

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5520877号
(P5520877)

(45) 発行日 平成26年6月11日(2014.6.11)

(24) 登録日 平成26年4月11日(2014.4.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-101674 (P2011-101674)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成23年4月28日(2011.4.28)	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(65) 公開番号	特開2012-231897 (P2012-231897A)	(72) 発明者	鳥澤 信幸 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(43) 公開日	平成24年11月29日(2012.11.29)	審査官	伊藤 昭治
審査請求日	平成25年11月12日(2013.11.12)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡送気システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

気体供給源からの気体を生体の管腔内に送気する内視鏡送気システムであって、
前記気体供給源からの気体を生体の管腔内に送気するための送気管路と、
前記気体供給源からの気体の圧力を調整する圧力調整手段と、
前記圧力調整手段よりも管腔側の前記送気管路に設けられ、該送気管路を流れる気体を一時的に保持するバッファタンクと、
前記バッファタンク内の圧力を測定する圧力測定手段と、
前記管腔内の圧力の設定値を設定する設定手段と、
前記圧力測定手段による測定結果から前記管腔内の圧力を算出し、該管腔内の圧力が前記設定手段により設定された設定値となるように、前記圧力調整手段により調整される気体の圧力を制御する圧力制御手段と、を備え、

前記送気管路のうち、前記バッファタンクよりも気体供給源側管路の第1管路抵抗は、前記バッファタンクよりも管腔側管路の第2管路抵抗に比べて大きいことを特徴とする内視鏡送気システム。

【請求項2】

前記第1管路抵抗と前記第2管路抵抗との比率を可変可能な管路抵抗可変手段と、
前記管腔内の圧力が所定の閾値を超えるか否かを判別し、前記管腔内の圧力が所定の閾値を超える場合には、前記第1管路抵抗が前記第2管路抵抗よりも大きくなるように前記管路抵抗可変手段を制御する管路抵抗制御手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載

10

20

の内視鏡送気システム。

【請求項 3】

前記管路抵抗制御手段は、前記管腔内の圧力が所定の閾値以下である場合には、前記第 1 管路抵抗が前記第 2 管路抵抗よりも小さくなるように前記管路抵抗可変手段を制御することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 4】

前記管路抵抗可変手段は、互いに管路抵抗が異なる複数の管路が前記送気管路に並列的に接続され、前記複数の管路の中から前記送気管路に連通させる管路を選択的に切替可能な切替弁を有し、

前記管路抵抗制御手段は、前記切替弁を制御することにより、前記複数の管路の中から所望の管路を前記送気管路に連通させることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡送気システム。

10

【請求項 5】

前記管路抵抗可変手段は、前記送気管路の管路断面積を可変可能な制御弁からなり、

前記管路抵抗制御手段は、前記送気管路の管路抵抗が所望の値となるように前記制御弁を制御することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 6】

前記管路抵抗可変手段は、前記送気管路のうち、前記バッファタンクよりも気体供給源側管路に設けられていることを特徴とする請求項 2 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

20

【請求項 7】

前記管路抵抗可変手段は、前記送気管路のうち、前記バッファタンクよりも管腔側管路に設けられていることを特徴とする請求項 2 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 8】

前記圧力調整手段は、前記送気管路に設けられていることを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 9】

前記バッファタンクは、前記管腔内よりも大きな容量を有することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡送気システムに関し、特に、被検体の管腔内に送気管路を介して所定の気体を送気する内視鏡送気システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、人体の管腔（例えば胃、大腸、食道など）内に内視鏡の挿入部を挿入し、管腔内の処置部位を観察しながら治療する手技が行われている。このとき、内視鏡の視野を確保するとともに処置具を操作するための領域を確保することを目的として、内視鏡の送気管路を介して管腔内に気体を注入し、管腔内を膨らませることが行われている（例えば特許文献 1 参照）。このとき、管腔内に注入される気体としては、患者の苦痛を軽減するために生体吸収の早い二酸化炭素ガス（以下、「炭酸ガス」という。）が好ましく用いられる。これにより、管腔内の処置部位を観察しながら、内視鏡の処置具チャンネルを介して挿入された処置具を確認しつつ各種処置を行うことが可能となる。

40

【0003】

しかしながら、従来の内視鏡送気システムでは、管腔内への気体の注入は、術者による手動操作によって行われるのが一般的であり、管腔内の圧力を一定に保つためには頻繁な操作が必要となる。このため、術者にかかる操作負担が大きいという問題がある。

【0004】

50

一方、腹腔鏡外科手術においては、内視鏡の視野や処置空間を確保するために、気腹針やトラカール等の気腹用挿入具を患者の腹部に刺入して、気腹装置から気腹用挿入具を介して腹腔内の圧力を測定しながら、腹腔内の圧力が一定に保たれるように圧力制御をしつつ腹腔内への自動送気を行う送気装置が用いられている（例えば特許文献2参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-288881号公報

【特許文献2】特開2003-250886号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、管腔内の容積は、腹腔内の容積（3リットル程度）に比べて遥かに小さく、例えば食道80cc、胃1500ccであり、呼吸等による体動によって容積変化の割合が非常に高い。このため、腹腔鏡外科手術で用いられている送気装置をそのまま用いた場合、管腔内の容積変化による影響を大きく受けてしまい、安定した圧力測定を行うことができず、その結果、システムの挙動が不安定な状態になりやすい問題がある。

【0007】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、管腔内の圧力を測定する際に体動の影響を受けることがなく、管腔内への自動送気の安定化を図ることができる内視鏡送気システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記目的を達成するために、第1の発明に係る内視鏡送気システムは、気体供給源からの気体を生体の管腔内に送気する内視鏡送気システムであって、前記気体供給源からの気体を生体の管腔内に送気するための送気管路と、前記気体供給源からの気体の圧力を調整する圧力調整手段と、前記圧力調整手段よりも管腔側の前記送気管路に設けられ、該送気管路を流れる気体を一時的に保持するバッファタンクと、前記バッファタンク内の圧力を測定する圧力測定手段と、前記管腔内の圧力の設定値を設定する設定手段と、前記圧力測定手段による測定結果から前記管腔内の圧力を算出し、該管腔内の圧力が前記設定手段により設定された設定値となるように、前記圧力調整手段により調整される気体の圧力を制御する圧力制御手段と、を備え、前記送気管路のうち、前記バッファタンクよりも気体供給源側管路の第1管路抵抗は、前記バッファタンクよりも管腔側管路の第2管路抵抗に比べて大きいことを特徴とする。

30

【0009】

第1の発明によれば、管腔内の容積変化による圧力変動をバッファタンクで効果的に緩和することができ、圧力測定手段にて送気管路を通じて管腔内の圧力を安定且つ正確に測定することが可能となる。特に、バッファタンク内の圧力を測定することによって管腔内の圧力を間接的に測定する際、バッファタンクよりも気体供給源側の送気管路の第1管路抵抗を、バッファタンクよりも管腔側の送気管路の第2管路抵抗より大きくすることで、送気による影響を抑えつつ、管腔内の圧力制御を確実に行うことが可能となる。これにより、管腔内に所定の圧力に調整された気体を安定して送気することが可能となり、術者の操作負担を軽減することが可能となる。

40

【0010】

第2の発明に係る内視鏡送気システムは、第1の発明に係る内視鏡送気システムであって、前記第1管路抵抗と前記第2管路抵抗との比率を可変可能な管路抵抗可変手段と、前記管腔内の圧力が所定の閾値を超えるか否かを判別し、前記管腔内の圧力が所定の閾値を超える場合には、前記第1管路抵抗が前記第2管路抵抗よりも大きくなるように前記管路抵抗可変手段を制御する管路抵抗制御手段を備えたことを特徴とする。

【0011】

50

第2の発明によれば、管腔内の圧力に応じて第1管路抵抗が第2管路抵抗よりも大きくなるように制御が行われるので、管腔内の圧力制御をより安定した状態で確実に行うことが可能となるとともに、術者の操作負担を大幅に軽減することが可能となる。

【0012】

第3の発明に係る内視鏡送気システムは、第2の発明に係る内視鏡送気システムであって、前記管路抵抗制御手段は、前記管腔内の圧力が所定の閾値以下である場合には、前記第1管路抵抗が前記第2管路抵抗よりも小さくなるように前記管路抵抗可変手段を制御することを特徴とする。

【0013】

第3の発明によれば、管腔内の圧力が所定の閾値以下である場合（すなわち管腔内への送気が開始された初期段階）には、第1管路抵抗が第2管路抵抗よりも小さくすることで、管腔内への送気速度を向上させることが可能となる。

【0014】

第4の発明に係る内視鏡送気システムは、第2又は第3の発明に係る内視鏡送気システムであって、前記管路抵抗可変手段は、互いに管路抵抗が異なる複数の管路が前記送気管路に並列的に接続され、前記複数の管路の中から前記送気管路に連通させる管路を選択的に切替可能な切替弁を有し、前記管路抵抗制御手段は、前記切替弁を制御することにより、前記複数の管路の中から所望の管路を前記送気管路に連通させることを特徴とする。

【0015】

第4の発明によれば、複数の管路を切り替えることで管路抵抗を容易に可変させることが可能となる。

【0016】

第5の発明に係る内視鏡送気システムは、第2又は第3の発明に係る内視鏡送気システムであって、前記管路抵抗可変手段は、前記送気管路の管路断面積を可変可能な制御弁からなり、前記管路抵抗制御手段は、前記送気管路の管路抵抗が所望の値となるように前記制御弁を制御することを特徴とする。

【0017】

第5の発明によれば、制御弁の管路断面積を変化させることによって管路抵抗を可変させることが可能となり、複数の管路を用いて管路抵抗を切り替える場合に比べて省スペース化を図ることができる。

【0018】

第6の発明に係る内視鏡送気システムは、第2～第5の発明のいずれか1つの発明に係る内視鏡送気システムであって、前記管路抵抗可変手段は、前記送気管路のうち、前記バッファタンクよりも気体供給源側管路に設けられていることを特徴とする。

【0019】

第7の発明に係る内視鏡送気システムは、第2～第5の発明のいずれか1つの発明に係る内視鏡送気システムであって、前記管路抵抗可変手段は、前記送気管路のうち、前記バッファタンクよりも管腔側管路に設けられていることを特徴とする。

【0020】

第6及び第7の発明のように、管路抵抗可変手段は、バッファタンクよりも気体供給源側の送気管路に配置されていてもよいし、バッファタンクよりも管腔側の送気管路に配置されていてもよい。いずれの場合においても、第1管路抵抗と第2管路抵抗との比率を変化させることが可能であり、安定した圧力制御を実現することができる。

【0021】

第8の発明に係る内視鏡送気システムは、第1～第7の発明のいずれか1つの発明に係る内視鏡送気システムであって、前記圧力調整手段は、前記送気管路に設けられていることを特徴とする。

【0022】

第8の発明によれば、気体供給源から送気管路を通じて供給される気体の圧力を調整することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

第 9 の発明に係る内視鏡送気システムは、第 1 ~ 第 8 の発明のいずれか 1 つの発明に係る内視鏡送気システムであって、前記バッファタンクは、前記管腔内よりも大きな容量を有することを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

第 9 の発明によれば、バッファタンクによる管腔内の容積変化による圧力変動の皮効果を向上させることが可能となる。

【発明の効果】

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、管腔内の容積変化による圧力変動をバッファタンクで効果的に緩和することができ、圧力測定手段にて送気管路を通じて管腔内の圧力を安定且つ正確に測定することが可能となる。特に、バッファタンク内の圧力を測定することによって管腔内の圧力を間接的に測定する際、バッファタンクよりも気体供給源側の送気管路の第 1 管路抵抗を、バッファタンクよりも管腔側の送気管路の第 2 管路抵抗より大きくすることで、送気による影響を抑えつつ、管腔内の圧力制御を確実に行うことが可能となる。これにより、管腔内に所定の圧力に調整された気体を安定して送気することが可能となり、術者の操作負担を軽減することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図 1】第 1 の実施形態に係る内視鏡送気システムの構成を示した概略図

【図 2】図 1 に示した内視鏡の挿入部の先端部を示す斜視図

【図 3】図 1 に示した挿入補助具の構成を示した側断面図

【図 4】図 1 に示した送気装置の内部構成を示す構成図

【図 5】容量可変バッファタンクの第 1 構成例を示した概略図

【図 6】容量可変バッファタンクの第 2 構成例を示した概略図

【図 7】容量可変バッファタンクの第 3 構成例を示した概略図

【図 8】第 2 の実施形態に係る内視鏡送気システムの構成を示した概略図

【図 9】図 8 に示した内視鏡の挿入部の先端部を示す斜視図

【図 10】第 3 の実施形態に係る内視鏡送気システムの構成を示した概略図

【図 11】管路抵抗を可変させたときの効果の違いを示す概念図

【図 12】第 3 の実施形態に係る内視鏡送気システムの他の構成を示した概略図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

【 0 0 2 8 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡送気システムの構成を示した概略図である。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように、本実施形態では、内視鏡 10 の挿入部 12 が挿入補助具（オーバーチューブ）60 に挿通された状態で経口的又は経肛門的に管腔内に挿入され、後述する内視鏡送気システム 100 から送気される所定の気体（例えば炭酸ガス）が管腔内に注入される。ここでは、一例として、挿入部 12 及び挿入補助具 60 が患者の口から食道を經由して胃の内部に挿入された状態を示しているが、これに限らず、例えば、患者の口又は肛門から食道、小腸（十二指腸、空腸、回腸）、大腸（盲腸、結腸、直腸）などの管腔内に挿入されてもよい。

【 0 0 3 0 】

内視鏡 10 は、手元操作部 14 と、この手元操作部 14 に連設され、人体の管腔内に挿入される挿入部 12 とを備える。手元操作部 14 には、ユニバーサルケーブル 16 が接続され、このユニバーサルケーブル 16 の先端に L G コネクタ 18 が設けられている。この L G コネクタ 18 は光源装置（不図示）に着脱自在に連結され、これによって後述の照明

10

20

30

40

50

光学系 5 4 (図 2 参照) に照明光が送られる。また、L G コネクタ 1 8 には、電気コネクタが接続され、この電気コネクタが画像信号処理等を行うプロセッサに着脱自在に連結されている。

【 0 0 3 1 】

手元操作部 1 4 には、送気・送水ボタン 2 8、吸引ボタン 3 0、シャッターボタン 3 2 が並設されるとともに、一對のアンクルノブ 3 6、3 6 が設けられる。

【 0 0 3 2 】

挿入部 1 2 は、手元操作部 1 4 から順に軟性部 4 0、湾曲部 4 2、及び先端部 4 4 の順で構成され、湾曲部 4 2 は、手元操作部 1 4 のアンクルノブ 3 6、3 6 を回転することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部 4 4 を所望の方向に向けることができる。

10

【 0 0 3 3 】

図 2 に示すように、先端部 4 4 の先端面 4 5 には、観察光学系 5 2、照明光学系 5 4、5 4、送気・送水ノズル 5 6、鉗子口 5 8 が設けられる。観察光学系 5 2 の後方には C C D (不図示) が配設され、この C C D を支持する基板には信号ケーブル (不図示) が接続される。信号ケーブルは図 1 の挿入部 1 2、手元操作部 1 4、ユニバーサルケーブル 1 6 等に挿通されて電気コネクタまで延設され、プロセッサに接続される。よって、観察光学系 5 2 で取り込まれた観察像は、C C D の受光面に結像されて電気信号に変換され、そして、この電気信号が信号ケーブルを介してプロセッサに出力され、映像信号に変換される。これにより、プロセッサに接続されたモニタに観察画像が表示される。

20

【 0 0 3 4 】

図 2 の照明光学系 5 4、5 4 の後方にはライトガイド (不図示) の出射端が配設されている。このライトガイドは、図 1 の挿入部 1 2、手元操作部 1 4、ユニバーサルケーブル 1 6 に挿通され、L G コネクタ 1 8 内に入射端が配設される。したがって、L G コネクタ 1 8 を光源装置に連結することによって、光源装置から照射された照明光がライトガイドを介して照明光学系 5 4、5 4 に伝送され、照明光学系 5 4、5 4 から前方に照射される。

【 0 0 3 5 】

図 2 の送気・送水ノズル 5 6 は、図 1 の送気・送水ボタン 2 8 によって操作されるバルブ (不図示) に連通されており、さらにこのバルブは L G コネクタ 1 8 に設けた送気・送水コネクタ (不図示) に連通される。送気・送水コネクタには不図示の送気・送水手段が接続され、エア及び水が供給される。したがって、送気・送水ボタン 2 8 を操作することによって、送気・送水ノズル 5 6 からエア又は水を観察光学系 5 2 に向けて噴射することができる。

30

【 0 0 3 6 】

本実施形態の L G コネクタ 1 8 には、図 1 に示すように、後述する送気装置 1 0 2 から供給される炭酸ガスの供給口 2 0 が設けられている。L G コネクタ 1 8 に接続される不図示の送気・送水手段は、送気装置 1 0 2 から供給口 2 0 を介して供給される炭酸ガスを利用して、内視鏡 1 0 の送気送水管路 (不図示) にエア又は水を選択的に供給し、送気・送水ノズル 5 6 からエア又は水を噴射する。なお、送気・送水手段の構成については公知であるため (例えば、特開 2 0 0 9 - 1 5 3 6 4 1 号公報や特開 2 0 0 9 - 0 2 2 4 4 4 号公報を参照)、ここでは詳細な説明は省略する。

40

【 0 0 3 7 】

図 2 の鉗子口 5 8 は、図 1 の鉗子挿入部 4 6 に鉗子チャンネル (不図示) を介して連通されている。よって、鉗子挿入部 4 6 から鉗子等の処置具を挿入することによって、この処置具を鉗子口 5 8 から導出することができる。また、鉗子口 5 8 は、吸引ボタン 3 0 によって操作されるバルブ (不図示) に連通されており、このバルブはさらに L G コネクタ 1 8 の吸引コネクタ (不図示) に接続される。したがって、吸引コネクタに不図示の吸引手段を接続し、吸引ボタン 3 0 でバルブを操作することによって、鉗子口 5 8 から病変部等を吸引することができる。

50

【 0 0 3 8 】

一方、図 1 に示した挿入補助具 6 0 は、図 3 に示すように、把持部 6 2 とチューブ本体 6 4 とを備えている。チューブ本体 6 4 は筒状に形成され、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 が挿通可能なように挿入部 1 2 の外径よりも大きい内径を有している。また、チューブ本体 6 4 は、可撓性のウレタン系樹脂の成形品であり、その外周面には潤滑コートが被覆され、内周面にも潤滑コートが被覆されている。チューブ本体 6 4 には、図 1 に示す硬質の把持部 6 2 が水密状態で嵌合され、チューブ本体 6 4 に対して把持部 6 2 が着脱自在に連結されている。挿入部 1 2 は、把持部 6 2 の基端側開口部からチューブ本体 6 4 内に挿入される。

【 0 0 3 9 】

挿入補助具 6 0 の基端側には、炭酸ガスを注入するための供給口 6 6 が設けられている。この供給口 6 6 は、挿入補助具 6 0 の内周面に開口しており、挿入補助具 6 0 の内部に形成される挿通路 6 8 に連通されている。また、供給口 6 6 よりも基端側には、挿通路 6 8 の内周面に周方向に沿って形成された環状の溝部 7 0 が形成されており、この溝部 7 0 内には、供給口 6 6 から供給された気体の流出を防止する気密手段としてリング 7 2 が設けられている。これにより、後述する送気装置 1 0 2 から供給される気体は、供給口 6 6 から挿入補助具 6 0 の挿通路 6 8 に供給され、基端側から流出することなく、挿入補助具 6 0 の先端開口部 6 8 a から管腔内に気体が導入され、管腔内を膨らませることが可能となる。

【 0 0 4 0 】

このように本実施形態では、挿入補助具 6 0 の内部に形成された挿通路 6 8 (具体的には挿通路 6 8 の内壁面と挿入部 1 2 との間に形成された隙間) が、送気装置 1 0 2 から供給される気体を管腔内に自動送気するための送気管路の一部として機能する。

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の特徴的部分である内視鏡送気システム 1 0 0 の構成について説明する。

【 0 0 4 2 】

図 1 に示すように、内視鏡送気システム 1 0 0 は、主として、気体供給装置である送気装置 1 0 2 と、炭酸ガスが液化して貯留されている炭酸ガスポンベ 1 0 4 と、バッファタンク 1 0 6 とを備えて構成される。

【 0 0 4 3 】

送気装置 1 0 2 は、炭酸ガスポンベ 1 0 4 から供給される炭酸ガスを所定の圧力に減圧しながら、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 又は挿入補助具 6 0 に設けられた送気管路を通じて管腔内に炭酸ガスを供給する装置である。送気装置 1 0 2 には、炭酸ガスポンベ 1 0 4 から供給される炭酸ガスを入力するための高圧コネクタ 1 0 8 と、送気装置 1 0 2 で所定の圧力に調整された炭酸ガスを出力するための第 1 及び第 2 送気コネクタ 1 1 0、1 1 2 とが設けられている。

【 0 0 4 4 】

高圧コネクタ 1 0 8 には高圧ガス用チューブ 1 1 4 の一端が連結され、高圧ガス用チューブ 1 1 4 の他端は炭酸ガスポンベ 1 0 4 に連結されている。炭酸ガスポンベ 1 0 4 に貯留されている液状の炭酸ガスは、気化された状態で高圧ガス用チューブ 1 1 4 及び高圧コネクタ 1 0 8 を通じて送気装置 1 0 2 内に導かれる。送気装置 1 0 2 の内部構成については後述するが、高圧コネクタ 1 0 8 から入力された炭酸ガスは各種処理が施された後、第 1 及び第 2 送気コネクタ 1 1 0、1 1 2 からそれぞれ出力される。

【 0 0 4 5 】

第 1 送気コネクタ 1 1 0 には第 1 送気チューブ 1 1 6 の一端部が連結され、第 1 送気チューブ 1 1 6 の他端部は L G コネクタ 1 8 の供給口 2 0 に連結されている。送気装置 1 0 2 で所定の圧力に減圧された炭酸ガスは、第 1 送気コネクタ 1 1 0、第 1 送気チューブ 1 1 6、及び供給口 2 0 を通じて L G コネクタ 1 8 に導かれる。そして、L G コネクタ 1 8 に接続される不図示の送気・送水手段に炭酸ガスが供給され、送気・送水ボタン 2 8 の操作に応じて、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の送気・送水ノズル 5 6 からエア又は水が噴射され

10

20

30

40

50

る。

【0046】

第2送気コネクタ112には第2送気チューブ118の一端部が連結され、第2送気チューブ118の他端部は挿入補助具60の基端側に設けられる供給口66に連結されている。送気装置102で所定の圧力に減圧された炭酸ガスは、第2送気コネクタ112、第2送気チューブ118、及び供給口66を通じて挿入補助具60内の挿通路68に供給され、この挿通路68を介して挿入補助具60の先端開口部68aから管腔内に炭酸ガスが導入される。

【0047】

本実施形態では、第2送気チューブ118は、上流側（送気装置102側）送気チューブ118Aと下流側（管腔側）送気チューブ118Bとからなり、これらの間にはバッファタンク106が配置される。バッファタンク106には、給気路となる給気用パイプ120と、排気路となる排気用パイプ122と、バッファタンク106の上部開口を塞ぐ蓋部材124とが設けられている。バッファタンク106の容積（バッファタンク106内の蓋部材124によって閉塞された空間の容積）は管腔内の容積より大きく構成されており、管腔内の容積変化による圧力変動を緩和する役割を果たしている。

10

【0048】

第2送気コネクタ112には上流側送気チューブ118Aの一端部が連結され、上流側送気チューブ118Aの他端部はバッファタンク106の給気用パイプ120の上端部に連結される。給気用パイプ120は、バッファタンク106の蓋部材124に貫通して配置されており、給気用パイプ120の下端は、バッファタンク106の内部で、バッファタンク106の底面から離れて配置されている。これにより、送気装置102から上流側送気チューブ118Aを通じて供給された気体（すなわち炭酸ガス）は、バッファタンク106の内部に一時的に保持（貯留）される。

20

【0049】

排気用パイプ122は、給気用パイプ120と同様に、蓋部材124に貫通して配置されており、その下端がバッファタンク106の内部で、バッファタンク106の底面から離されて配置されている。排気用パイプ122の上端部には下流側送気チューブ118Bの一端部が連結され、下流側送気チューブ118Bの他端部は挿入補助具60の供給口66に連結される。これにより、バッファタンク106の内部に一時的に保持された気体は、排気用パイプ122を通じて下流側送気チューブ118Bに送られ、供給口66及び挿入補助具60内の挿通路68を介して管腔内に導入される。

30

【0050】

ここで、送気装置102の内部構成を図4に示す。図4に示すように、送気装置102は、第1及び第2圧力調整部126、128、第1及び第2電磁弁130、132、流量センサ134、圧力センサ136、制御部138、操作部140、表示部142を備えている。

【0051】

第1及び第2圧力調整部126、128は、2系統に分岐された内部管路144を介して高圧コネクタ108に接続されている。第1及び第2圧力調整部126、128は、それぞれ高圧コネクタ108から内部管路144を通じて入力された炭酸ガスの圧力を調整し、出力側となる内部管路146、148にそれぞれ圧力調整後の炭酸ガスを送出する。

40

【0052】

本実施形態では、第1及び第2圧力調整部126、128は、電氣的に圧力制御可能な圧力制御弁からなり、制御部138からの制御信号に基づいて炭酸ガスの圧力調整が行われる。

【0053】

内部管路146は、第1圧力調整部126から送出された炭酸ガスを第1送気コネクタ110に導くための管路である。内部管路146の途中には、炭酸ガスの供給/停止を選択的に行うための第1電磁弁130が設けられている。第1電磁弁130は、電氣的に管

50

路（すなわち内部管路146）を開閉可能な開閉弁であり、制御部138からの制御信号に基づいて開状態又は閉状態に切り替えられる。

【0054】

内部管路148は、第2圧力調整部128から送出された炭酸ガスを第2送気コネクタ112に導くための管路である。内部管路148の途中には、炭酸ガスの供給/停止を選択的に行うための第2電磁弁132が設けられている。第2電磁弁132は、第1電磁弁130と同様に、電氣的に管路（すなわち内部管路148）を開閉可能な開閉弁であり、制御部138からの制御信号に基づいて開状態又は閉状態に切り替えられる。

【0055】

流量センサ134は、内部管路148を流れる炭酸ガスの流量を検出するセンサであり、その検出結果は制御部138に出力される。

10

【0056】

圧力センサ136は、内部管路148内の圧力を検出するセンサであり、その検出結果は制御部138に出力される。

【0057】

なお、圧力センサ136は、本来、管腔内の圧力を測定することを目的として設置されるものであるが、汎用的な圧力センサを管腔内に設置してその内部の圧力を直接的に測定することはできない。このため、圧力センサ136により、送気装置102から管腔内に気体を自動送気するための送気管路（すなわち内部管路148、第2送気チューブ118、及び挿通路68）を通じて管腔内の圧力を間接的に測定している。圧力センサ136で測定された圧力（すなわち内部管路148の圧力）をP1、管腔内の圧力をP2、その間の送気管路における圧力損失をPとしたとき、管腔内の圧力P2は $P1 - P$ として求められる。このとき、実際に使用される内視鏡10や挿入補助具60、送気チューブの組み合わせ毎に圧力損失Pをあらかじめ求めておき、これらをデータテーブル化して圧力損失データとして記憶手段（不図示）に記憶しておくことが好ましい、これにより、圧力センサ136によって測定された内部管路148の圧力P1から管腔内の圧力P2を容易に求めることが可能となる。

20

【0058】

なお、本実施形態では、送気装置102内の内部管路148の圧力を圧力センサ136で間接的に測定しているが、管腔内の圧力を間接的に測定する位置は管腔内に連通している管路であれば特に限定はなく、例えばバッファタンク106内部の圧力を検出する圧力センサを設けて、該圧力センサの検出結果に応じて送気装置102から供給される炭酸ガスの圧力を制御するようにしてもよい。

30

【0059】

制御部138は、後述する操作部140からの操作信号や流量センサ134及び圧力センサ136からの検出信号に基づき、各種制御を実行する。特に本実施形態では、操作部140からの操作信号に基づいて第1及び第2電磁弁130、132を制御するとともに、流量センサ134及び圧力センサ136からの検出信号に基づいて、管腔内の圧力が設定値となるように第2圧力調整部128で調整される炭酸ガスの圧力を制御する。

【0060】

操作部140には、送気装置102の各種設定を行うための操作ボタンを備えている。特に本実施形態では、第1及び第2送気コネクタ110、112からの炭酸ガスの送出/停止を指示するための操作ボタン（炭酸ガス送出/停止ボタン）と、管腔内の設定圧を設定するための操作ボタン（圧力設定ボタン）とを備える。術者等によって操作ボタンが操作されると、その操作ボタンの操作内容に応じた操作信号が制御部138に出力される。

40

【0061】

表示部142は、送気装置102に関する設定・動作状態を表示するものであり、制御部138からの制御信号に基づいて、第1及び第2送気コネクタ110、112からの炭酸ガスの送出状態（送出/停止）や、管腔内の設定圧や現在の管腔内の圧力などの表示を行う。

50

【 0 0 6 2 】

次に、本実施形態の内視鏡送気システム 1 0 0 の作用について説明する。

【 0 0 6 3 】

まず、送気装置 1 0 2 の電源が ON にされると、制御部 1 3 8 は、各部の動作確認や初期設定を行う。そして、手動送気及び自動送気の開始を指示する操作ボタンが押下されると、その操作ボタンの操作内容に応じて第 1 又は第 2 電磁弁 1 3 0、1 3 2 が開状態とされる。具体的には、手動送気が選択された場合には、第 1 電磁弁 1 3 0 が開状態とされ、第 1 送気コネクタ 1 1 0 から気体を送出可能な状態となる。自動送気が選択された場合には、第 2 電磁弁 1 3 2 が開状態とされ、第 2 送気コネクタ 1 1 2 から気体を送出可能な状態となる。手動送気及び自動送気の両方が選択された場合には、第 1 及び第 2 電磁弁 1 3 0、1 3 2 が開状態とされ、第 1 及び第 2 送気コネクタ 1 1 0、1 1 2 から気体を送出可能な状態となる。

10

【 0 0 6 4 】

炭酸ガスボンベ 1 0 4 から高圧ガス用チューブ 1 1 4 及び高圧コネクタ 1 0 8 を介して送気装置 1 0 2 に供給された炭酸ガスは、内部管路 1 4 4 で 2 系統に分岐され、一方は分岐管路 1 4 4 a を通じて第 1 圧力調整部 1 2 6 に入力され、他方は分岐管路 1 4 4 b を通じて第 2 圧力調整部 1 2 8 に入力される。

【 0 0 6 5 】

第 1 圧力調整部 1 2 6 では、内部管路 1 4 4 の分岐管路 1 4 4 a を通じて入力された炭酸ガスが所定の圧力に減圧される。このとき、制御部 1 3 8 からの制御信号に従って、減圧後の炭酸ガスの圧力が調整されるようになっていてもよい。第 1 圧力調整部 1 2 6 で所定の圧力に減圧された炭酸ガスは内部管路 1 4 6 に出力され、第 1 送気コネクタ 1 1 0 から炭酸ガスの送出行われる。なお、第 1 電磁弁 1 3 0 が閉状態である場合には、第 1 送気コネクタ 1 1 0 から炭酸ガスは送出不される。

20

【 0 0 6 6 】

第 1 送気コネクタ 1 1 0 から送された炭酸ガスは、第 1 送気チューブ 1 1 6 及び供給口 2 0 を通じて LG コネクタ 1 8 に導かれる。そして、LG コネクタ 1 8 に接続される不図示の送気・送水手段に炭酸ガスが供給され、送気・送水ボタン 2 8 の操作に応じて、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の送気・送水ノズル 5 6 から管腔内に炭酸ガスが導入される。

【 0 0 6 7 】

一方、第 2 圧力調整部 1 2 8 では、内部管路 1 4 4 の分岐管路 1 4 4 a を通じて入力された炭酸ガスが所定の圧力に減圧され、減圧後の炭酸ガスが内部管路 1 4 8 に出力される。このとき、内部管路 1 4 8 内の圧力は圧力センサ 1 3 6 によって検出され、その検出結果は制御部 1 3 8 に出力される。制御部 1 3 8 は、圧力センサ 1 3 6 から与えられる検出結果から管腔内の圧力を算出し、その管腔内の圧力が操作部 1 4 0 で設定された設定圧となるように第 2 圧力調整部 1 2 8 に制御信号を送出する。第 2 圧力調整部 1 2 8 は、制御部 1 3 8 から与えられた制御信号に基づき、圧力制御弁の開度を調節する。このようにして第 2 圧力調整部 1 2 8 から内部管路 1 4 8 に出力される炭酸ガスは、圧力センサ 1 3 6 の検出結果に応じてフィードバック制御されながら所定の圧力に調整された状態で、第 2 送気コネクタ 1 1 2 から炭酸ガスの送出行われる。なお、第 2 電磁弁 1 3 2 が閉状態である場合には、第 2 送気コネクタ 1 1 2 から炭酸ガスは送出不される。

30

40

【 0 0 6 8 】

第 2 送気コネクタ 1 1 2 から送された炭酸ガスは、第 2 送気チューブ 1 1 8 及び供給口 6 6 を通じて挿入補助具 6 0 内の挿通路 6 8 に導かれる。そして、挿入補助具 6 0 の先端開口部 6 8 a から炭酸ガスが管腔内に導入される。

【 0 0 6 9 】

ここで、本実施形態では、上述したように第 2 送気チューブ 1 1 8 には管腔内の容積よりも大きな容積を有するバッファタンク 1 0 6 が配置されており、第 2 送気コネクタ 1 1 2 から送された炭酸ガスは、上流側送気チューブ 1 1 8 A 及び給気用パイプ 1 2 0 を通じてバッファタンク 1 0 6 に一時的に保持され、排気用パイプ 1 2 2、下流側送気チュー

50

ブ 1 1 8 B、供給口 6 6、及び挿入補助具 6 0 内の挿通路 6 8 を通じて管腔内に導かれる。

【 0 0 7 0 】

このように送気装置 1 0 2 から管腔内に炭酸ガスを自動送気するための送気管路（すなわち第 2 送気チューブ 1 1 8）にバッファタンク 1 0 6 を設けることによって、管腔内の容積変化による圧力変動をバッファタンク 1 0 6 で緩和することができ、送気装置 1 0 2 内に設けられる圧力センサ 1 3 6 で安定した圧力測定を行うことが可能となる。これにより送気装置 1 0 2 から管腔内への自動送気をより安定した状態で行うことが可能となる。

【 0 0 7 1 】

また、本実施形態のバッファタンク 1 0 6 は、管腔内容物（例えば汚物や残渣など）が前記送気管路を通じて逆流してもバッファタンク 1 0 6 に捕捉可能なトラップ構造（すなわち気液分離可能な構造）を有しているため、送気装置 1 0 2 内への内容物侵入を防止することができる。また、バッファタンク 1 0 6 の容積（バッファタンク 1 0 6 内の蓋部材 1 2 4 によって閉塞された空間の容積）は管腔容積より大きく構成されており、管腔容積の変化による圧力変動を緩和し正確な圧力測定に基づく送気を行うことができる。

【 0 0 7 2 】

また、バッファタンク 1 0 6 から下流側（管腔側）の送気管路用積分を送気してから圧力測定を行うことで、逆流した内容物の影響を受けることなく圧力測定を行うことが可能となる。

【 0 0 7 3 】

本実施形態では、バッファタンク 1 0 6 は、管腔内の容量に応じて容量が増減する容量可変バッファタンクであることが好ましい。ここで、容量可変バッファタンクの構成例を図 5 ~ 図 7 に示す。なお、図 5 ~ 図 7 中、図 1 と共通又は類似する部材には同一の符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

図 5 に示した容量可変バッファタンク 1 0 6 A は、蓋部材 1 2 4 が駆動手段 1 5 0 によって上下に移動可能に構成される。蓋部材 1 2 4 が上側に移動すると容量可変バッファタンク 1 0 6 A の容量が増加し、それとは逆に下側に移動すると容量可変バッファタンク 1 0 6 A の容量が減少する。

【 0 0 7 5 】

図 6 に示した容量可変バッファタンク 1 0 6 B は、密閉容器 1 5 2 の内部が弾性変形可能な弾性膜 1 5 4 によって 2 つの空間部 1 5 6、1 5 8 に仕切られている。これらの空間部 1 5 6、1 5 8 のうち、第 1 の空間部 1 5 6 にはパイプ 1 2 0、1 2 2 の下端が連通されており、送気装置 1 0 2（図 1 参照）から送気される気体を一時的に保持するバッファタンクとして機能する。一方、第 2 の空間部 1 5 8 にはポンプ 1 6 0 が接続されており、ポンプ 1 6 0 の駆動に応じて第 2 の空間部 1 5 8 内の圧力を変化させることによって弾性膜 1 5 4 を変形させる。これにより、第 1 の空間部 1 5 6 の容積が増減するようになっている。なお、第 2 の空間部 1 5 8 には気体が充填されるが、これに限らず、液体が充填されていてもよい。

【 0 0 7 6 】

図 7 に示した容量可変バッファタンク 1 0 6 C は、密閉容器 1 6 2 内に弾性変形可能な袋状部材 1 6 4 が設けられている。袋状部材 1 6 4 内の空間部 1 6 6 にはパイプ 1 2 0、1 2 2 の下端が連通されており、送気装置 1 0 2（図 1 参照）から送気される気体を一時的に保持するバッファタンクとして機能する。一方、密閉容器 1 6 2 の内部であって袋状部材 1 6 4 の外側の空間部 1 6 8 にはポンプ 1 6 9 が接続されており、ポンプ 1 6 9 の駆動に応じて空間部 1 6 8 の圧力を変化させることによって袋状部材 1 6 4 内の空間部 1 6 6 の容積が増減するようになっている。なお、空間部 1 6 8 には気体が充填されるが、これに限らず、液体が充填されていてもよい。

【 0 0 7 7 】

このように管腔内の容量に応じて容量が増減する容量可変バッファタンク 1 0 6 A ~ 1

10

20

30

40

50

06Cを用いることにより、管腔内の容量変化による圧力変動を効果的に抑えることが可能となる。

【0078】

以上説明したように、本実施形態によれば、送気装置102内の圧力センサ136により管腔内の圧力を自動送気用の送気管路を介して間接的に測定しながら、管腔内の圧力が設定圧となるように圧力制御を行うつつ常に管腔内への自動送気（定圧送気）が行われる。このとき、前記送気管路には、管腔内の容積よりも大きな容積を有するバッファタンク106が設けられるため、管腔内の容積変化による圧力変動をバッファタンク106で緩和することが可能となる。したがって、管腔内への自動送気を安定的に行うことが可能となり、術者の操作負担を軽減することができる。

10

【0079】

また、本実施形態では、術者の操作に応じて、送気装置102から供給される炭酸ガスを内視鏡10の送気送水管路（不図示）を通じて管腔内に手動で送気することができる。これにより、手技に応じて管腔内を所望の圧力に微調整することが可能となり、自動送気と組み合わせることで管腔内を常に適切な状態に維持することができるようになる。

【0080】

なお、本実施形態では、挿入補助具60の内部に形成される挿通路68を自動送気用の送気管路の一部として利用しているが、これに限らず、例えば、挿入補助具60の挿通路68とは別に自動送気用管路を一体的或いは別体として設けるようにしてもよい。

20

【0081】

（第2の実施形態）

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。以下、第1の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的部分を中心に説明する。

【0082】

図8は、第2の実施形態に係る内視鏡送気システムの構成を示した概略図である。

【0083】

第1の実施形態では、挿入補助具60に内視鏡10の挿入部12を挿通させた状態で、挿入補助具60及び挿入部12が管腔内に挿入されていたが、第2の実施形態では、図8に示すように、内視鏡10の挿入部12が単独で管腔内に挿入される。

30

【0084】

内視鏡10の挿入部12には、図9に示すように、管腔内の圧力を間接的に測定しながら管腔内に自動送気を行うための送気管路（自動送気用管路）170が設けられている。挿入部12の先端面45には、自動送気用管路170に連通する開口部（自動送気用開口部）172が形成されている。自動送気用管路170は、挿入部12から手元操作部14、ユニバーサルケーブル16、LGコネクタ18まで延設されており、LGコネクタ18の供給口174に連通されている。供給口174には、第2送気チューブ118を介して送気装置102の第2送気コネクタ112が接続されている。第2送気チューブ118は、第1の実施形態と同様に、上流側送気チューブ118Aと下流側送気チューブ118Bとからなり、それらの間にはバッファタンク106が配置される。他の構成については第1の実施形態と同様である。

40

【0085】

第2の実施形態によれば、内視鏡10の挿入部12には自動送気用管路170及び自動送気用開口部172が設けられているので、第1の実施形態のような挿入補助具60（図1参照）を用いることなく、送気装置102から管腔内に自動送気される気体（すなわち炭酸ガス）を導くことが可能となる。

【0086】

また、送気装置102から管腔内へ自動送気するための送気管路にはバッファタンク106が設けられているので、送気装置102内の圧力センサ136（図4参照）によって、管腔内の容積変化による圧力変動の影響を受けることなく管腔内の圧力を測定すること

50

が可能となり、管腔内への自動送気を安定且つ確実に行うことが可能となる。

【0087】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。以下、第1の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的部分を中心に説明する。

【0088】

図10は、第3の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示した概略図である。図10中、図1又は図4と共通又は類似する構成要素には同一の符号を付している。

【0089】

第3の実施形態では、図10に示すように、圧力センサ136は、バッファタンク106の内部の圧力を検出し、その検出結果は送気装置102の制御部138(図4参照)に出力される。

【0090】

また、第2送気チューブ118の上流側送気チューブ118Aには、互いに管路抵抗が異なる複数(本例では3つ)の管路176A~176Cが並列的に接続され、これらの管路176A~176Cの上流側分岐部には切替弁178が設けられている。切替弁178は、電氣的に切替可能な電磁バルブ(4方弁)からなり、送気装置102の制御部138から与えられる制御信号に従って、上流側送気チューブ118Aに連通させる管路を選択的に切り替えることが可能となっている。なお、図10では、図面の制約上、管路176A~176Cを簡略的に図示しているが、実際には各々の管路抵抗が所望の値となるように管路の形状及びサイズ(長さ及び太さ)が決められている。他の構成については、第1の実施形態と同様である。

【0091】

第3の実施形態によれば、圧力センサ136によりバッファタンク106内の圧力を測定しながら、管腔内の圧力が設定圧となるように圧力制御を行いながら常に管腔内への自動送気が行われる。このとき、バッファタンク106と管腔内の間の圧力損失を考慮して圧力制御が実施される。

【0092】

また、管腔内に自動送気するための送気管路の一部を構成する上流側送気チューブ118Aには、互いに管路抵抗が異なる複数の管路176A~176Cが並列的に接続され、切替弁178によって管路176A~176Cの中から内部管路148に連通させる管路が選択的に切り替えられる。このため、バッファタンク106及び送気装置102間の管路抵抗Aと、バッファタンク106及び管腔内間の管路抵抗Bとの比率を変化させることが可能となる。これにより、管腔内の圧力が設定圧に達した後の通常状態では、管路抵抗Aを管路抵抗Bより大きくすることで、送気装置102からの送気による影響を軽減しつつ、自動送気のための圧力制御をより安定した状態で確実に行うことが可能となる。

【0093】

また、管腔内の圧力が設定圧に達する前の加圧初期時では、管路抵抗Aを管路抵抗Bより小さくすることで送気速度を上げ、設定圧に達した後に、管路抵抗Aを管路抵抗Bより大きくして安定した圧力制御を行うことが好ましい。

【0094】

図11は、管路抵抗A、Bの比率を変化させた場合の効果の違いを示した概念図であり、(a)は加圧初期時から管路抵抗A<管路抵抗Bの状態を継続して制御した場合を示し、(b)は、加圧初期時は管路抵抗A>管路抵抗Bとし、圧力が設定圧に達した時点で管路抵抗A<管路抵抗Bに切り替えて制御を行った場合を示す。これらから分かるように、図11(a)に比べて図11(b)の方が設定圧に到達する速度が速く、安定した圧力制御を確実に行うことが可能となる。

【0095】

なお、第3の実施形態では、管路抵抗可変手段として互いに管路抵抗が異なる複数の管路176A~176Cが設けられているが、これに限らず、例えば図12に示すように、

10

20

30

40

50

流量制御弁（可変オリフィス）180を上流側送気チューブ118Aに設けて、流量制御弁180の開度を変化させることによって管路抵抗を可変させる態様も好ましい。本態様によれば、複数の管路176A~176Cを用いる態様に比べて省スペース化を図ることができ、内視鏡送気システム100の小型化を図ることが可能となる。

【0096】

また、管路抵抗可変手段は、上流側送気チューブ118Aに限らず、下流側送気チューブ118Bに設けられていてもよく、同様の効果を得ることが可能となる。

【0097】

以上、本発明に係る内視鏡送気システムについて詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

10

【符号の説明】

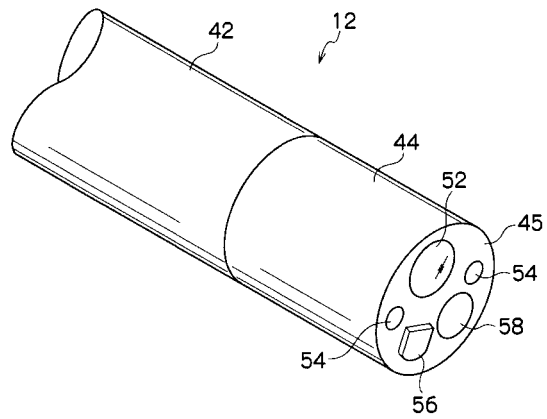
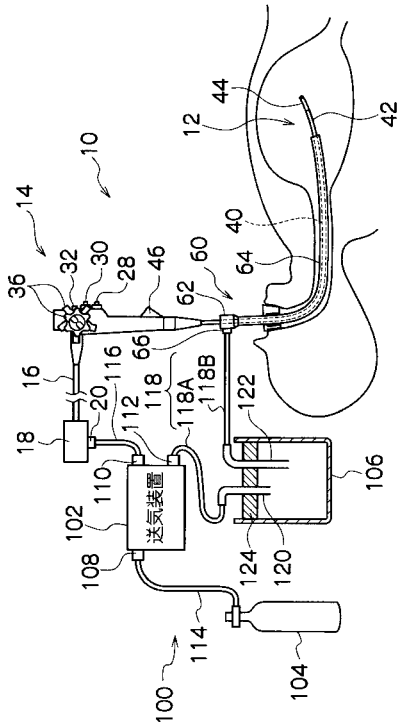
【0098】

10...内視鏡、12...挿入部、14...手元操作部、16...ユニバーサルケーブル、18...LGコネクタ、20...供給口、28...送気・送水ボタン、60...挿入補助具、62...把持部、64...チューブ本体、66...供給口、68...挿通路、100...内視鏡送気システム、102...送気装置、104...炭酸ガスポンプ、106...バッファタンク、108...高圧コネクタ、110...第1送気コネクタ、112...第2送気コネクタ、114...高圧ガス用チューブ、116...第1送気チューブ、118...第2送気チューブ、118A...上流側送気チューブ、118B...下流側送気チューブ、126...第1圧力調整部、128...第2圧力調整部、130...第1電磁弁、132...第2電磁弁、134...流量センサ、136...圧力センサ、138...制御部、140...操作部、142...表示部

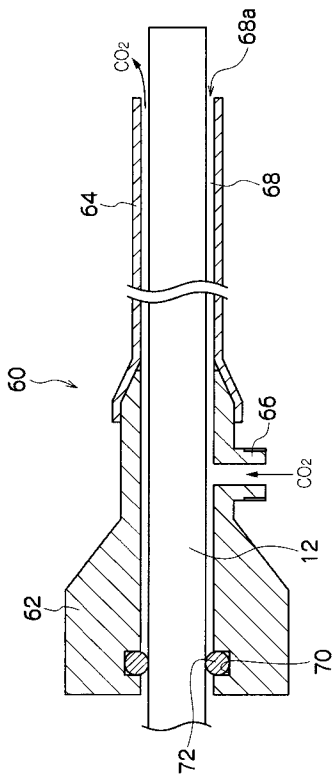
20

【図1】

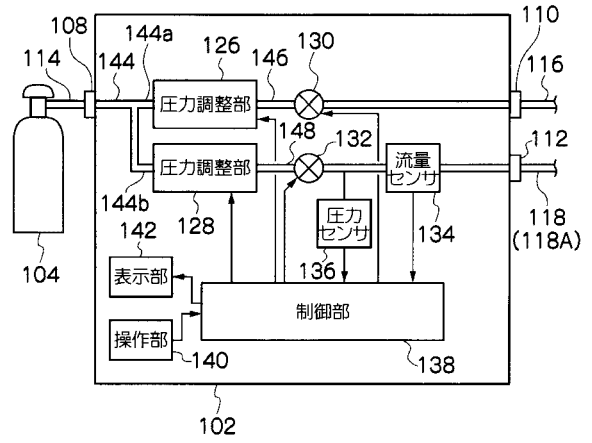
【図2】



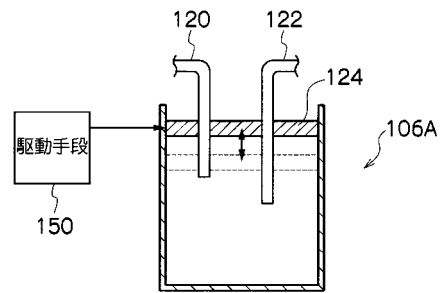
【図3】



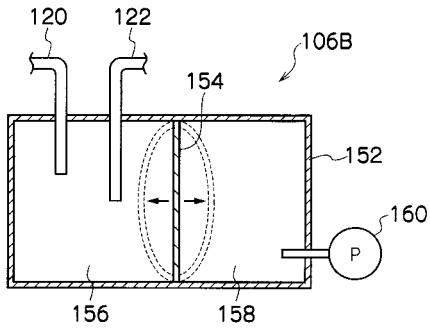
【図4】



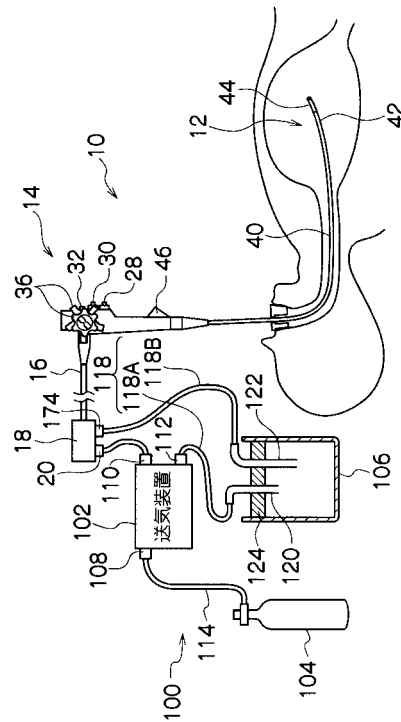
【図5】



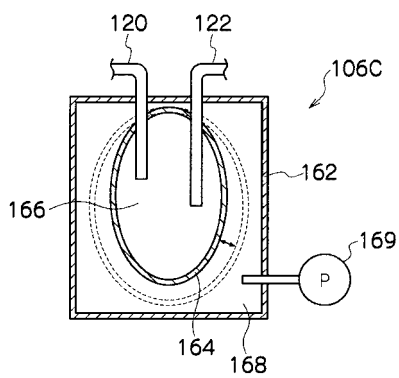
【図6】



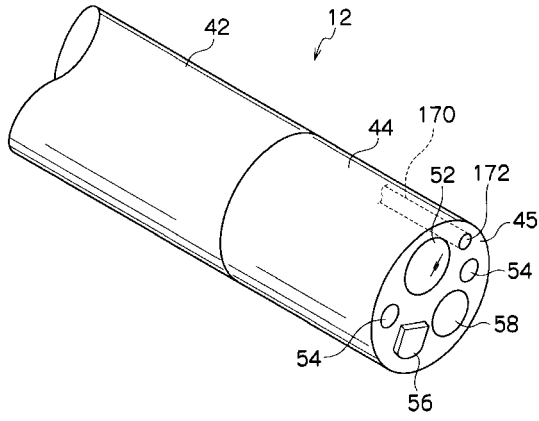
【図8】



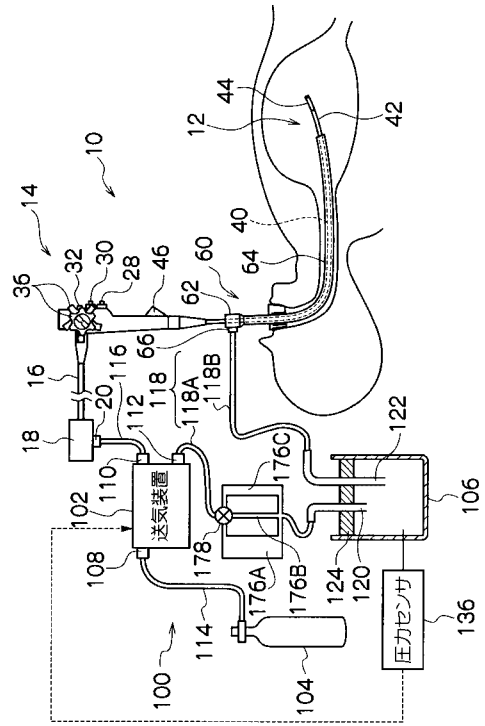
【図7】



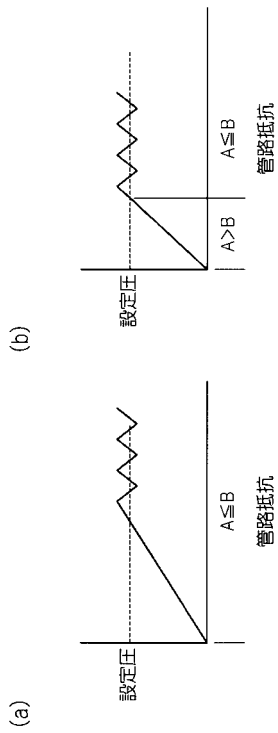
【図9】



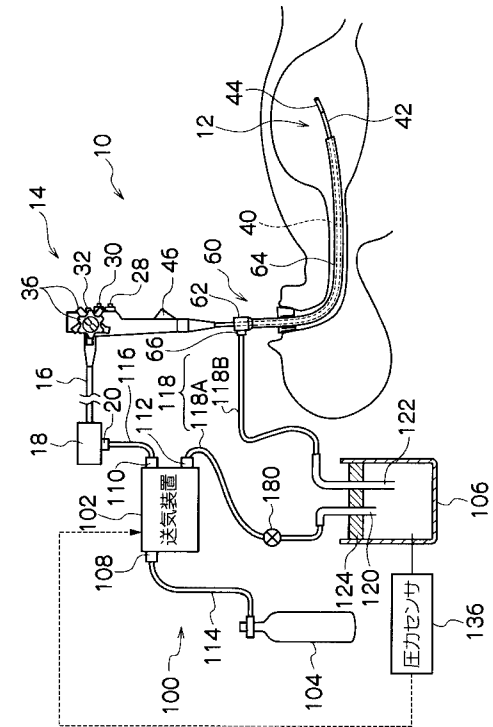
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-044213(JP,A)
特開平05-208016(JP,A)
特開平05-329098(JP,A)
特開2006-129948(JP,A)
特開2006-288881(JP,A)
特開2003-250886(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜空气输送系统		
公开(公告)号	JP5520877B2	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2011101674	申请日	2011-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	鳥澤信幸		
发明人	鳥澤 信幸		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.332.D A61B1/015.514		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/AA05 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF38 4C161/FF40 4C161/FF42 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/GG24 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH04 4C161/HH09 4C161/HH13 4C161/HH31 4C161/JJ20 4C161/LL01		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2012231897A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜供气系统，能够在不受身体运动影响的情况下测量腔内压力，并稳定地向腔内供应自动气体。注意：在内窥镜供气系统中，供气管道用于从气体供应装置102到内腔的自动气体供应包括缓冲罐106，其中来自缓冲罐106的上游侧（供气装置102侧）的管道阻力A大于管道从缓冲罐106的下游侧的阻力B。从测量用于测量缓冲罐106内的压力的压力传感器136的结果间接地获得腔内压力，并且执行压力控制使得腔内压力变为一组值。因此，可以在抑制来自气体供应设备102的气体供应的影响的同时实现向腔内的自动气体供应的稳定化。

