いるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 4】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が、前記閾値以下
に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するよう
に制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 5】

前記閾値は、少なくとも 0 より大きな値の送気流量値であることを特徴とする請求項 1
に記載の気腹装置。

【請求項 6】

更に、前記内視鏡に設けられた前記内視鏡送気管路を閉から開への第 1 の切替と、開か
ら閉への第 2 の切替との操作を行う送気ボタンによる前記第 2 の切替の操作を検出する複
数の検出動作を選択する選択スイッチを有し、

前記制御部は、前記選択スイッチの選択に応じて、前記送気流量測定部により測定され
た前記測定流量が前記閾値以下に変化したか否かの第 1 の条件を含む所定の条件を満たす
と判定した場合に、前記送気流量調整部による前記送気流量を調整する動作を停止すると
共に、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を前記送気流量調整部に設定するよう
に制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

40

【請求項 7】

更に、前記内視鏡送気管路が閉状態にされた場合の圧力を測定する圧力センサを有し、

50

前記制御部は、前記圧力センサにより測定された測定圧力値が前記閉状態にされた場合の圧力を検出するための圧力閾値を超えたときには、前記所定の条件を満たすと判定し、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御すると共に、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を前記送気流量調整部に設定するように制御することを特徴とする請求項 6 に記載の気腹装置。

【請求項 8】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が、前記閾値以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御すると共に、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を前記送気流量調整部に設定し、前記送気流量調整部が設定された前記調整値を用いて以後の送気流量の調整を行うように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

10

【請求項 9】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により時間 t において測定された測定流量が、前記時間 t の直前の時間 $t - \delta$ において測定された測定流量値と比べ所定の閾値以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量に達した後において、測定流量が前記設定流量の 8 ~ 9 割に設定された前記以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

20

【請求項 11】

更に、前記内視鏡に設けられた送気ボタンにより前記内視鏡送気管路を、開から閉への切替の操作を検出する複数の検出モードを選択する選択スイッチを有し、

前記制御部は、前記選択スイッチの選択に応じた動作の制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 12】

前記流量調整部は、電空比例弁により構成されることを特徴とする請求項 10 に記載の気腹装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡内の内視鏡管路を通して気腹を行う気腹装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は、医療分野において広く用いられるようになっている。また、軟性の挿入部を有する内視鏡としての軟性内視鏡は、屈曲した体腔（又は管腔）内に沿って挿入され、検査対象又は処置対象の部位において、気腹装置（送気装置とも言う）により体腔（又は管腔）を気体で膨らませる気腹操作（又は送気操作）が行われ、軟性内視鏡による観察視野の確保や処置を行うための空間が確保される。また、軟性内視鏡は、検査対象の臓器又は部位に応じて、挿入部の内径等が異なる様々な種類のものがあり、送気を行う送気管路も軟性内視鏡の種類に応じて細いものから太いものまで様々ある。

40

例えば、日本国特開 2007-080971 号公報の従来例には、内視鏡の挿入部の先端側を腹腔内に挿入し、腹腔内を気腹装置で気腹し、その際流量センサは流量を測定してコントローラに出力し、コントローラが電空比例弁により流量を調整する内容を開示している。この従来例では、軟性内視鏡が用いられているが、気腹装置は、軟性内視鏡内の内視鏡管路としての送気管路を使用しないで、腹腔内を気腹する。

【0003】

従来気腹装置では送気源から送気する場合の送気圧力は一定にして送気を行うようにしていたため、気腹（送気）する流量が実際に使用する軟性内視鏡の種類によって変化する

50

る。具体的には、細い送気管路の場合には、流量が小さく所望とする流量よりは小さくなってしまい、逆に太い送気管路の場合には所望とする流量よりも流量が大きくなり易い。

このため、軟性内視鏡を使用するユーザとしての術者は、実際に使用する軟性内視鏡の種類に応じて流量を調整する作業が必要になってしまう。そこで、このような作業を不要にして所望とする設定流量で送気できるように操作性が良い気腹装置が望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、軟性の挿入部を有する内視鏡における送気管路の内径等が異なる場合に対しても所望とする設定流量で送気することを可能とする気腹装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の一態様の気腹装置は、送気するための送気ガス源と、前記送気ガス源と接続され、気腹用の送気ガスを送気する気腹用送気管路と、前記気腹用送気管路と軟性の挿入部を有する内視鏡内に設けられた内視鏡送気管路とを接続する内視鏡接続チューブと、前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量を測定流量として測定するよう構成された送気流量測定部と、前記送気流量測定部により測定される前記送気流量を目標とする、0より大きい設定流量とするために予め前記設定流量を設定するよう構成された設定流量設定部と、前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量に等しくない場合には、前記送気流量の調整値を変更して前記内視鏡送気管路への前記送気流量を調整するよう構成された送気流量調整部と、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量と等しいときに、前記送気流量調整部の前記調整値を記憶するよう構成された調整値記憶部と、前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が前記設定流量に達した後ににおいて閾値以下に変化したときには、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を送気流量調整部に設定する制御を行うよう構成された制御部と、を有する。

20

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の気腹装置を含む内視鏡システムの全体構成を示す図。

30

【図2】図2は第1の実施形態の気腹装置の構成を示す図。

【図3】図3は第1の実施形態の気腹装置による送気動作の処理手順を示すフローチャート。

【図4A】図4Aは軟性内視鏡の送気ボタンの閉状態での概略の構成を示す断面図。

【図4B】図4Bは、図4Aにおいて開閉状態にされた場合における概略の構成を示す断面図。

【図5】図5は第1の実施形態の気腹装置の送気処理の処理を示すフローチャート。

【図6】図6は流量調整の処理を示すフローチャート。

【図7】図7は第1の実施形態の気腹装置の動作を示すタイミングチャート。

【図8】図8は本発明の第2の実施形態の気腹装置の送気処理の処理を示すフローチャート。

40

【図9】図9は第2の実施形態の気腹装置の動作を示すタイミングチャート。

【図10】図10は本発明の第3の実施形態の気腹装置の構成を示す図。

【図11】図11は流量補正ボタンが操作された場合における流量補正の処理を示すフローチャート。

【図12】図12は第3の実施形態の気腹装置の送気処理の処理を示すフローチャート。

【図13】図13は本発明の第4の実施形態の気腹装置の送気処理の処理を示すフローチャート。

【図14】図14は第4の実施形態の気腹装置の動作を示すタイミングチャート。

【図15】図15は本発明の第5の実施形態の気腹装置の構成を示す図。

50

【図 1 6】図 1 6 は第 5 の実施形態の気腹装置の送気処理の処理を示すフローチャート。

【図 1 7】図 1 7 は第 5 の実施形態の気腹装置の動作を示すタイミングチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように内視鏡システム 1 は、本発明の第 1 の実施形態の気腹装置 2 と、患者 3 の体腔内の臓器 (図 1 では消化器 4) に挿入される軟性の挿入部を有する内視鏡としての軟性内視鏡 5 と、軟性内視鏡 5 に照明光を供給する光源装置 6 と、軟性内視鏡 5 に設けた撮像素子 2 4 に対する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ 7 と、ビ

10

デオプロセッサ 7 により生成された映像信号が入力されることにより、撮像素子 2 4 で撮像した画像を内視鏡画像として表示するモニタ 8 と、を有する。
軟性内視鏡 5 は、屈曲した体腔内に挿入可能とする軟性の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられ、術者等のユーザが把持して各種の操作を行う操作部 1 2 と、この操作部 1 2 から延出される可撓性のユニバーサルケーブル 1 3 とを有し、ユニバーサルケーブル 1 3 の端部のコネクタ 1 4 は光源装置 6 に着脱自在に接続される。

【0007】

挿入部 1 1 は、先端に設けられた先端部 1 5 と、先端部 1 5 の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部 1 6 と、湾曲部 1 6 の後端から操作部 1 2 の前端まで延びる可撓管部 1 7 とを有する。

20

操作部 1 2 には、湾曲部 1 6 を所望の湾曲方向に湾曲する操作を行う湾曲操作ノブ 1 8 が設けてあると共に、送気の操作を行う送気ボタン 1 9 と、吸引操作を行う吸引ボタン 2 0 とが設けてある。また、操作部 1 2 の前端付近には、処置具を挿入する処置具挿入口 2 1 が設けてある。上記送気ボタン 1 9 は、軟性内視鏡 5 に設けられた後述する内視鏡送気管路 3 7 を閉から開への第 1 の切替と、開から閉への第 2 の切替の操作を行う送気切替ボタンの機能を持つ。

光源装置 6 は、光源装置 6 の内部で発生した照明光を、軟性内視鏡 5 のコネクタ 1 4 に設けたライトガイドコネクタに供給する。

【0008】

ライトガイドコネクタに供給された照明光は、軟性内視鏡 5 のユニバーサルケーブル 1 3 内等に挿通されたライトガイド 2 2 を経て挿入部 1 1 の先端部 1 5 の照明窓 1 5 a から出射され、患部等の被写体を照明する (図 1 における先端部 1 5 付近の拡大図参照)。

30

先端部 1 5 には、照明窓 1 5 a に隣接して観察窓 1 5 b が設けてあり、この観察窓 1 5 b には照明された被写体の光学像を結ぶ対物レンズ 2 3 が配置され、この対物レンズ 2 3 の結像位置には撮像素子 2 4 が配置されている。撮像素子 2 4 は、軟性内視鏡 5 内に挿通された信号線 2 5 と、コネクタ 1 4 に接続された接続ケーブル 2 6 を介してビデオプロセッサ 7 と接続される。

気腹装置 2 は、送気するための送気ガス源を構成する炭酸ガスポンプ 3 1 と、この炭酸ガスポンプ 3 1 が接続管路 3 2 を介して接続される気腹装置本体 3 3 と、気腹装置本体 3 3 により調整された送気ガスを軟性内視鏡 5 に送気する内視鏡接続チューブ 3 4 とを備える。

40

【0009】

気腹装置本体 3 3 により調整された送気ガスは、送気口金 3 5 に接続された内視鏡接続チューブ 3 4 を介して、軟性内視鏡 5 のコネクタ 1 4 の送気口金 3 6 と接続され、この送気口金 3 6 に連通する (軟性内視鏡 5 内の) 内視鏡送気管路 3 7 (拡大図参照) に送気される。

なお、内視鏡送気管路 3 7 は、図 2 において示すようにユニバーサルケーブル 1 3 内の内視鏡送気管路 3 7 a と、操作部 1 2 内における送気ボタン 1 9 付近の内視鏡送気管路 3 7 b と、挿入部 1 1 内における内視鏡送気管路 3 7 c とから構成される。

内視鏡送気管路 3 7 に送気された送気ガスは、挿入部 1 1 の先端部 1 5 の先端開口から

50

、挿入部 1 1 の先端部 1 5 が挿入されているその外部の消化器 4 内に送気され、送気ガスにより消化器 4 を膨らませるように気腹する。消化器 4 を膨らませることにより、消化器 4 の内部の観察が行い易くなる。

なお、図 1 においては、1 つの軟性内視鏡 5 を示しているが、例えば点線で示すように、例えばより細径の挿入部 1 1 を備えた軟性内視鏡 5 B を用いる場合もある。

【 0 0 1 0 】

この軟性内視鏡 5 B は、軟性内視鏡 5 の場合の内視鏡送気管路 3 7 よりも、細径の内視鏡送気管路を有する。軟性内視鏡 5 B の構成は、軟性内視鏡 5 の場合とほぼ同様の構成である。また、軟性内視鏡 5 の場合の内視鏡送気管路 3 7 よりも、太径の内視鏡送気管路を有する軟性内視鏡が内視鏡検査に用いられる場合もある（図示せず）。

10

図 2 は気腹装置 2 及び気腹装置本体 3 3 内部の構成を示す。

図 2 に示すように送気ガス源を構成する炭酸ガスポンベ 3 1 に接続される接続管路 3 2 は、気腹装置本体 3 3 の筐体の内部の気腹用送気管路 4 1 の一方の端部に接続され、他方の端部は送気口金 3 5 に至る。なお、気腹用送気管路 4 1 の一方の端部を気腹装置本体 3 3 の筐体の外部に突出させ、接続管路 3 2 を用いることなく炭酸ガスポンベ 3 1 に接続する構造にしても良い。

この気腹用送気管路 4 1 上には、以下のように減圧器 4 2、流量調整部（又は流量調整器）4 3、電磁弁 4 4、圧力センサ 4 5 及び流量センサ 4 6 が配置されている。また、流量調整部 4 3、電磁弁 4 4、圧力センサ 4 5 及び流量センサ 4 6 は、点線で示すように電気制御基板 4 7 と信号線で接続されている。

20

【 0 0 1 1 】

また、気腹装置本体 3 3 に設けたタッチパネル 4 8 には、送気の開始と停止の指示操作を行う送気ボタン 4 8 a と、気腹に適した送気流量としての設定流量を設定する流量設定用つまみ等を備えた流量設定部（又は流量設定器）4 8 b が設けてある。ユーザにより、送気ボタン 4 9 の指示操作の信号は信号線を介して電気制御基板 4 7 に送られ、電気制御基板 4 7 は、指示操作に対応した制御動作を行う。また、電気制御基板 4 7 は、流量センサ 4 6 により測定された測定流量が、流量設定部 4 8 b により設定された目標とする設定流量となるように流量調整部 4 3 による送気流量を調整する制御動作を行う。

減圧器 4 2 は、炭酸ガスポンベ 3 1 から送気される送気ガスとしての炭酸ガスの圧力を減圧して、流量調整部 4 3 に送気する。流量調整部 4 3 は、気腹用送気管路 4 1 により送気される送気ガスの流量（送気流量）を調整する。この流量調整部 4 3 は、図 3 に示すように例えば、制御信号の電圧レベルに比例して入力される送気ガスの圧力を無段階に制御することにより、送気ガスの送気流量を調整する電空比例弁 4 3 a により構成される。

30

【 0 0 1 2 】

流量調整部 4 3 により調整された送気ガスは、電気制御基板 4 7 からの弁開閉信号により開閉が制御される電磁弁 4 4 を経て送気口金 3 5 側に送気される。また、電磁弁 4 4 と送気口金 3 5 との間の気腹用送気管路 4 1 上には、送気ガスの圧力を測定する圧力センサ 4 5 と、送気流量を測定する流量センサ 4 6 とが配置され、それぞれ測定した送気圧力（測定圧力とも言う）及び測定した送気流量（測定流量とも言う）を電気制御基板 4 7 に送る。

40

電気制御基板 4 7 は、例えば図 3 に示すように中央処理装置（CPU と略記）5 1 と、CPU 5 1 から流量調整部 4 3 を構成する電空比例弁 4 3 a の送気圧力を制御するデジタル電圧値をアナログ電圧値に変換して出力する D / A 変換器 5 2 と、CPU 5 1 の制御プログラムを記憶すると共に、測定流量が設定流量と等しくなる場合における電空比例弁 4 3 a の送気圧力値に対応する値を調整値として記憶する記憶部（又は記憶デバイス）としてのメモリ 5 3 とを有する。

【 0 0 1 3 】

なお、軟性内視鏡 5 の内視鏡送気管路 3 7 は、操作部 1 2 内の送気ボタン 1 9 を押し下げる操作を行うことにより、開状態となり、送気ボタン 1 9 を押し下げる操作を行わないか、押し下げた指を送気ボタン 1 9 から離す操作を行うと、閉状態となる。図 2 において

50

は、指で送気ボタン 19 を押し下げた開状態の場合で示している。具体的には、図 4 A に示すように送気ボタン 19 の両側の内視鏡送気管路 37 に連通するように対向する位置に開口 55 a、55 b がそれぞれ設けたシリンダ 55 内には、円柱形状の送気ボタン 19 が、その長手方向にスライド自在に配置され、また、送気ボタン 19 は、シリンダ 55 の段差状に細径にされた底部側に配置したバネ 56 により、シリンダ 55 の上端の開口から突出する方向に付勢されている。

また、送気ボタン 19 にも、その長手方向の中央位置付近に、横孔 19 a が設けてあるが、図 4 A に示すように開口 55 a、55 b と横孔 19 a とは連通しない状態、それぞれ閉塞された状態に保持されている。

【0014】

図 4 A の状態において、指 57 で送気ボタン 19 が段差部に当接する位置まで押し下げる操作を行うと、図 4 B に示すように開口 55 a、55 b と横孔 19 a とは連通する状態となる。このように送気ボタン 19 を操作することにより、内視鏡送気管路 37 を閉塞状態と開状態に設定することができる。

このため、気腹装置本体 33 に設けた送気ボタン 48 a を ON にしても、軟性内視鏡 5 の送気ボタン 19 が ON にされていないと、実質的には気腹対象の部位（消化器 4）に送気することができない。

気腹装置本体 33 に設けた送気ボタン 48 a が ON にされた状態において、軟性内視鏡 5 の送気ボタン 19 が ON にされた場合には、送気動作が実質的に開始し、測定流量が 0 の状態から増加する。

本実施形態においては、測定流量が 0 の状態から変化した場合、CPU 51 は、測定流量が予め設定された設定流量と比較する。このため、図 3 に示すように CPU 51 は、流量センサ 46 により測定された測定流量と、設定流量とを比較する流量比較部（又は流量比較回路）51 a の機能を有する。

【0015】

流量比較部 51 a は、比較回路により構成される。なお、図 3 において点線で示す変化量判定部 51 b は、後述する第 2 の実施形態において用いられる。

CPU 51 は、流量比較部 51 a による比較結果に応じて流量調整部 43 を構成する電空比例弁 43 a による流量を調整する調整値としての送気圧力値をステップ状に調整し、設定流量と等しい値になるように制御する。換言すると、CPU 51 に制御される流量調整部 43（の電空比例弁 43 a）は、測定流量が設定流量に等しくない場合には、調整値を変更して（内視鏡送気管路 37 への）送気流量を調整する送気流量調整部（又は送気流量調整器）を構成する。

この場合、CPU 51 は、流量センサ 46 の測定流量と設定流量との比較結果として両流量が等しくない場合において、測定流量が設定流量より小さい場合には、測定流量を増大させるように電空比例弁 43 a の送気圧力値を増大させ、逆に測定流量が設定流量より大きい場合には、測定流量を減少させるように電空比例弁 43 a の送気圧力値を減少させるように制御する。

【0016】

なお、CPU 51 は、流量センサ 46 により測定される測定流量が設定流量に達した後、0 の測定流量となる状態では、流量調整部 43 の流量調整の動作を停止させ、測定流量が 0 以外となる状態（測定流量が 0 より大きい状態）では、流量調整部 43 が流量調整の動作を行うように制御する。CPU 51 は、測定流量が 0 となる状態を、測定流量と、0 より僅かに大きい閾値と比較し、測定流量が該閾値以下である場合に測定流量が 0 であることを検出する。

また、本実施形態においては、流量比較部 51 a により、流量センサ 46 の測定流量が設定流量に等しい比較結果の場合には、CPU 51 は、流量調整部 43（の電空比例弁 43 a）の調整値をメモリ 53 に記憶させる。このため、メモリ 53 は、測定流量が設定流量に等しい比較結果の場合に、流量調整部 43 の調整値を記憶する調整値記憶部（調整値記憶デバイス）53 a 又は送気圧力値記憶部（送気圧力値記憶デバイス）の機能を有する

10

20

30

40

50

。

【 0 0 1 7 】

また、本実施形態においては、流量センサ 4 6 の測定流量が 0 と等しい場合には、CPU 5 1 は、メモリ 5 3 によって構成される調整値記憶部 5 3 a から読み出した上記調整値を、送気流量調整部を構成する流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a における現在以降に用いる調整値に設定する制御を行う。換言すると、流量センサ 4 6 の測定流量が 0 と等しい場合には、CPU 5 1 は、流量調整部 4 3 において設定されている調整値を、調整値記憶部 5 3 a より読み出した送気圧力値としての調整値に（更新するように）設定する制御を行う制御部（又は制御回路）の機能を有する。

上記 CPU 5 1 による制御部の機能を補足説明する。上述した構成から分かるように軟性内視鏡 5 の送気ボタン 1 9 を ON 又は OFF した場合、電気信号を発生しない構成であるために気腹装置本体 3 3 側の制御手段を構成する電気制御基板 4 7 は、送気ボタン 1 9 が ON の状態から OFF にされた直後においては、送気流量調整部を構成する流量調整部 4 3 が送気流量を調整する動作を続行し、測定流量が設定流量から変化した場合（この場合、内視鏡送気管路 3 7 が閉状態になるために測定流量は 0 に向かって減少する）には、設定流量に対応する調整値の状態から変化させてしまう。

【 0 0 1 8 】

このように変化させてしまうと、次に送気ボタン 1 9 を OFF から ON にした場合、望ましい調整値から変化した調整値を用いて送気流量を調整する動作を行う（動作を開始する）ことになってしまう。

本実施形態においては、上記のように流量センサ 4 6 の測定流量が 0 と等しい場合（換言すると、測定流量が 0 よりも僅かに大きい閾値以下に変化した場合）には、軟性内視鏡 5 の送気ボタン 1 9 が ON から OFF にされて内視鏡送気管路 3 7 が閉状態に設定（又は開から閉への切替が）されたことを測定流量に基づいて検出する。そして、このように内視鏡送気管路 3 7 が閉状態に設定されたことを検出した場合には、（測定流量が設定流量に等しい場合の調整値を記憶した）調整値記憶部 5 3 a より読み出した調整値を、流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a に設定する。このように設定することにより、次に送気ボタン 1 9 を OFF から ON にした場合、設定流量に対応する調整値を初期値（初期設定値）として流量調整部 4 3 の送気流量を調整する動作を開始させることができるようにする。

。

【 0 0 1 9 】

本実施形態の気腹装置 2 は、送気するための送気ガス源としての炭酸ガスポンプ 3 1 と、前記送気ガス源と（接続管路 3 2 を用いて、又は接続管路 3 2 を用いることなく）接続され、気腹用の送気ガスを送気する気腹用送気管路 4 1 と、前記気腹用送気管路 4 1 と軟性の挿入部 1 1 を有する内視鏡としての軟性内視鏡 5 内に設けられた内視鏡送気管路 3 7 とを接続する内視鏡接続チューブ 3 4 と、前記気腹用送気管路 4 1 上に設けられ、前記送気流量を測定流量として測定するよう構成された送気流量測定部としての流量センサ 4 6 と、前記送気流量測定部により測定される前記送気流量を目標とする設定流量とするために予め前記設定流量を設定するよう構成された設定流量設定部を形成する流量設定部 4 8 b と、前記気腹用送気管路 4 1 上に設けられ、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量に等しくない場合には、前記送気流量の調整値を変更して前記内視鏡送気管路 3 7 への前記送気流量を調整するよう構成された送気流量調整部を形成する流量調整部 4 3 と、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量と等しいときに、前記送気流量調整部の前記調整値を記憶するよう構成された調整値記憶部 5 3 a を有する記憶デバイスとしてのメモリ 5 3 と、前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が前記設定流量に達した後において閾値以下に変化したとき（本実施形態においては 0 に等しい値に変化したとき）には、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を送気流量調整部に設定する制御を行うよう構成された制御部を形成する CPU 5 1 と、を有することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

次に本実施形態の動作を説明する。図5は、気腹装置2の全体的な動作のフローチャートを示し、図7はタイミングチャートを示す。

図5に示すように送気処理を開始すると、最初のステップS1においてユーザはタッチパネル48の流量設定部48bを操作して、気腹する場合における所望とする送気流量値等の目標とする設定流量を設定する。その後、タッチパネル48の送気ボタン48aをONすることにより、ステップS2に示すようにCPU51は、電磁弁44を開き、送気動作を開始する。なお、以前に設定流量が設定されており、以前の設定流量を用いる場合には、ステップS1の処理を省くことができる。

また、ユーザは軟性内視鏡5の送気ボタン19をONすることにより、送気動作が実質的に開始する。

ステップS3に示すようにCPU51は、ステップS2の処理後、少しの時間（例えば100ms）待つ。

【0021】

少しの時間経過後、ステップS4に示すように流量センサ46は送気流量を測定する。換言すると、CPU51はステップS3から少し時間が経過した後において流量センサ46により測定された送気流量を測定流量として取得する。

次のステップS5においてCPU51は、測定流量が0の送気流量としての0L/minか否かの判定を行う。軟性内視鏡5の送気ボタン19がONにされている場合には、測定流量は0以外の正の値を持つ。

測定流量が0でない判定結果の場合には、次のステップS6においてCPU51は、測定流量がステップS1において設定された設定流量と等しいかの判定を行う。送気ボタン48a、19をONにして実質的に送気動作が開始後からの時間経過が小さい場合には、測定流量は設定流量に達していない。この場合には、CPU51は、測定流量が設定流量と等しくないと判定する。

測定流量が設定流量と等しくない判定結果の場合には、次のステップS7においてCPU51は、流量調整部43で流量調整を行うように制御する。ステップS7の処理は図6を参照して後述する。

【0022】

ステップS7の処理後、ステップS3の処理に戻る。ステップS3～S7の処理を繰り返すことにより、測定流量が設定流量に等しくなる。測定流量が設定流量に等しくなった場合には、ステップS6において、CPU51は測定流量が設定流量に等しいと判定し、ステップS8の処理に進む。

ステップS8においてCPU51は、メモリ53に現在の流量調整部43の調整値（つまり、測定流量が設定流量に等しい場合の流量調整部43の調整値）を記憶するように制御する。また、CPU51は、測定流量が設定流量に等しい場合の調整値を保持するように流量調整部43の流量調整を制御する。この状態においては、流量調整部43の調整値は、設定流量に対応した一定の送気圧力設定値の状態となる（図7の送気圧力設定値参照）。

ステップS8の処理の後、ステップS3の処理に戻る。測定流量が設定流量に等しい状態にて、消化器4内が送気ガスとしての炭酸ガスにより十分に気腹されると、ユーザは送気を停止するために送気ボタン19をONからOFFにすると、内視鏡送気管路37は開状態から閉状態になる。

【0023】

この場合には、送気ボタン19をOFFにした後の短い時間経過後に、流量センサ46で測定された測定流量が0になる。すると、ステップS5においてCPU51は、（0に近い閾値以下となることにより）測定流量が0に等しいと判定する。測定流量が0に等しい判定結果の場合には、ステップS9においてCPU51は、メモリ53からこのメモリ53に記憶された調整値を読み出し、読み出した調整値を流量調整部43に設定する。

具体的には、メモリ53に記憶されたデジタルの調整値が例えばVaであった場合には、この調整値VaをD/A変換器52で変換したアナログの調整値Vaを流量調整部43

10

20

30

40

50

の電空比例弁 43a に設定する。また、CPU 51 は、電空比例弁 43a による流量調整の動作を停止するように制御する。流量調整部 43 の電空比例弁 43a は、(次に)送気流量を調整する動作を行う場合、この調整値 V_a を初期値として送気流量の調整を開始することになる。

【0024】

ステップ S9 の処理の後(少しの時間経過したら)次のステップ S10 において流量センサ 46 は送気流量を測定する。そして、CPU 51 は、測定された送気流量(つまり測定流量)を取得する。

次のステップ S11 において CPU 51 は、取得された測定流量が 0 であるか否かを判定する。測定流量が 0 である場合には、ステップ S11 の処理を続行する。

一方、ユーザが送気ボタン 19 を OFF にした後、再び ON にして送気を再開する場合がある。このような場合には、測定流量は 0 より大きな値となるため、ステップ S11 において CPU 51 は、測定流量が 0 でないと判定する。この判定結果の場合には、CPU 51 は、流量調整部 43 の電空比例弁 43a による流量調整の動作を ON にしてステップ S3 の処理に戻り、上述した動作を繰り返す。

ステップ S3 に戻って、上述した動作を繰り返す場合、流量調整部 43 の電空比例弁 43a は、ステップ S11 の前のステップ S9 においてメモリ 53 に記憶されている調整値に設定された状態で送気動作を開始することになる。この場合には、より望ましい調整値の状態から送気動作を行うことができる。

【0025】

図 6 は、ステップ S7 の処理の詳細を示す。以下の説明においては、ステップ S7 の処理を開始した場合における流量調整部 43 の電空比例弁 43a の調整値が V_a であるとする。なお、電空比例弁 43a は、調整値 V_a に比例して送気圧力設定値が変化して、送気流量を調整する。流量調整の処理が開始すると、最初のステップ S21 において、CPU 51 は流量センサ 46 により測定された測定流量が設定流量より大きいかなんかを判定する。

測定流量が設定流量より小さい判定結果の場合には、次のステップ S22 において CPU 51 は、調整値 V_a を所定値 Δ だけ大きくする。つまり、CPU 51 は、調整値 V_a を $V_a + \Delta$ に設定した後、ステップ S3 の処理に移る。この場合には、送気圧力を増大することにより、送気流量が増大する。

そして、増大後において、ステップ S6 において、測定流量が設定流量に等しくなく、さらにステップ S21 において測定流量が設定流量より小さい場合には、次のステップ S22 において CPU 51 は、調整値 $V_a + \Delta$ から更に所定値 Δ だけ大きくする。このように送気流量を調整する制御ループにより、測定流量を設定流量に等しくなるように短時間で設定することができる。

【0026】

一方、ステップ S21 において測定流量が設定流量よりも大きい判定結果の場合には、ステップ S23 において CPU 51 は、現在の調整値 V_a から所定値 Δ だけ小さくする。つまり、CPU 51 は、調整値 V_a を $V_a - \Delta$ に設定した後、ステップ S3 の処理に移る。

この場合には、送気圧力設定値を小さくすることにより、送気流量が減少する。そして、減少後において、ステップ S6 において、測定流量が設定流量に等しくなく、さらにステップ S21 において測定流量が設定流量より大きい場合には、ステップ S23 において CPU 51 は、調整値 $V_a - \Delta$ から更に所定値 Δ だけ小さくする。

このように送気流量を調整する制御ループにより、測定流量を設定流量に等しくなるように短時間で設定することができる。なお、上述したように測定流量が設定流量に等しくなった場合には、ステップ S8 に示すように測定流量が設定流量に等しくなった場合における流量調整部 43 の電空比例弁 43a に設定されている調整値をメモリ 53 に記憶する。

【0027】

図 7 は気腹装置 2 のタイミングチャートを示し、横軸が時間 t の経過を示す。図 7 に示すように気腹装置本体 33 のタッチパネル 48 の送気ボタン 48a を例えば時間 t_0 において OFF から ON にすると、CPU 51 は電磁弁 44 を開き、(気腹装置本体 33 側での)送気動作を開始する。また、電空比例弁 43a は、例えば初期動作の際の調整値に対応する送気圧力設定値(図 7 ではデフォルト送気圧力設定値) P_d になる。なお、図 7 に示す送気圧力設定値は、圧力センサ 45 により測定された電空比例弁 43a 付近の気腹用送気管路 41 内の値とは異なる。

ユーザが例えば時間 t_1 において軟性内視鏡 5 の送気ボタン 19 を OFF から ON にする操作を行うと、内視鏡送気管路 37 は閉状態から開状態になり、電空比例弁 43a の送気圧力設定値 P_d で気腹装置本体 33 の気腹用送気管路 41 を通った送気ガスは、内視鏡送気管路 37 を通って消化器 4 内に送気される。

10

【0028】

送気ボタン 19 を ON した時間 t_1 直後付近においては、流量センサ 46 により測定される測定流量は 0 から増加する。測定流量が設定流量に達していない場合には、図 6 において説明したように CPU 51 は電空比例弁 43a の調整値を変化させて送気流量を調整する。

測定流量は 0 から増加する場合には、調整値がステップ状に大きく変化し、送気圧力もステップ状(図 7 ではステップの値が小さいため直線状)に大きくなる。

図 7 に示すように測定流量が設定流量に達していない期間(時間 t_1 から t_2)においては、送気圧力設定値が増大する。そして、測定流量が設定流量に達した時間 t_2 において、図 5 のステップ S8 で説明したように CPU 51 は、電空比例弁 43a の現在の調整値をメモリ 53 に記憶するように制御する。

20

【0029】

また、CPU 51 は、測定流量が設定流量に等しい状態における電空比例弁 43a の現在の調整値を保持するように制御する。従って、時間 t_2 以後における送気圧力設定値は、一定の送気圧力設定値 P_a となる。この送気圧力設定値 P_a は、測定流量が設定流量に等しい状態の電空比例弁 43a の調整値に相当する。なお、図 7 に示すように測定流量が設定流量に等しい状態が継続している期間($t_2 \sim t_3$)、CPU 51 は、電空比例弁 43a の現在の調整値をメモリ 53 に記憶する制御を短い時間間隔で行う。換言すると、メモリ 53 に記憶されている調整値は、時間的に新しい調整値で上書きされてメモリ 53 に保持される。

30

時間 t_2 以後における時間 t_3 においてユーザが送気ボタン 19 を ON から OFF にすると、内視鏡送気管路 37 は開から閉状態になり、流量センサ 46 により測定される送気流量としての測定流量は急激に低下し、時間 t_3 直後の短い時間後の時間 t_4 において 0 となる。時間 t_3 直後においては、CPU 51 による流量調整機能は動作状態(図 7 において ON)である。

【0030】

そのため、CPU 51 は、流量センサ 46 の測定流量が設定流量よりも小さい値になると、電空比例弁 43a の調整値としての送気圧力設定値 P_a から増大させるように制御する。そして、図 7 に示すように送気圧力設定値は時間 t_3 から t_4 まで増大する。時間 t_4 での送気圧力設定値を P_4 で示している。

40

そして、時間 t_4 において測定流量が 0 近傍になると、CPU 51 は、図 5 のステップ S9 において説明したように電空比例弁 43a による流量調整の動作を停止させ、メモリ 53 より調整値を読み出し、この調整値を電空比例弁 43a に設定する。

なお、この調整値は、図 7 における時間 t_3 での調整値となり、その場合の送気圧力設定値は P_a に相当する。従って、時間 t_4 以後に送気ボタン 19 が再び ON にされると、電空比例弁 43a は送気圧力設定値は P_a を初期値として流量調整を開始する。

【0031】

このように動作する本実施形態によれば、測定流量を設定流量と比較して、測定流量が設定流量に等しくなるように流量の調整を行うようにしているので、軟性内視鏡 5 の内視

50

鏡送気管路 37 の内径が異なったり、その長さが異なるような場合においても、所望の流量としての設定流量で送気することができる。従って、ユーザによる送気流量を調整する手間を軽減して、操作性の良い気腹装置 2 を提供できる。

また、本実施形態によれば、測定流量が 0 以外の場合には流量調整部 43 による流量調整を動作させ、また測定流量が設定流量に等しい状態の流量調整部 43 の調整値を調整値記憶部 53a に記憶し、その後に測定流量が 0 になった場合には流量調整部 43 による流量調整を停止し、かつ調整値記憶部 53a より読み出した調整値を流量調整部 43 を電空比例弁 43a に設定するようにしているので、次に流量調整を開始する場合には調整値記憶部 53a に記憶された調整値を初期値として流量調整を行うことができる。

なお、本実施形態においては、流量調整部 43 を電空比例弁 43a を用いて構成した場合を説明しているが、電空比例弁 43a の場合に限定されるものでなく、電気信号により、流量を調整することが可能な調整弁であれば良い。

【0032】

(第2の実施形態)

次に本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、一定の時間間隔において測定流量が閾値を超えて変化した場合、より具体的には閾値を超えて測定流量が下がった場合には、軟性内視鏡 5 の送気ボタン 19 が ON から OFF にされたことを検出し、流量調整部 43 の流量調整の動作を停止させる。

このため、本実施形態においては、第1の実施形態において CPU 51 は、流量センサ 46 による測定流量を一定の時間間隔 Δt で取得し、一定の時間間隔 Δt においての測定流量の変化量が閾値 F_{th} を超えて下がったか否かを判定する変化量判定部(変化量判定器) 51b 又は流量変化量判定部(流量変化量判定器) 51b (図3において点線で示す)を備える。そして、CPU 51 の比較回路により構成される変化量判定部 51b は、閾値 F_{th} を超えて下がった判定結果の場合には、流量調整部 43 の電空比例弁 43a の流量調整の動作を停止させる。

第1の実施の形態においては、図7において説明したように送気ボタン 19 を OFF にした場合の直後においては、電空比例弁 43a の流量調整の動作が停止しないために、調整値を変化させ、従って送気圧力設定値も変化する。

【0033】

送気ボタン 19 を ON から OFF にした場合の直後においては、内視鏡送気管路 37 は開状態から閉状態に変化するために送気流量が急激に下がるように変化する。本実施形態は、送気ボタン 19 を ON から OFF にした場合の直後の送気流量が急激に下がる変化を上記変化量判定部 51b により検出又は判定して、流量調整部 43 の流量調整の動作を速やかに停止させることを目的とする。

このため、上記閾値 F_{th} は、図7における時間間隔 $t_3 \sim t_4$ において設定流量程度に測定流量が変化する状態を検知できるように設定する。つまり、閾値 F_{th} は、流量センサ 46 が送気流量を測定する短い時間間隔を Δt とした場合、 $F_s \times \Delta t / (t_4 - t_3)$ の値よりも若干小さな値に設定される。ここで、 F_s は設定流量の値を示す。その他の構成は、第1の実施形態と同様であり、その説明を省略する。

【0034】

図8は本実施の形態における送気処理を示す。図8に示す送気処理は、図5の送気処理と一部が異なるのみであり、異なる部分のみ説明する。図8の送気処理は、図5におけるステップ S5 の処理をステップ S31 のように変更し、図5におけるステップ S9 ~ S11 の処理をステップ S32、S10、S11、S33 のように変更した内容となる。

図8に示すようにステップ S1 から S4 までは、図5の場合と同様の処理を行い、ステップ S4 の処理の後のステップ S31 において CPU 51 (の変化量判定部 51b) は、流量センサ 46 により測定された現在の測定流量が、(Δt だけ前となる)直前に測定した測定流量から閾値 F_{th} を超えて下がる変化をしているか否かの判定を行う。送気ボタン 19 が ON にされた状態においては、上記の測定流量が閾値 F_{th} を超えて下がる変化をしない。そして、CPU 51 (の変化量判定部 51b) が、変化なしの判定をした場合

10

20

30

40

50

には、ステップ S 6 の処理に進み、図 5 において説明した処理が行う。そして、測定流量が設定流量に等しくなるように流量調整の処理が行われる。

【 0 0 3 5 】

測定流量が設定流量に等しくなった状態で消化器 4 内を送気ガスで十分に気腹し、ユーザは送気を停止するために送気ボタン 1 9 を ON から OFF にする。この場合には、図 7 及び図 9 に示すように測定流量は急激に下がる。

すると、ステップ S 3 1 の判定処理において上記の測定流量が閾値 F_{th} を超えて下がる変化有りの判定結果となり、この判定結果の場合には、ステップ S 3 2 の処理に進み、このステップ S 3 2 において CPU 5 1 は、流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a による送気流量の調整動作を停止させる。

10

図 9 は本実施形態におけるタイミングチャートを示す。図 9 にタイミングチャートは、図 7 のタイミングチャートにおいて、時間 $t_3 \sim t_4$ の期間における動作のみが異なる。上記のように時間 t_3 直後に測定流量が急激に下がる変化が変化量判定部 5 1 b により判定（検知）され、CPU 5 1 は電空比例弁 4 3 a による送気流量の調整動作を停止させる。

【 0 0 3 6 】

このため、図 7 においては時間 t_3 直後に調整値となる送気圧力設定値が上昇する現象を、図 9 においては停止させ、時間 t_3 直後に調整値としての送気圧力設定値は変化しない。

図 8 におけるステップ S 3 2 の処理の次のステップ S 1 0 において流量センサは、送気流量を測定し、CPU 5 1 は、測定流量を取得する。そして、次のステップ S 1 1 において CPU 5 1 は、測定流量が 0 か否かを判定し、測定流量が 0 の場合にはステップ S 3 3 において図 5 のステップ S 9 と同様にメモリ 5 3 より調整値を読み出し、読み出した調整値を流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a に設定する。その後、ステップ S 1 0 の処理に戻る。そして、CPU 5 1 は、測定流量が 0 以外になるのを待つ状態となる。送気ボタン 1 9 が OFF にされた後、ユーザが再び送気を開始するために送気ボタン 1 9 を OFF から ON にすると、ステップ S 1 1 において CPU 5 1 は測定流量が 0 でない判定を行い、流量調整部 4 3 の流量調整の動作を再開してステップ S 3 の処理に戻る。

20

【 0 0 3 7 】

第 1 の実施形態においては図 7 に示すように、送気ボタン 1 9 が ON された時間 t_1 から、送気ボタン 1 9 が ON から OFF にされた後の測定流量が 0 になる時間 t_4 までの期間 $t_4 - t_1$ が流量調整を行う流量調整機能の状態となる。

30

これに対して、本実施形態においては、図 9 に示すように送気ボタン 1 9 が ON された時間 t_1 から、送気ボタン 1 9 が ON から OFF にされた時間 t_3 までの期間 $t_3 - t_1$ が流量調整を行う流量調整機能の状態となる。

本実施形態は、第 1 の実施形態と同様の効果を有すると共に、送気ボタン 1 9 が ON から OFF にされた直後における無駄に流量調整を行う動作を解消できる。

なお、上述の説明においては、CPU 5 1 の変化量判定部 5 1 b は、 Δt の時間間隔後の測定流量の変化量（差分）が、正の閾値 F_{th} を超えて下がった判定結果の場合にのみ、流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a の流量調整の動作を停止させると説明したが、閾値 F_{th} を正負の値に設定して、閾値を超える変化の有無を判定を行うようにしても良い。例えば、 Δt の時間間隔後の測定流量の変化量（差分）が、 $\pm F_{th}$ を超えた場合に、流量調整の動作を停止させるようにしても良い。

40

具体的には、 $\pm F_{th} = \pm 0.5 \text{ L/min}$ に設定しても良い。但し、図 7 における時間 $t_1 \sim t_2$ の期間における測定流量が増大する変化の場合を含まない値となるように設定すべきである。

【 0 0 3 8 】

（第 3 の実施形態）

次に本発明の第 3 の実施形態を説明する。本実施形態は、例えば第 1 の実施形態において、タッチパネル 4 8 に流量補正ボタン（又は流量調整ボタン）4 8 c を設け、手術等の

50

手技を実地する前に、流量調整部 4 3 の調整値を手技に用いる軟性内視鏡 5 に適した調整値に補正し、手技中での流量調整処理をより円滑に行うことができるようにする。

図 1 0 は本実施形態における気腹装置 2 C を示す。この気腹装置 2 C は、図 2 の気腹装置 2 において、タッチパネル 4 8 に更に流量補正ボタン 4 8 c が設けてあり、流量補正ボタン 4 8 c が操作された場合の操作信号は CPU 5 1 に入力される。

本実施形態においては、この流量補正ボタン 4 8 c が操作された場合には、CPU 5 1 は流量補正ボタン 4 8 c が操作されたことを検知して、流量調整部 4 3 による流量補正処理又は流量調整処理を行う。そして、制御部を形成する CPU 5 1 は、流量補正処理又は流量調整処理により測定流量が設定流量と等しいときの調整値をメモリ 5 3 の調整値記憶部 5 3 a に記憶するように制御し、その後、実際に流量調整部 4 3 が流量調整を開始する場合に調整値記憶部 5 3 a が記憶した調整値を用いるように制御する。

10

【 0 0 3 9 】

その他の構成は、第 1 の実施形態と同様であり、その説明を省略する。上記流量補正ボタン 4 8 c は、送気流量調整部としての流量調整部 4 3 に対して、内視鏡送気管路 3 7 への送気流量を調整する動作を開始させる操作を行う流量調整操作部（又は流量調整操作デバイス）を形成する。

【 0 0 4 0 】

図 1 1 は、流量補正ボタン 4 8 c が操作された場合における流量補正処理を示す。

なお、ユーザは、流量補正ボタン 4 8 c を操作する場合、軟性内視鏡 5 を患者 3 の体腔内に挿入する前に、操作する。図 1 1 に示す流量補正処理は、図 5 におけるステップ S 1 ~ S 8 の処理に類似している。また、流量補正ボタン 4 8 c を操作する前にユーザにより予め設定流量が設定されているとして説明する。

20

流量補正ボタン 4 8 c が操作されると、最初のステップ S 4 1 において CPU 5 1 は、電磁弁 4 4 を開き、送気の動作を開始する。また、ユーザは送気ボタン 1 9 も ON にする。次のステップ S 4 2 において CPU 5 1 は、少しの時間（例えば 1 0 0 m S）待つ。

少しの時間経過後、ステップ S 4 3 に示すように流量センサ 4 6 は送気流量を測定する。そして CPU 5 1 は流量センサ 4 6 により測定された送気流量を測定流量として取得する。

【 0 0 4 1 】

次のステップ S 4 4 において CPU 5 1 は、測定流量が設定流量に等しいか否かの判定を行う。現在の動作状況においては、測定流量が設定流量に達していないために CPU 5 1 は、測定流量が設定流量に等しくないと判定し、次のステップ S 4 5 において CPU 5 1 は、流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a が流量調整を行うように制御する。この流量調整の処理として、図 6 におけるステップ S 2 1 , S 2 2 の処理を行い、ステップ S 4 2 の処理に戻る。

30

このような制御ループにより、調整値がステップ状に増大することにより、測定流量もステップに増大して設定流量に達する。すると、ステップ S 4 4 において CPU 5 1 は、測定流量が設定流量に等しくなったと判定し、ステップ S 4 6 の処理に移る。このステップ S 4 6 において CPU 5 1 はメモリ 5 3 に、測定流量が設定流量に等しくなったときの調整値を記憶し、図 1 1 の流量補正処理を終了する。

40

【 0 0 4 2 】

図 1 1 の流量補正処理により、流量調整部 4 3 の電空比例弁 4 3 a が流量調整の動作を開始する場合の調整値の初期値（初期設定値）を、流量補正処理を行わない場合よりも円滑に設定流量に設定して気腹することができる。

上記のように流量補正処理を行った後、軟性内視鏡 5 の挿入部 1 1 を患者 3 の体腔内、例えば消化器 4 内に挿入し、送気ボタン 4 8 a を操作して実際の手技での送気を開始する。図 1 2 は本実施形態における送気処理を示す。図 1 2 に示すフローチャートは、図 5 の送気処理において、ステップ S 8 の処理を省略した内容となる。このため、図 1 2 においては、図 5 の送気処理において省略されるステップ S 8 の処理を点線で示している。

上述したように本実施形態においては、流量補正処理により測定流量が設定流量に等し

50

なくなったときの調整値をメモリ 53 に記憶しているので、図 12 の送気処理においては、調整値をメモリ 53 に記憶する処理を行わない。その他の処理は、図 5 の場合と同様である。

【0043】

本実施の形態によれば、第 1 の実施形態の効果を有すると共に、更に実際の手技を行う前に、手技に用いる軟性内視鏡 5 を用いた流量補正処理により流量調整部 43 が流量調整の動作を開始する調整値を、設定流量に設定しているので、実際に軟性内視鏡 5 を用いて手技を行う場合、送気流量（測定流量）を設定流量に設定して気腹を円滑に行うことができる。

なお、上記のように流量補正を行う代わりに、実際に接続して使用する軟性内視鏡 5 や、ビデオプロセッサ 7 から、当該軟性内視鏡 5 の内視鏡送気管路 37 の情報を含む内視鏡情報を取得し、取得した内視鏡情報における内視鏡送気管路 37 の情報に基づいて、上記の調整値を設定するようにしても良い。

【0044】

（第 4 の実施形態）

次に本発明の第 4 の実施形態を説明する。第 1 の実施形態においては、測定流量が設定流量に達した後において、送気ボタン 19 が ON から OFF にされて測定流量が設定流量から 0 になるまで下がった場合に流量調整の動作を停止させるようにしていた。本実施形態においては測定流量が設定流量に達した後において、設定流量から 0 に下がる途中において、測定流量が 0 より大きい閾値以下に変化した場合に流量調整の動作を停止させるようにする。

このため、本実施形態においては、CPU 51 は、流量センサ 46 により測定された測定流量が閾値以下に変化したか（又は閾値以下に下がったか）否かを判定する流量判定部（又は流量判定器）51c（後述する図 15 において点線で示す）の機能を持ち、測定流量が閾値以下に変化した判定結果の場合には、流量調整部 43 の流量調整の動作を停止させるように制御する。その他の構成は、第 1 の実施形態と同様であり、その説明を省略する。

図 13 は本実施形態の送気処理の内容を示す。図 13 に示す送気処理は、図 5 の送気処理において一部が異なるのみであり、異なる部分のみ説明する。図 13 の送気処理は、図 5 におけるステップ S5 の処理をステップ S51 のように変更し、図 5 におけるステップ S9 の処理の前にステップ S52 の処理を挿入した内容となる。

【0045】

図 13 に示すようにステップ S1 から S4 までは、図 5 の場合と同様の処理を行い、ステップ S4 の処理の後のステップ S51 において CPU 51（の流量判定部 51c）は、流量センサ 46 により測定された現在の測定流量が、閾値以下に変化したか否かの判定を行う。現在の動作状況においては、測定流量が増加する状態であるため、CPU 51 は閾値以下に変化しない判定を行う。

この判定結果の場合にはステップ S6 に進み、図 5 において説明したようにステップ S7 を経てステップ S3 に戻る流量調整の制御ループにより流量調整部 43 が流量調整を行う。そして、測定流量が設定流量に等しくなった調整後にステップ S6 からステップ S8 の処理に進み、ステップ S8 の処理の後、ステップ S3 の処理に戻り、ステップ S3～S4，S51，S6，S8 のループで処理を行う。

【0046】

測定流量が設定流量に等しくなった状態で送気を行い、消化器 4 内を十分に気腹した場合にユーザが送気ボタン 19 を ON から OFF にする。すると、図 14 のタイミングチャートに示すように流量センサ 46 により測定される測定流量は急激に低下し、例えば時間 t5 において閾値以下になった後、時間 t4 で 0 となる。

この場合、ステップ S51 において CPU 51（の流量判定部 51c）は、流量センサ 46 により測定された現在の測定流量が、閾値以下に変化した判定を行い、ステップ S52 の処理に移る。ステップ S52 において CPU 51 は、流量調整部 43 の流量調整の動

作を停止させる。更に、ステップＳ９においてＣＰＵ５１は、メモリ５３から調整値を読み出し、その調整値を流量調整部４３に設定する。

このため、図１４のタイミングチャートで示すように時間ｔ３からｔ５までの期間においては、流量調整部４３の流量調整の動作を行うために、図５の場合と同様に送気圧力設定値が上昇する。しかし、時間ｔ５において流量調整部４３の流量調整の動作が停止し、ステップＳ９の処理により送気圧力設定値は、設定流量の場合の調整値に相当する値になる。

【００４７】

ステップＳ９の処理の後、ステップＳ１０において流量センサ４６による送気流量の測定が行われ、ＣＰＵ５１は、測定流量として取得する。次のステップＳ１１においてＣＰ

10

Ｕ５１は、測定流量が０か否かを判定し、０である場合にはステップＳ１１の処理を続行する。
ユーザは、送気ボタン１９をＯＦＦにした後、再び送気することを望む場合に送気ボタン１９をＯＦＦからＯＮにする。すると、ステップＳ１１においてＣＰＵ５１は、測定流量が０以外であると判定し、流量調整部４３の流量調整の動作を開始させ、ステップＳ３の処理に戻る。

図１４に示すタイミングチャートは、図７のタイミングチャートにおいて時間ｔ４の直前の期間（図１４における時間ｔ５～ｔ４の期間）において異なるのみである。

【００４８】

第１の実施形態においては、送気ボタン１９をＯＮからＯＦＦにした場合、ＯＦＦにした時間ｔ３から測定された測定流量が０になる時間ｔ４まで、不必要となる流量調整を行っていたが、本実施形態では測定流量が０になる時間ｔ４よりも前の時間ｔ５までに低減できる。このため、本実施形態では流量調整機能が働く期間は、時間ｔ１からｔ５となる。

20

本実施形態によれば、第１の実施形態の効果を有すると共に、送気ボタン１９をＯＮからＯＦＦにした場合における不必要な流量調整を行う動作期間を低減することができる。なお、上記閾値を０よりも僅かに大きい値に設定すると、実質的に第１の実施形態と同様の作用効果となる。

送気ボタン１９がＯＮからＯＦＦにされたタイミングをより速く検出又は判定できるように、流量判定部が判定に用いる閾値として、例えば設定流量の例えば８～９割程度に設定しても良い。この場合には、設定流量の状態において送気ボタン１９がＯＮからＯＦＦにされたタイミングを短いタイムラグで検出することが可能になる。

30

【００４９】

（第５の実施形態）

次に本発明の第５の実施形態を説明する。上述した第１～第４の実施形態においては、流量センサ４６の測定流量に基づいて送気ボタン１９がＯＮからＯＦＦにされたことを検出（判定）し、流量調整部４３による流量調整を停止させ、更にメモリ５３から読み出した調整値を流量調整部４３に設定するようにしていた。

これに対して、本実施形態においては、送気ボタン１９がＯＮからＯＦＦにされた状態の内視鏡送気管路３７が閉状態にされた場合の圧力を、圧力センサ４５により測定される

40

測定圧力で検出又は判定する。
つまり、送気ボタン１９がＯＮからＯＦＦにされた状態の内視鏡送気管路３７が閉状態にされた場合には、圧力センサ４５により測定される閉状態の測定圧力値又は圧力測定値としてのロック圧力値Ｐ１０を検出又は判定し、このロック圧力値Ｐ１０を検出又は判定した場合には、ＣＰＵ５１は、流量調整部４３による流量調整を停止させる。

【００５０】

このため、本実施形態の気腹装置は、図２に示す気腹装置２において、その電気制御基板４７として例えば図１５に示すようにＣＰＵ５１がロック圧力検出部（又はロック圧力検出回路）５１ｄの機能を持つようにしている。

また、例えばメモリ５３は、ロック圧力値Ｐ１０を検出するために、このロック圧力値

50

P 1 o よりも若干小さい圧力値のロック圧力閾値 P t h を記憶するロック圧力閾値記憶部（又はロック圧力閾値記憶デバイス）5 3 b を有する。

そして、C P U 5 1（のロック圧力検出部 5 1 d）は、上記ロック圧力閾値 P t h と、圧力センサ 4 5 により測定された測定圧力（圧力測定値）とを比較し、測定圧力がロック圧力閾値 P t h を超えた場合には送気ボタンが O F F の状態であると判定し、流量調整部 4 3 による流量調整を停止させるように制御する。

その他の構成は第 1 の実施形態と同様である。図 1 6 は本実施形態の送気処理を示す。

【 0 0 5 1 】

図 1 6 に示す送気処理は、図 5 の送気処理と一部異なるのみであるので、異なる部分のみ説明する。図 1 6 の送気処理は、図 5 におけるステップ S 8 の処理の後にステップ S 6 1 及び S 6 2 の処理を行い、また、ステップ S 6 2 の判定結果に応じて、ステップ S 6 3 の処理を行った後、ステップ S 9 の処理を行うようにしている。また、ステップ S 5 の処理において、測定流量が 0 の場合には、測定流量が 0 以外の状態になるのを待つ内容に変更している。

具体的に説明すると、図 5 の場合と同様にステップ S 1 から S 5 までの処理を行い、測定流量が 0 以外の値になると、C P U 5 1 は流量調整部 4 3 による流量調整の動作を開始させ、次のステップ S 6 に進み図 5 において説明したように測定流量が設定流量に等しいか否かの判定を行う。

【 0 0 5 2 】

この動作状況においては、測定流量が設定流量に達していないので、ステップ S 7 により流量調整部 4 3 は調整値を少し増加した後、ステップ S 3 に戻り、同様の動作を繰り返すことにより測定流量が設定流量に等しくなるように調整する。

測定流量が設定流量に等しくなると、ステップ S 6 の処理後にステップ S 8 の処理に進み、メモリ 5 3 に現在の流量調整部 4 3 の調整値を記憶した後、ステップ S 6 1 において圧力センサ 4 5 にて気腹用送気管路 4 1 の送気圧力を測定し、測定された測定圧力（圧力測定値）は、C P U 5 1 により取得される。

次のステップ S 6 2 において C P U 5 1 のロック圧力検出部 5 1 d は、測定圧力がロック圧力閾値 P t h 以上か否かを検出又は判定する。現在の動作状況においては、測定流量が設定流量に等しくなった状態で送気の動作が続行される。従って、ステップ S 6 2 においてロック圧力検出部 5 1 d により測定圧力は、ロック圧力閾値 P t h 未滿と判定され、ステップ S 3 の処理に戻り、ステップ S 3 ~ S 6 , S 8 , S 6 1 , S 6 2 のループで処理が繰り返される。

【 0 0 5 3 】

ユーザは、測定流量が設定流量に等しい状態で消化器 4 内に送気ガスを送気して消化器 4 内を十分に気腹したと判断した場合には、送気ボタン 1 9 を O N から O F F にする。送気ボタン 1 9 が O F F にされると、ステップ S 6 2 においてロック圧力検出部 5 1 d により測定圧力がロック圧力閾値 P t h 以上と検出又は判定され、ステップ S 6 3 の処理に進み、このステップ S 6 3 において C P U 5 1 は、流量調整部 4 3 の流量調整の動作を停止させる。ステップ S 6 3 の処理後、ステップ S 9 に示すように C P U 5 1 は、メモリ 5 3 より調整値を読み出し、その調整値を流量調整部 4 3 に設定した後、ステップ S 3 の処理に戻る。

図 1 7 は本実施形態の動作のタイミングチャートを示す。図 1 7 に示すタイミングチャートは、図 7 のタイミングチャートにおいて、更に圧力センサ 4 5 により測定された圧力測定値がロック圧力閾値 P t h 以上か否かを判定する内容が追加されている。

【 0 0 5 4 】

図 1 7 に示すように送気ボタン 1 9 が O N されて送気流量（測定流量）が設定流量に達した後において、圧力センサ 4 5 による測定圧力がロック圧力閾値 P t h 以上になる時間 t 6 において、C P U 5 1 は、図 1 6 のステップ S 6 2 , S 6 3 に示すように、流量調整部 4 3 の流量調整の動作を停止させると共に、ステップ S 9 に示すようにメモリ 5 3 より調整値を読み出し、その調整値を流量調整部 4 3 に設定する。

このため、例えば時間 t_6 を図 7 における t_4 と見なすと、第 1 の実施形態と実質的に同じ動作となる。

従って、本実施形態は、第 1 の実施形態と殆ど同じ効果を有する。

なお、本実施形態において図 15 に示すタッチパネル 48 において点線で示すように選択ボタン（又は選択スイッチ）48d を設け、この選択ボタン 48d を構成する第 1 ボタン B1 ~ 第 5 ボタン B5 の 1 つを選択的に ON する操作を行うことにより上述した第 1 ~ 第 5 の実施形態の動作モードを選択することができるようにしても良い。

【0055】

第 3 の実施形態を除く第 1, 2, 第 4, 第 5 の実施形態の動作モードにおける特徴部分は、軟性内視鏡 5 に設けた送気ボタン 19 が ON から OFF（換言すると内視鏡送気管路 37 が開から閉）にされたことを検出する検出手段が特徴となる。第 1 ボタン B1、第 2 ボタン B2、第 4 ボタン B4、第 5 ボタン B5 は、送気ボタン 19 により内視鏡送気管路 37 を開から閉への第 2 の切替の操作を行う、該第 2 の切替の操作を検出する場合の複数の検出動作（モード）を選択する選択スイッチを形成する。

10

また、選択された場合の動作モードを行うことができるように、タッチパネル 48 には点線で示す流量補正ボタン 48c が設けてある。また、CPU 51 は、点線で示すように変化量判定部 51b を備える。

そして、ユーザにより例えば第 j ボタン B j （ $j = 1, 2, \dots, 5$ のいずれか）が ON された場合には、上述した第 j の実施形態の動作を行う。

このように選択ボタン 48d を設けて、複数の動作モードからその 1 つを選択できるようにすると、ユーザは手術を行う場合に適した動作モードを選択することができるので、ユーザに対する利便性を向上できる。

20

【0056】

制御部を構成する CPU 51 は、上記選択ボタン 48d の選択に応じて、流量測定部としての流量センサ 46 により測定された前記測定流量が前記閾値以下に変化したか否かの第 1 の条件を含む所定の条件を満たすと判定した場合に、流量調整部 43 による送気流量を調整する動作を停止すると共に、調整値記憶部 53a より読み出した調整値を流量調整部 43 に設定するように制御することになる。この場合の所定の条件として、以下のように拡大しても良い。

30

流量測定部としての流量センサ 46 により測定された前記測定流量が前記閾値以下に変化したか否かの第 1 の条件、又は圧力測定部としての圧力センサ 45 による測定圧力がロック圧力値 P_{10} を検出した場合の第 2 の条件を含む所定の条件を満たすと判定した場合に、制御部を構成する CPU 51 は、流量調整部 43 による送気流量を調整する動作を停止すると共に、調整値記憶部 53a より読み出した調整値を流量調整部 43 に設定するように制御するようにしても良い。

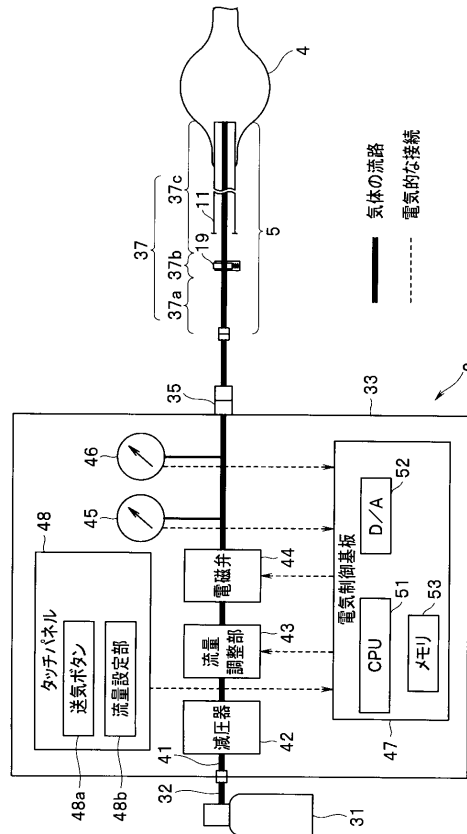
なお、上述した実施形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

【0057】

本出願は、2013 年 12 月 26 日に日本国に出願された特願 2013 - 269993 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

40

【 図 2 】



【 ㊦ 4 B 】

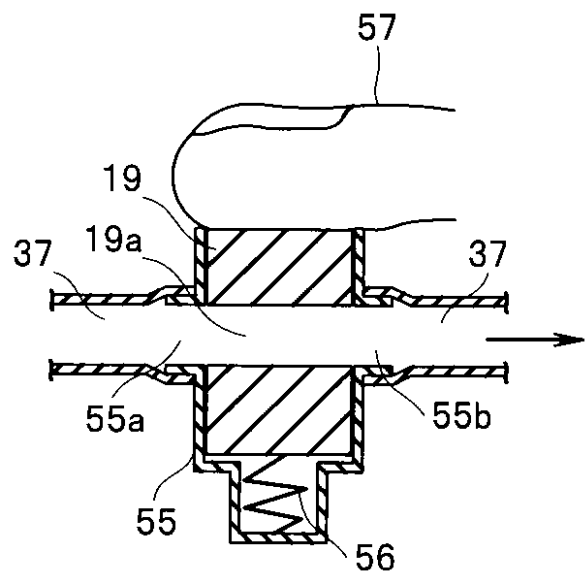
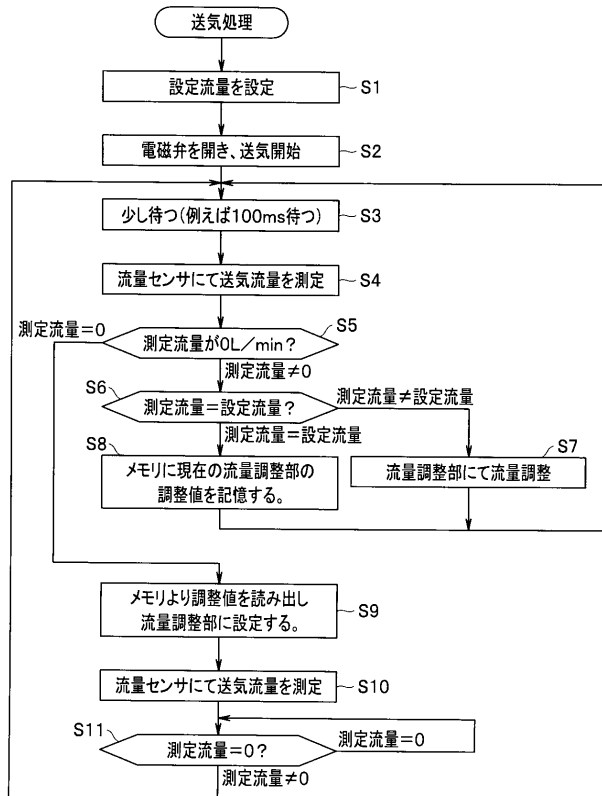
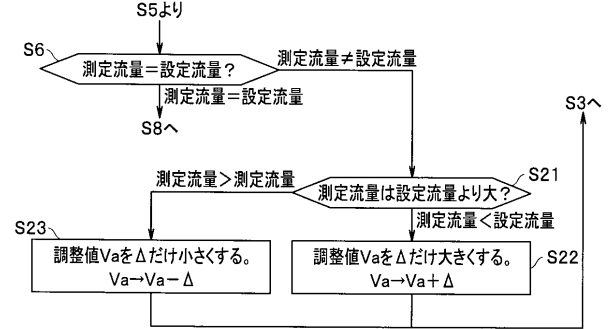


FIG. 1 is a cross-sectional view of a first embodiment of a device. It shows a central block 19 with a central cavity 19a. A horizontal member 37 passes through the block, with its ends 55a and 55b secured by a clamping member 55. A spring 56 is located below the block, pushing it upwards against the clamping member 55.

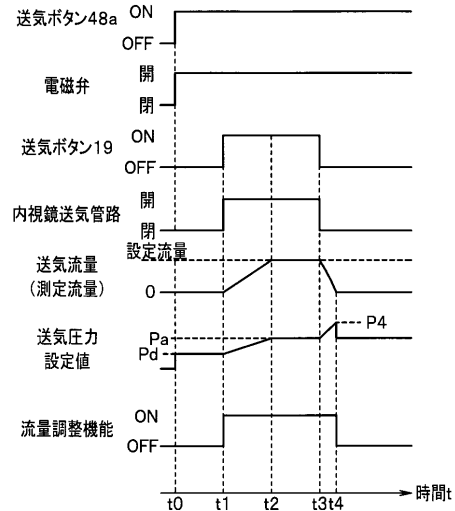
【図 5】



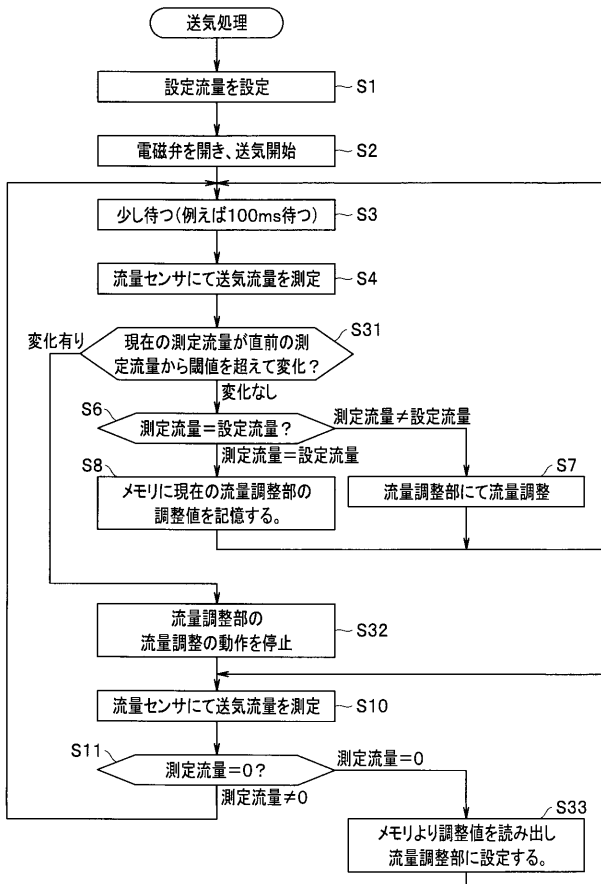
【図 6】



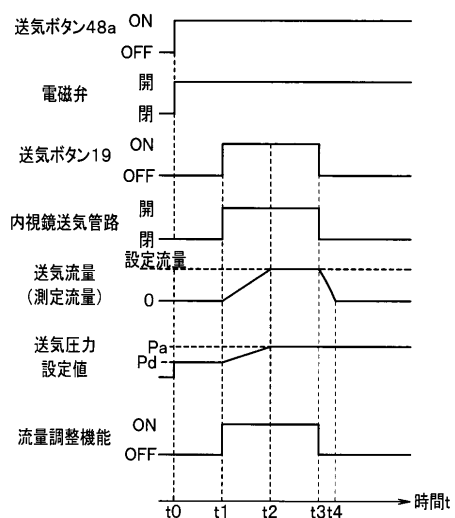
【図 7】



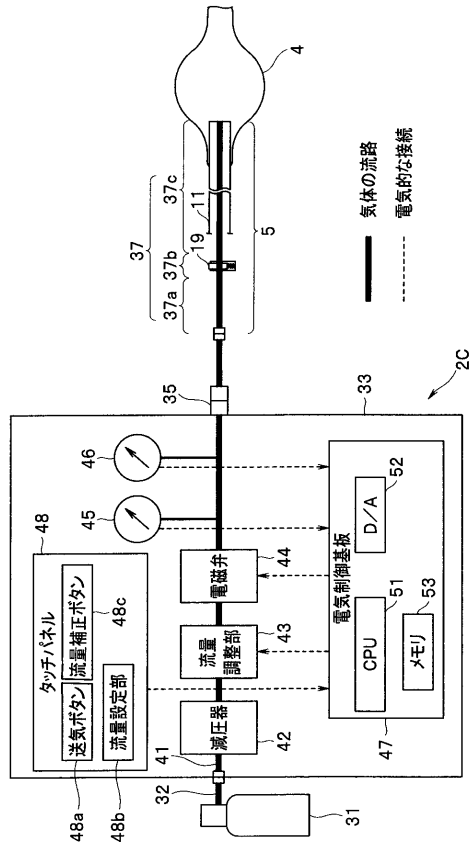
【図 8】



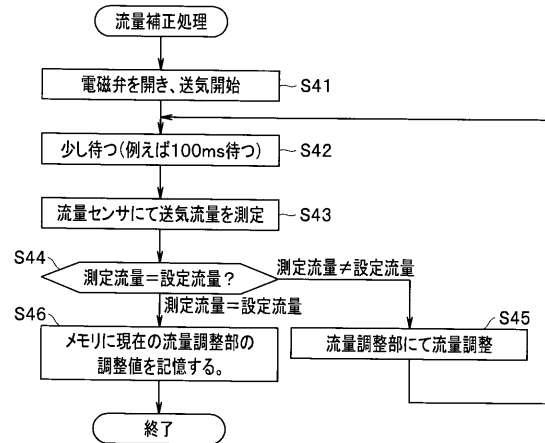
【図 9】



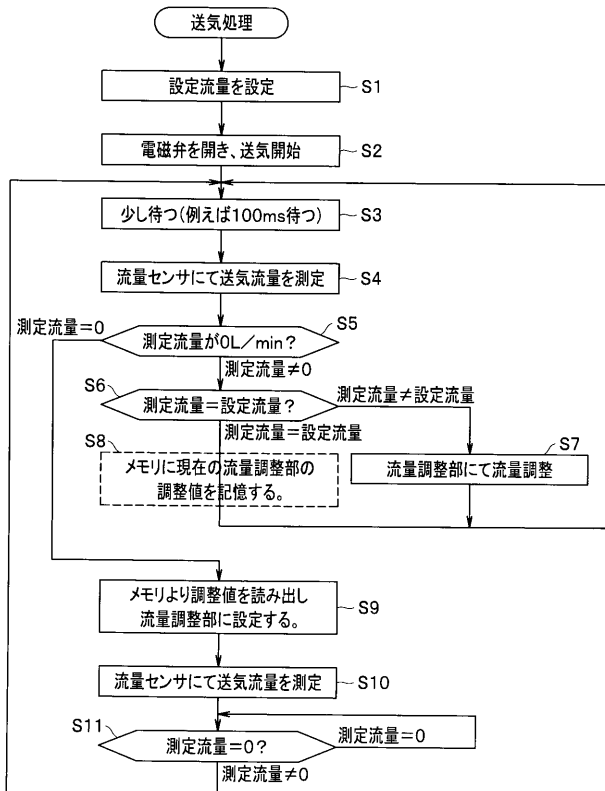
【 図 1 0 】



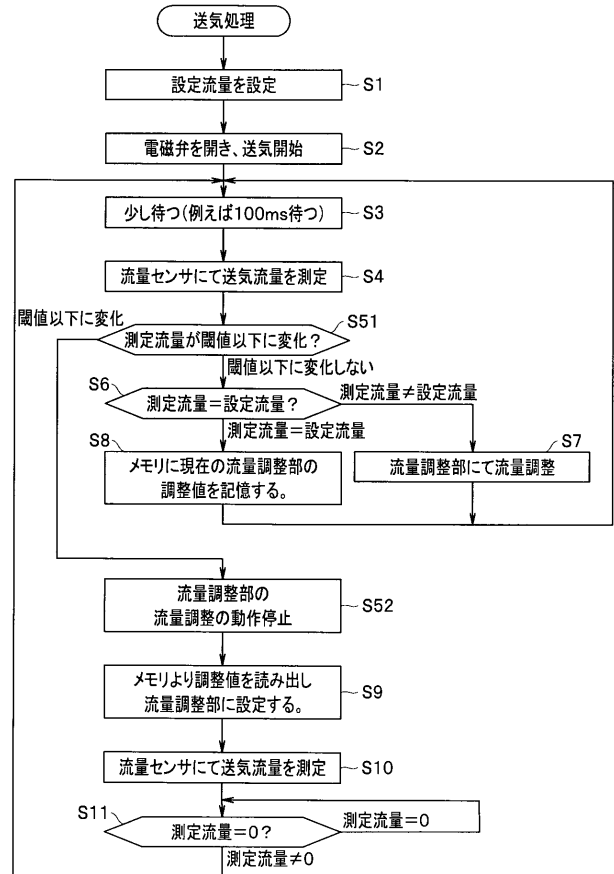
【 図 1 1 】



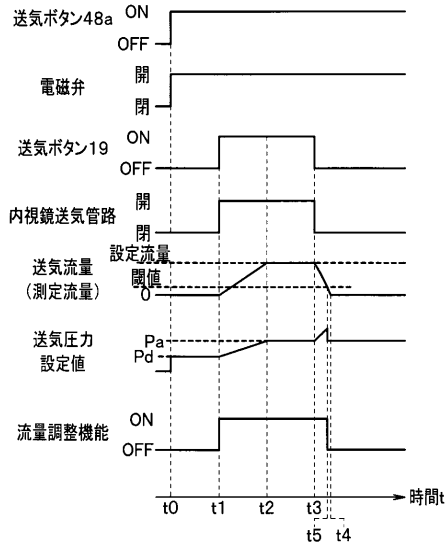
【 図 1 2 】



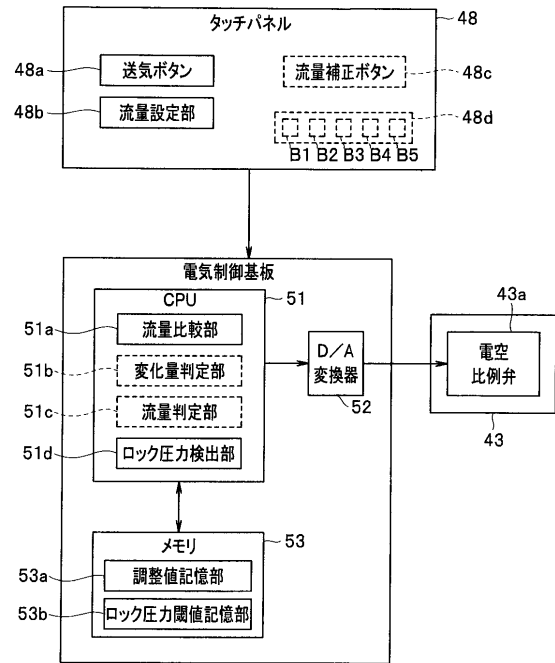
【 図 1 3 】



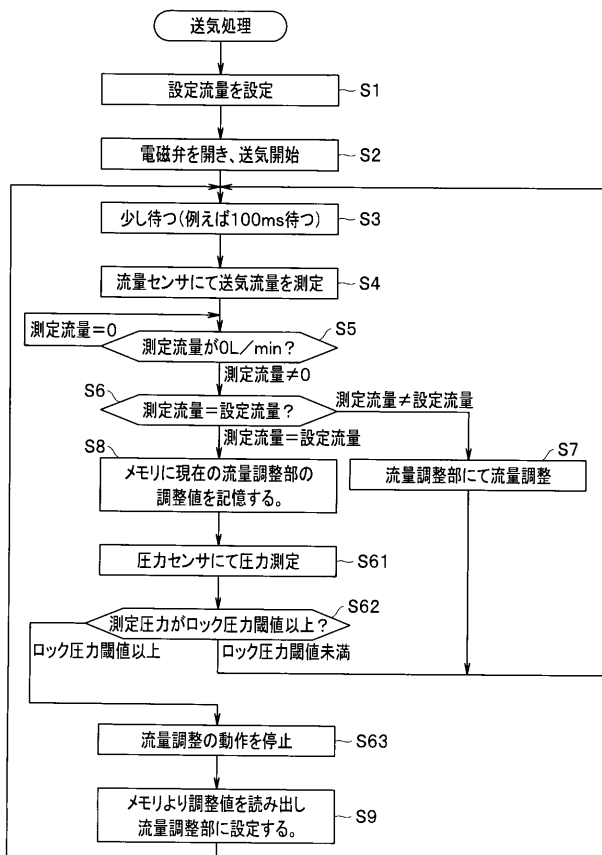
【図 14】



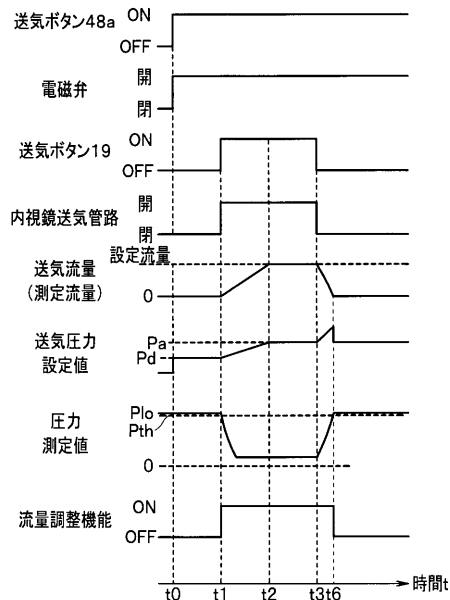
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【手続補正書】

【提出日】平成27年7月1日(2015.7.1)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0002

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0002】

近年、内視鏡は、医療分野において広く用いられるようになっている。また、軟性の挿入部を有する内視鏡としての軟性内視鏡は、屈曲した体腔（又は管腔）内に沿って挿入され、検査対象又は処置対象の部位において、気腹装置（送気装置とも言う）により体腔（又は管腔）を気体で膨らませる気腹操作（又は送気操作）が行われ、軟性内視鏡による観察視野の確保や処置を行うための空間が確保される。また、軟性内視鏡は、検査対象の臓器又は部位に応じて、挿入部の内径等が異なる様々な種類のものがあり、送気を行う送気管路も軟性内視鏡の種類に応じて細いものから太いものまで様々ある。

例えば、国際公開番号W02007/080971の従来例には、内視鏡の挿入部の先端側を腹腔内に挿入し、腹腔内を気腹装置で気腹し、その際流量センサは流量を測定してコントローラに出力し、コントローラが電空比例弁により流量を調整する内容を開示している。この従来例では、軟性内視鏡が用いられているが、気腹装置は、軟性内視鏡内の内視鏡管路としての送気管路を使用しないで、腹腔内を気腹する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明の一態様の気腹装置は、送気するための送気ガス源と、前記送気ガス源と接続され、気腹用の送気ガスを送気する気腹用送気管路と、前記気腹用送気管路と挿入部を有する内視鏡内に設けられた内視鏡送気管路とを接続する内視鏡接続チューブと、前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量を測定流量として測定するよう構成された送気流量測定部と、前記送気流量測定部により測定される前記送気流量を目標とする、0より大きい設定流量とするために予め前記設定流量を設定するよう構成された設定流量設定部と、前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量に等しくない場合には、前記送気流量の調整値を変更して前記内視鏡送気管路への前記送気流量を調整するよう構成された送気流量調整部と、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量と等しいときに、前記送気流量調整部の前記調整値を記憶するよう構成された調整値記憶部と、前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が前記設定流量に達した後において閾値以下に変化したときには、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を送気流量調整部に設定する制御を行うよう構成された制御部と、を有する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送気するための送気ガス源と、

前記送気ガス源と接続され、気腹用の送気ガスを送気する気腹用送気管路と、

前記気腹用送気管路と挿入部を有する内視鏡内に設けられた内視鏡送気管路とを接続す

る内視鏡接続チューブと、

前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量を測定流量として測定するよう構成された送気流量測定部と、

前記送気流量測定部により測定される前記送気流量を目標とする設定流量とするために予め前記設定流量を設定するよう構成された設定流量設定部と、

前記気腹用送気管路上に設けられ、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量に等しくない場合には、前記送気流量の調整値を変更して前記内視鏡送気管路への前記送気流量を調整するよう構成された送気流量調整部と、

前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量と等しいときに、前記送気流量調整部の前記調整値を記憶するよう構成された調整値記憶部と、

前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が前記設定流量に達した後において閾値以下に変化したときには、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を送気流量調整部に設定する制御を行うよう構成された制御部と、

を有することを特徴とする気腹装置。

【請求項 2】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により時間 t において測定された測定流量が、前記時間 t の直前の時間 $t - \delta$ において測定された測定流量値と比べ所定の閾値を超えて変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 3】

更に、前記送気流量調整部に対して、前記内視鏡送気管路への前記送気流量を調整する動作を開始させる操作を行うよう構成された流量調整操作部を有し、

前記流量調整操作部の操作結果に応じて、前記調整値記憶部は前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量と等しいときの前記送気流量調整部の前記調整値を記憶し、

前記制御部は、前記送気流量調整部が流量調整を開始する場合に前記調整値記憶部が記憶した前記調整値を用いるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 4】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が、前記閾値以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 5】

前記閾値は、少なくとも 0 より大きな値の送気流量値であることを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 6】

更に、前記内視鏡に設けられた前記内視鏡送気管路を閉から開への第 1 の切替と、開から閉への第 2 の切替との操作を行う送気ボタンによる前記第 2 の切替の操作を検出する複数の検出動作を選択する選択スイッチを有し、

前記制御部は、前記選択スイッチの選択に応じて、前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が前記閾値以下に変化したか否かの第 1 の条件を含む所定の条件を満たすと判定した場合に、前記送気流量調整部による前記送気流量を調整する動作を停止すると共に、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を前記送気流量調整部に設定するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 7】

更に、前記内視鏡送気管路が閉状態にされた場合の圧力を測定する圧力センサを有し、前記制御部は、前記圧力センサにより測定された測定圧力値が前記閉状態にされた場合の圧力を検出するための圧力閾値を超えたときには、前記所定の条件を満たすと判定し、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御すると共に、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を前記送気流量調整部に設定するように制御することを特徴とする請求項 6 に記載の気腹装置。

【請求項 8】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により測定された前記測定流量が、前記閾値以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御すると共に、前記調整値記憶部より読み出した前記調整値を前記送気流量調整部に設定し、前記送気流量調整部が設定された前記調整値を用いて以後の送気流量の調整を行うように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 9】

前記制御部は、更に前記送気流量測定部により時間 t において測定された測定流量が、前記時間 t の直前の時間 $t - \delta$ において測定された測定流量値と比べ所定の閾値以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記送気流量測定部により測定された測定流量が前記設定流量に達した後において、測定流量が前記設定流量の 8 ～ 9 割に設定された前記閾値以下に変化したときには、前記送気流量調整部が前記送気流量を調整する動作を停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 11】

更に、前記内視鏡に設けられた送気ボタンにより前記内視鏡送気管路を、開から閉への切替の操作を検出する複数の検出モードを選択する選択スイッチを有し、

前記制御部は、前記選択スイッチの選択に応じた動作の制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【請求項 12】

前記流量調整部は、電空比例弁により構成されることを特徴とする請求項 10 に記載の気腹装置。

【請求項 13】

前記内視鏡接続チューブが前記内視鏡送気管路に接続される前記内視鏡は、軟性の挿入部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の気腹装置。

【手続補正書】

【提出日】平成27年12月14日(2015.12.14)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

また、気腹装置本体 33 に設けたタッチパネル 48 には、送気の開始と停止の指示操作を行う送気ボタン 48a と、気腹に適した送気流量としての設定流量を設定する流量設定部 48b が設けてある。ユーザにより、送気ボタン 48a の指示操作の信号は信号線を介して電気制御基板 47 に送られ、電気制御基板 47 は、指示操作に対応した制御動作を行う。また、電気制御基板 47 は、流量センサ 46 により測定された測定流量が、流量設定部 48b により設定された目標とする設定流量となるように流量調整部 43 による送気流量を調整する制御動作を行う。

減圧器 42 は、炭酸ガスボンベ 31 から送気される送気ガスとしての炭酸ガスの圧力を減圧して、流量調整部 43 に送気する。流量調整部 43 は、気腹用送気管路 41 により送気される送気ガスの流量（送気流量）を調整する。この流量調整部 43 は、図 3 に示すように例えば、制御信号の電圧レベルに比例して入力される送気ガスの圧力を無段階に制御することにより、送気ガスの送気流量を調整する電空比例弁 43a により構成される。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

流量調整部43により調整された送気ガスは、電気制御基板47からの弁開閉信号により開閉が制御される電磁弁44を経て送気口金35側に送気される。また、電磁弁44と送気口金35との間の気腹用送気管路41上には、送気ガスの圧力を測定する圧力センサ45と、送気流量を測定する流量センサ46とが配置され、それぞれ測定した送気圧力（測定圧力とも言う）及び測定した送気流量（測定流量とも言う）を電気制御基板47に送る。

電気制御基板47は、例えば図3に示すように中央演算処理装置（CPUと略記）51と、CPU51から流量調整部43を構成する電空比例弁43aの送気圧力を制御するデジタル電圧値をアナログ電圧値に変換して出力するD/A変換器52と、CPU51の制御プログラムを記憶すると共に、測定流量が設定流量と等しくなる場合における電空比例弁43aの送気圧力値に対応する値を調整値として記憶するメモリ53とを有する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0023

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0023】

この場合には、送気ボタン19をOFFにした後の短い時間経過後に、流量センサ46で測定された測定流量が0になる。すると、ステップS5においてCPU51は、（0に近い閾値以下となることにより）測定流量が0に等しいと判定する。測定流量が0に等しい判定結果の場合には、ステップS9においてCPU51は、メモリ53からこのメモリ53に記憶された調整値を読み出し、読み出した調整値を流量調整部43に設定する。

具体的には、メモリ53に記憶されたデジタルの調整値が例えばVaであった場合には、この調整値VaをD/A変換器52で変換したアナログの調整値Vaを流量調整部43の電空比例弁43aに設定する。また、CPU51は、電空比例弁43aによる流量調整の動作を停止するように制御する。流量調整部43の電空比例弁43aは、（次に）送気流量を調整する動作を行う場合、この調整値Vaを初期値として送気流量の調整を開始することになる。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0041

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0041】

次のステップS44においてCPU51は、測定流量が設定流量に等しいか否かの判定を行う。現在の動作状況においては、測定流量が設定流量に達していないためにCPU51は、測定流量が設定流量に等しくないと判定し、次のステップS45においてCPU51は、流量調整部43の電空比例弁43aが流量調整を行うように制御する。この流量調整の処理として、図6におけるステップS21、S22の処理を行い、ステップS42の処理に戻る。

このような制御ループにより、調整値がステップ状に増大することにより、測定流量もステップに増大して設定流量に達する。すると、ステップS44においてCPU51は、測定流量が設定流量に等しくなったと判定し、ステップS46の処理に移る。このステップS46においてCPU51はメモリ53に、測定流量が設定流量に等しくなったときの調整値を記憶し、図11の流量補正処理を終了する。

【手続補正5】

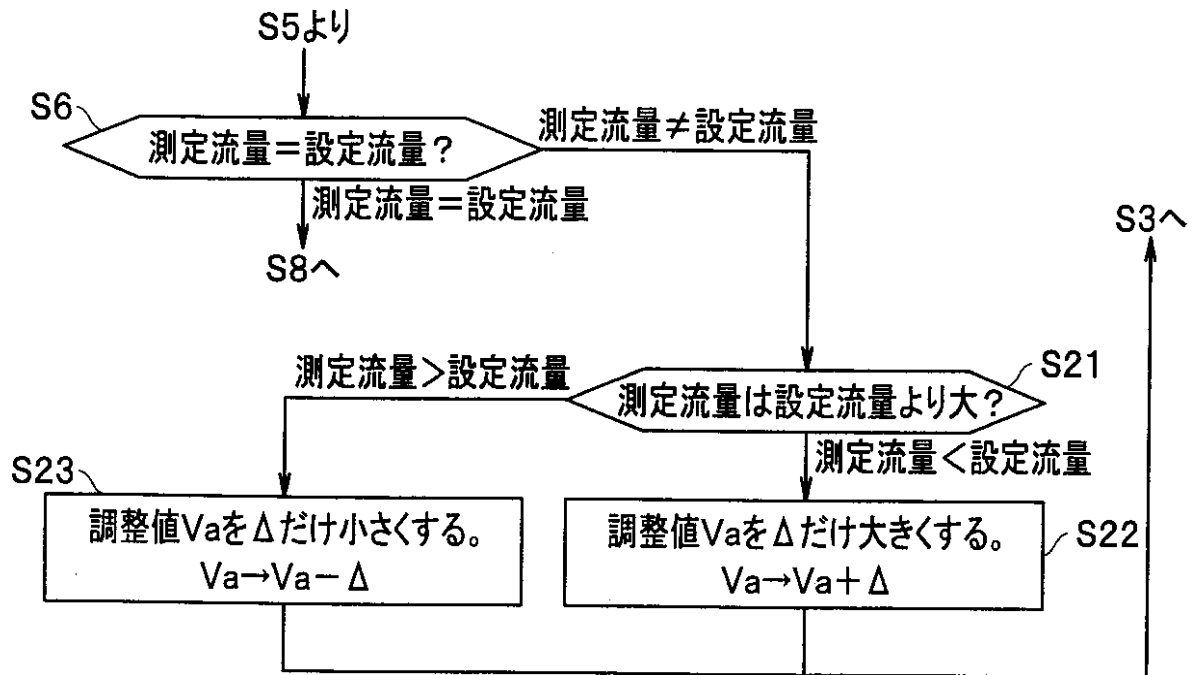
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 6】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/076676

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)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)

A61B1/00, A61B17/00

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
A	JP 2006-288881 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0074] to [0138] & US 2007/0244363 A1 & EP 1825802 A1 & WO 2006/064713 A1	1-12
A	JP 61-48332 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 10 March 1986 (10.03.1986), page 3, lower left column, line 4 to lower right column, line 17 (Family: none)	1-12

☐ 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
17 December 2014 (17.12.14)Date of mailing of the international search report
06 January 2015 (06.01.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 7 6 6 7 6	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)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. A61B1/00, A61B17/00			
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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014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	
A	JP 2006-288881 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 段落【0074】-【0138】 & US 2007/0244363 A1 & EP 1825802 A1 & WO 2006/064713 A1	1-12	
A	JP 61-48332 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986.03.10, 第3頁 左下欄第4行-右下欄第17行 (ファミリーなし)	1-12	
☐ 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 17.12.2014		国際調査報告の発送日 06.01.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 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) 石原 徹弥	2Q 3109
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	吹气装置		
公开(公告)号	JPWO2015098229A1	公开(公告)日	2017-03-23
申请号	JP2015532640	申请日	2014-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	山岡弘治		
发明人	山岡 弘治		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/015 A61M13/003 A61M2202/0225 A61M2205/3331 A61M2205/3334 A61M2205/50 A61M2205/502 A61M2202/0007 A61M13/00		
FI分类号	A61B1/00.332.D		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH02 4C161/HH09 4C161/HH51 4C161/JJ11		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013269993 2013-12-26 JP		
其他公开文献	JP5901855B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

气腹装置连接到注入气体源，并且用在具有用于输送用于注入气体的注入气体的注入空气供应导管，以及注入空气供应导管和柔性插入部分的内窥镜中。内窥镜连接管连接到所提供的内窥镜供气管线，将测量空气流量作为测量流量的空气流量测量单元，以及以测量空气流量为目标设定流量 设定流量设定部，如果测得的流量不等于设定的流量，则变更调整值以调整向内窥镜供气管线的空气流量，并设定测得的流量。当流量等于流量时，当测量流量在达到设定流量后变化到阈值以下时，存储吹入流量调整部分的调整值和从调整值存储部分读取的调整值的调整值存储部分。以及控制空气流量调节单元的控制单元。

