

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5922533号
(P5922533)

(45) 発行日 平成28年5月24日(2016.5.24)

(24) 登録日 平成28年4月22日(2016.4.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 2 C

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 2 A

A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 6 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2012-196421 (P2012-196421)
 (22) 出願日 平成24年9月6日(2012.9.6)
 (65) 公開番号 特開2014-50533 (P2014-50533A)
 (43) 公開日 平成26年3月20日(2014.3.20)
 審査請求日 平成26年11月11日(2014.11.11)

(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
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 渡邊 功
 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
 (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
 (72) 発明者 芹澤 充彦
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 送気システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体腔内に所定のガスを送気管路を介して送気する送気システムであって、
 前記体腔内の圧力を検出する圧力検出手段と、
 前記圧力検出手段の検出結果に基づき、前記体腔内の圧力が所定圧力となるように前記
 送気管路にガスを供給する自動送気手段と、
 前記送気管路の詰まりを解消する洗浄流体を前記送気管路に供給する洗浄流体供給手段
 と、

前記送気管路内の流量を検出する流量検出手段と、
 前記流量検出手段の検出結果に基づき、前記自動送気手段によるガスの供給と前記洗浄
 流体供給手段による洗浄流体の供給とを選択的に切り替える制御手段と、
 を備え、

前記洗浄流体供給手段は、前記自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスを
 前記洗浄流体として供給する高圧ガス供給手段である送気システム。

【請求項 2】

前記高圧ガス供給手段及び前記自動送気手段は同一のガス供給源に接続されている請求
 項 1 に記載の送気システム。

【請求項 3】

被検体の体腔内に所定のガスを送気管路を介して送気する送気システムであって、
 前記体腔内の圧力を検出する圧力検出手段と、

10

20

前記圧力検出手段の検出結果に基づき、前記体腔内の圧力が所定圧力となるように前記送気管路にガスを供給する自動送気手段と、

前記送気管路の詰まりを解消する洗浄流体を前記送気管路に供給する洗浄流体供給手段と、

前記送気管路内の流量を検出する流量検出手段と、

前記流量検出手段の検出結果に基づき、前記自動送気手段によるガスの供給と前記洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給とを選択的に切り替える制御手段と、

を備え、

前記洗浄流体供給手段は、前記自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスによって加圧された加圧液体を前記洗浄流体として供給する加圧液体供給手段である送気システム。

10

【請求項 4】

被検体の体腔内に所定のガスを送気管路を介して送気する送気システムであって、

前記体腔内の圧力を検出する圧力検出手段と、

前記圧力検出手段の検出結果に基づき、前記体腔内の圧力が所定圧力となるように前記送気管路にガスを供給する自動送気手段と、

前記送気管路の詰まりを解消する洗浄流体を前記送気管路に供給する洗浄流体供給手段と、

前記送気管路内の流量を検出する流量検出手段と、

前記流量検出手段の検出結果に基づき、前記自動送気手段によるガスの供給と前記洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給とを選択的に切り替える制御手段と、

20

を備え、

前記洗浄流体供給手段は、前記自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスを前記洗浄流体として供給する高圧ガス供給手段と、前記自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスによって加圧された加圧液体を前記洗浄流体として供給する加圧液体供給手段とを含んで構成され、

前記高圧ガス供給手段と前記加圧液体供給手段とを選択的に切り替えて前記洗浄流体を供給する洗浄流体切替手段を備える送気システム。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記流量検出手段の検出結果が第 1 閾値よりも大きい場合には前記自動送気手段によるガスの供給を行い、前記流量検出手段の検出結果が前記第 1 閾値以下となった場合には、前記自動送気手段によるガスの供給に代えて、前記洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給を行う請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の送気システム。

30

【請求項 6】

前記制御手段は、前記洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給が行われているとき、前記流量検出手段の検出結果が前記第 1 閾値よりも大きな第 2 閾値以上となった場合には、前記洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給に代えて、前記自動送気手段によるガスの供給を行う請求項 5 に記載の送気システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、送気システムに関し、特に、被検体の体腔内に所定のガス（例えば炭酸ガス）を送気する送気システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡を用いて検査や治療を行うときには、内視鏡の視野確保及び処置具を操作する領域を確保するために、内視鏡に設けた送気管路から体腔内に気体の供給を行う。体腔内に送気する気体としては、従来は主に空気を使用していたが、近年になって炭酸ガス（CO₂ガス）が用いられるようになってきている。炭酸ガスは生体吸収性が良好であることから、被検者に対して与えるダメージが少ない。このため、送気源として炭酸ガスが使用される

50

傾向になっている。

【 0 0 0 3 】

炭酸ガスを体腔内に送気する場合には、炭酸ガスが充填されたガスポンベを取り付けたガス供給装置が用いられる。ガス供給装置は、内視鏡の送気管路に着脱可能に接続され、炭酸ガスポンベからの炭酸ガスが減圧されて供給される。

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献 1 に記載の送気システムは、体腔内の圧力を検出する圧力センサの検出結果に基づき、体腔内の圧力が設定圧となるように体腔内に炭酸ガスを自動送気（定圧送気）している。これにより、術者の煩雑な操作を要することなく、体腔内の圧力を所望する状態に安定して制御することが可能となる。

10

【 0 0 0 5 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の送気システムでは、体腔内の体液や血液等の異物が送気管路内に混入すると、送気管路に詰まりが発生してしまい、体腔内に炭酸ガスを正常に送気できなくなる。また、送気管路に詰まりが発生した状態では、体腔内の圧力を正確に検出することができず、体腔内の圧力が適正であるにもかかわらず、体腔内が過圧状態であると判断されてしまう。その結果、体腔内を適正な圧力に保つことができず、体腔内の視野や領域を確保することが困難となる。

【 0 0 0 6 】

一方、特許文献 2、3 には、気体供給管路（気腹管路）の詰まり状態を判断できるようにした気腹装置が提案されている。この気腹措置では、気体供給管路内に気体を流入又は流出させた際の送気管路内の圧力変化の大きさを検出し、この圧力変化の検出データに基づいて送気管路の詰まりが生じているか否かを判断している。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 1 3 0 0 7 7 号公報

【 特許文献 2 】 特開平 6 - 2 0 9 9 0 1 号公報

【 特許文献 3 】 特開平 9 - 3 8 0 2 9 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

30

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の送気システムにおいて、特許文献 2、3 に記載された技術を採用しても、送気管路の詰まりを検出することができるものの、送気管路の詰まりを解消することはできない。このため、送気管路の詰まりが発生してしまうと、体腔内に炭酸ガスを安定して供給することができなくなる。その結果、体腔内の視野や領域を確保することが困難となる。送気管路の詰まりを解消するための煩雑な作業が必要となり、作業者にとって負担が大きくなる。

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、送気管路に詰まりが発生しても自動的に解消することができ、体腔内にガスを安定供給可能な送気システムを提供することを目的とする。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

前記目的を達成するために、本発明に係る送気システムの一態様は、被検体の体腔内に所定のガスを送気管路を介して送気する送気システムであって、体腔内の圧力を検出する圧力検出手段と、圧力検出手段の検出結果に基づき、体腔内の圧力が所定圧力となるように送気管路にガスを供給する自動送気手段と、送気管路の詰まりを解消する洗浄流体を送気管路に供給する洗浄流体供給手段と、送気管路内の流量を検出する流量検出手段と、流量検出手段の検出結果に基づき、自動送気手段によるガスの供給と洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給とを選択的に切り替える制御手段と、を備え、洗浄流体供給手段は、自

50

動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスを前記洗浄流体として供給する高圧ガス供給手段である。

【 0 0 1 1 】

本態様によれば、自動送気手段によって体腔内にガスの供給が行われているとき、送気管路に詰まりが発生した場合には、洗浄流体供給手段によって送気管路に洗浄流体が供給されるので、送気管路の詰まりを自動的に解消することができる。これにより、体腔内にガスを安定供給することが可能となり、体腔内の視野や領域を確保することが可能となる。また、送気管路の詰まりを解消するための煩雑な作業が不要となるので、作業者の負担を軽減することが可能となる。

【 0 0 1 3 】

高圧ガス供給手段及び自動送気手段は同一のガス供給源に接続されていることが好ましい。このようにガス供給源を共用化することによって、システム全体のコストダウンを図ることが可能となる。

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係る送気システムの他の態様は、被検体の体腔内に所定のガスを送気管路を介して送気する送気システムであって、体腔内の圧力を検出する圧力検出手段と、圧力検出手段の検出結果に基づき、体腔内の圧力が所定圧力となるように送気管路にガスを供給する自動送気手段と、送気管路の詰まりを解消する洗浄流体を送気管路に供給する洗浄流体供給手段と、送気管路内の流量を検出する流量検出手段と、流量検出手段の検出結果に基づき、自動送気手段によるガスの供給と洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給とを選択的に切り替える制御手段と、を備え、洗浄流体供給手段は、自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスによって加圧された加圧液体を洗浄流体として供給する加圧液体供給手段である。本態様のように、送気管路内に加圧液体を供給することにより、送気管路の詰まりを確実に解消することが可能となる。

【 0 0 1 5 】

また、本発明に係る送気システムの更に他の態様は、被検体の体腔内に所定のガスを送気管路を介して送気する送気システムであって、体腔内の圧力を検出する圧力検出手段と、圧力検出手段の検出結果に基づき、体腔内の圧力が所定圧力となるように送気管路にガスを供給する自動送気手段と、送気管路の詰まりを解消する洗浄流体を送気管路に供給する洗浄流体供給手段と、送気管路内の流量を検出する流量検出手段と、流量検出手段の検出結果に基づき、自動送気手段によるガスの供給と洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給とを選択的に切り替える制御手段と、を備え、洗浄流体供給手段は、自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスを洗浄流体として供給する高圧ガス供給手段と、自動送気手段により供給されるガスよりも高圧のガスによって加圧された加圧液体を洗浄流体として供給する加圧液体供給手段とを含んで構成され、高圧ガス供給手段と加圧液体供給手段とを選択的に切り替えて洗浄流体を供給する洗浄流体切替手段を備える。この態様によれば、例えば送気管路に加圧液体を供給してから高圧ガスを供給することにより、送気管路内の異物を確実に排除しつつ、送気管路内に残存する水分も排除することが可能となり、自動送気手段による送気の安定化を図ることが可能となる。

【 0 0 1 6 】

制御手段は、流量検出手段の検出結果が第 1 閾値よりも大きい場合には自動送気手段によるガスの供給を行い、流量検出手段の検出結果が第 1 閾値以下となった場合には、自動送気手段によるガスの供給に代えて、洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給を行うことが好ましい。この態様によれば、送気管路に詰まりが生じて送気管路が閉塞される前に送気管路の詰まりを解消することが可能となる。

【 0 0 1 7 】

制御手段は、洗浄流体供給手段による洗浄流体の供給が行われているとき、流量検出手段の検出結果が第 1 閾値よりも大きな第 2 閾値以上となった場合には、洗浄流体供給手段

10

20

30

40

50

による洗浄流体の供給に代えて、自動送気手段によるガスの供給を行うことが好ましい。
この態様によれば、送気管路の詰まりを確実に解消することができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、自動送気手段によって体腔内にガスの供給が行われているとき、送気管路に詰まりが発生した場合には、洗浄流体供給手段によって送気管路に洗浄流体が供給されるので、送気管路の詰まりを自動的に解消することができる。これにより、体腔内にガスを安定供給することが可能となり、体腔内の視野や領域を確保することが可能となる。また、送気管路の詰まりを解消するための煩雑な作業が不要となるので、作業者の負担を軽減することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第1の実施形態における内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【図2】内視鏡の挿入部の先端部を示す斜視図

【図3】内視鏡の管路構成を模式的に示した構成図

【図4】ガス供給装置の構成を示したブロック図

【図5】ガス供給装置とガス供給管との接続部周辺を模式的に示した概略図

【図6】ガス供給管の他の構成例（第1変形例）を示した概略図

【図7】ガス供給管の他の構成例（第2変形例）を示した概略図

【図8】ガス供給管の他の構成例（第3変形例）を示した概略図

20

【図9】ガス供給装置の動作手順を示したフローチャート図

【図10】自動送気制御の一例を示したフローチャート図

【図11】回復制御が実行される前後の検出流量の変化の様子を模式的に示したグラフ

【図12】LED点灯制御の一例を示したフローチャート図

【図13】第1及び第2電磁弁の開閉状態とLEDの点灯状態との対応関係を示した図

【図14】緑色LEDと赤色LEDを組み合わせる用いる場合のLED点灯制御の一例を示した図

【図15】体腔圧に応じたLED点灯制御の一例を示した図

【図16】第2の実施形態におけるガス供給装置の構成を示したブロック図

【図17】第3の実施形態におけるガス供給装置の構成を示したブロック図

30

【図18】第4の実施形態における内視鏡の管路構成を模式的に示した構成図

【図19】第4の実施形態で用いられるガス供給管の構成例を示した概略断面図

【図20】第4の実施形態で用いられるガス供給管の他の構成例を示した概略図

【図21】第4の実施形態で用いられるガス供給管の他の構成例を示した概略図

【図22】第5の実施形態における内視鏡の管路構成を模式的に示した構成図

【図23】第5の実施形態におけるガス供給装置の内部構成を示したブロック図

【図24】第6の実施形態における内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【図25】第6の実施形態における内視鏡の内部構成を示す管路構成図

【発明を実施するための形態】

【0020】

40

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。

【0021】

（第1の実施形態）

図1は、本発明が適用される内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図である。図1に示した内視鏡システムは、主として、内視鏡10、光源装置20、プロセッサ30、及びガス供給装置66で構成される。

【0022】

内視鏡10は、体腔内に挿入される挿入部12と、この挿入部12に連設される手元操作部14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、ユニバーサルケーブル16の先端にはLGコネクタ18が設けられる。このLGコネクタ18を

50

光源装置 20 に着脱自在に連結することによって、後述する照明光学系 54 (図 2 参照) に照明光を伝送することができる。また、L G コネクタ 18 には、ケーブル 22 を介して電気コネクタ 24 が接続され、この電気コネクタ 24 がプロセッサ 30 に着脱自在に連結される。なお、L G コネクタ 18 には送気・送水用のチューブ 26 や吸引用のチューブ 28 が接続される。

【0023】

手元操作部 14 には、送気・送水ボタン 32、吸引ボタン 34、シャッターボタン 36 が並設されるとともに、一对のアングルノブ 38、38、及び鉗子挿入部 40 が設けられる。また、手元操作部 14 には、体腔内に炭酸ガスを供給するためのガス供給口 44 が設けられる。

10

【0024】

一方、挿入部 12 は、先端部 46、湾曲部 48、及び軟性部 50 で構成され、湾曲部 48 は、手元操作部 14 に設けられた一对のアングルノブ 38、38 を回動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 46 の先端面 47 を所望の方向に向けることができる。

【0025】

図 2 に示すように、先端部 46 の先端面 47 には、観察光学系 52、照明光学系 54、54、送気・送水ノズル 56、鉗子口 58 が設けられる。観察光学系 52 の後方には CCD (不図示) が配設されており、この CCD を支持する基板には信号ケーブルが接続されている。信号ケーブルは図 1 の挿入部 12、手元操作部 14、ユニバーサルケーブル 16 に挿通されて電気コネクタ 24 まで延設され、プロセッサ 30 に接続される。したがって、図 2 の観察光学系 52 で取り込まれた観察像は、CCD 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図 1 のプロセッサ 30 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 30 に接続されたモニタ 60 に観察画像が表示される。

20

【0026】

図 2 の照明光学系 54、54 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 12、手元操作部 14、ユニバーサルケーブル 16 に挿通される。そして、ライトガイドの入射端が L G コネクタ 18 のライトガイド棒 (図 3 参照) 19 に配設される。したがって、L G コネクタ 18 のライトガイド棒 19 を光源装置 20 に連結することによって、光源装置 20 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 54、54 に伝送され、照明光学系 54、54 から照射される。

30

【0027】

図 3 は内視鏡 10 の管路構成を模式的に示した構成図である。図 3 に示すように、送気・送水ノズル 56 には、送気・送水チューブ 80 が接続されている。送気・送水チューブ 80 は、送気チューブ 82 と送水チューブ 84 に分岐され、それぞれが、手元操作部 14 に配設したバルブ 86 に接続される。バルブ 86 には給気チューブ 88 と給水チューブ 90 が接続されるとともに、送気・送水ボタン 32 が取り付けられる。この送気・送水ボタン 32 が突出した状態では送気チューブ 82 と給気チューブ 88 が連通され、送気・送水ボタン 32 を押下操作することによって、送水チューブ 84 と給水チューブ 90 が連通される。送気・送水ボタン 32 には通気孔 (不図示) が形成されており、この通気孔を介して給気チューブ 88 が外気に連通される。

40

【0028】

給気チューブ 88 と給水チューブ 90 は、ユニバーサルケーブル 16 に挿通され、L G コネクタ 18 の送水コネクタ 92 まで延設される。送水コネクタ 92 には、チューブ 26 が着脱自在に接続され、このチューブ 26 の先端が貯水タンク 27 に連結される。そして、給水チューブ 90 が貯水タンク 27 の液面下に連通され、給気チューブ 88 が液面上に連通される。

【0029】

送水コネクタ 92 には、エアチューブ 94 が接続されており、このエアチューブ 94 は

50

、給気チューブ 88 に連通されている。また、エアチューブ 94 は、LG コネクタ 18 を光源装置 20 に連結することによって、光源装置 20 内のエアポンプ 21 に連通される。したがって、エアポンプ 21 を駆動してエアを送気すると、エアチューブ 94 を介して給気チューブ 88 にエアが送気される。このエアは、送気・送水ボタン 32 の非操作時には、通気孔（不図示）を介して外気に逃げるようになっている。そして、術者が通気孔を塞ぐことによって、給気チューブ 88 のエアが送気チューブ 82 に送気され、送気・送水ノズル 56 からエアが噴射される。また、送気・送水ボタン 32 を押下操作すると、給気チューブ 88 と送気チューブ 82 が遮断されるため、エアチューブ 94 に給気されたエアは、貯水タンク 27 の液面上に供給される。これにより、貯水タンク 27 の内圧が高まって給水チューブ 90 に水が送液される。そして、送水チューブ 84 を介して送気・送水ノズル 56 から水が噴射される。このように送気・送水ノズル 56 から水またはエアが噴射され、観察光学系 52 に吹き付けられることによって、観察光学系 52 が洗浄される。

10

【0030】

一方、鉗子口 58 には、鉗子チューブ 96 が接続される。鉗子チューブ 96 は分岐して鉗子挿入部 40 とバルブ 98 に連通される。よって、鉗子挿入部 40 から鉗子等の処置具を挿入することによって、鉗子口 58 から処置具を導出することができる。前記バルブ 98 には、吸引チューブ 100 が接続されるとともに、吸引ボタン 34 が取り付けられる。この吸引ボタン 34 が突出した状態では、吸引チューブ 100 が外気に連通され、吸引ボタン 34 を押下操作することによって、吸引チューブ 100 と鉗子チューブ 96 とが接続されるようになっている。吸引チューブ 100 は、LG コネクタ 18 の吸引コネクタ 102 まで延設されており、この吸引コネクタ 102 にチューブ 28（図 1 参照）を接続することによって、不図示の吸引装置に連通される。したがって、吸引装置を駆動した状態で吸引ボタン 34 を押下操作することによって、鉗子口 58 から病変部等を吸引することができる。

20

【0031】

先端部 46 の先端面 47 には、ガス噴射口 62 が形成されている。ガス噴射口 62 には、ガスチューブ 104 が接続されている。ガスチューブ 104 は、手元操作部 14 に配設されたガス供給口 44 に接続される。ガス供給口 44 にはガス供給管 64 の一端が着脱自在に接続され、ガス供給管 64 の他端がガス供給装置 66 に連結される。これにより、ガス供給装置 66 から炭酸ガスを送気することによって、ガス供給口 44 及びガスチューブ 104 を経由してガス噴射口 62 から炭酸ガスが噴射され、体腔内を炭酸ガスで膨らませることができる。

30

【0032】

図 4 は、ガス供給装置 66 の構成を示したブロック図である。図 4 に示すように、ガス供給装置 66 は、減圧機構 114、電磁弁 120、122、流量センサ 124、圧力センサ 126、128、制御部 130、操作パネル 131、及び LED 140 を備えて構成される。

【0033】

ガス供給装置 66 には、高圧ホース 112 を介して炭酸ガスポンペ 110 が着脱自在に連結されている。ガス供給装置 66 の内部には、炭酸ガスポンペ 110 側から順に、減圧機構 114、第 1 電磁弁 120、流量センサ 124 が直列に接続され、これらの各部を経由して所定の圧力に減圧された炭酸ガスが自動送気コネクタ 144 に送られる。

40

【0034】

減圧機構 114 は、直列に配置した 2 個のレギュレータ（減圧弁）116、118 から構成される。レギュレータ 116、118 は、炭酸ガスポンペ 110 から供給された炭酸ガスの圧力を段階的に適正圧まで減圧する。例えば、第 1 レギュレータ 116 では、炭酸ガスポンペ 110 からの炭酸ガスの圧力を 10 MPa から 0.3 MPa に減圧する。また、第 2 レギュレータ 118 では、第 1 レギュレータ 116 で減圧された炭酸ガスの圧力を 0.3 MPa から 0.05 MPa に減圧する。

【0035】

50

第1電磁弁120は、制御部130から出力される制御信号に基づいて開閉動作し、体腔内に供給される炭酸ガスの流量を調節する。第1電磁弁120としては、制御信号（電流値）に比例して流量を無段階に制御可能な流量制御弁（電磁比例弁）が好ましく用いられる。流量制御弁を用いることにより、全開又は全閉のみ可能な切替弁を用いた場合に比べて、体腔内に供給される炭酸ガスの流量を高精度に制御することが可能となる。

【0036】

流量センサ124は、第1電磁弁120の出口側に配設され、ガス供給管64を経由して体腔内に供給される炭酸ガスの流量を検出して、その検出結果を制御部130に出力する。

【0037】

第1圧力センサ126は、炭酸ガスポンペ110と減圧機構114との間に接続され、炭酸ガスポンペ110から供給される炭酸ガスの圧力を検出して、その検出結果を制御部130に出力する。

【0038】

第2圧力センサ128は、第1電磁弁120と流量センサ124との間に接続され、ガス供給管64やガスチューブ104を介して体腔内の圧力を検出して、その検出結果を制御部130に出力する。

【0039】

第1レギュレータ116と第2レギュレータ118との間にはバイパス管路142の一端が接続されている。バイパス管路142の他端は電磁弁120の出口側に接続されている。これにより、第1レギュレータ116で減圧された炭酸ガスを第2レギュレータ118及び第1電磁弁120を経由することなくガス供給管64に導くことが可能となっている。

【0040】

第2電磁弁122は、バイパス管路142に配設されており、制御部130から出力される制御信号に基づいて開閉動作する。第2電磁弁122としては、通常閉（ノーマルクローズ）のタイプのものが好ましく用いられる。これにより、後述する自動送気制御で炭酸ガスの送気が行われている間はバイパス管路142は常時遮断された状態となっており、バイパス管路142を経由した炭酸ガスの流出を確実に防止することができる。

【0041】

操作パネル131には、残量表示部134、警告表示部136、電源スイッチ138、及び設定部139が設けられており、これらの各部は制御部130に接続されている。設定部139には、体腔内の設定圧を入力するための操作ボタンが設けられており、術者の操作により、体腔内の設定圧が入力されると、その入力信号が制御部130に出力される。

【0042】

制御部130は、ガス供給装置66の全体制御を行っており、CPUやメモリ（いずれも不図示）などを備えて構成される。メモリには、ガス供給装置66を動作させるための制御プログラムや各種設定情報（例えば設定部139で入力された体腔内の設定圧）が記憶される。

【0043】

また、制御部130は、第1圧力センサ126で検出された圧力に基づき、炭酸ガスポンペ110の炭酸ガスの残量を残量表示部134に表示する。また、制御部130は、炭酸ガスの残量が所定レベル以下になると、警告表示部136により警告を表示するとともに、警報を発生する。これにより、炭酸ガスの残量がなくなる前に炭酸ガスポンペ110を新しいものに交換することが可能となる。

【0044】

LED140は、ガス供給管64の先端が着脱自在に連結される自動送気コネクタ144に隣接する位置に複数設けられている。本例では4個のLED140が設けられている（図4及び図5では2個のみ図示）。また、各LED140はいずれも同一色（例えば緑

10

20

30

40

50

色や赤色など)のものが用いられる。各LED140は、制御部130から出力される制御信号に基づいて点灯状態(点灯/点滅/消灯)が変化する。

【0045】

図5は、ガス供給装置66とガス供給管64との接続部周辺を模式的に示した概略図である。図5(a)は側断面図、図5(b)はガス供給管64の正断面図(図5(a)中A-A線に沿う断面図)である。

【0046】

図5に示すように、ガス供給管64は、光透過性の側壁部を有する透明チューブ174からなり、その側壁部には軸方向に沿って複数の側面漏光型光ファイバ176が埋設されている。なお、ガス供給管64には、LED140の個数に対応して4本の側面漏光型光ファイバ176A~176Dが設けられているが、LED140や側面漏光型光ファイバ176の個数は特に限定されるものではない。このガス供給管64の先端には接続コネクタ170が設けられており、各側面漏光型光ファイバ176は接続コネクタ170まで延設され、各側面漏光型光ファイバ176の端面はそれぞれLED140に対面する位置に露出している。これにより、ガス供給管64の接続コネクタ170が自動送気コネクタ144に連結された状態でLED140を点灯させると、側面漏光型光ファイバ176の端面からLED140からの光が入光し、その光が側面漏光しながら伝達されるので、ガス供給管64が線状発光体として機能する。また、側面漏光型光ファイバ176はフレキシブル性(柔軟可撓性)が高く、任意の方向に曲げて使用することができるので、ガス供給管64の取り扱い性にも優れる。

【0047】

また、ガス供給管64を発光させるためには、ガス供給管64の接続コネクタ170が自動送気コネクタ144に連結されたとき、側面漏光型光ファイバ176の端面とLED140が対面するように位置合わせされていることが必要である。本実施形態では、これらの位置合わせを容易にするために、位置規制手段として、ガス供給装置66の自動送気コネクタ144周辺の壁面に円柱状(又はピン状)の凸部178が設けられ、接続コネクタ170に凸部178が嵌合可能な凹部179が設けられている。なお、ガス供給装置66側に凹部が設けられ、接続コネクタ170側に凸部が設けられていてもよい。これにより、ガス供給管64の接続コネクタ170を自動送気コネクタ144に連結する際、凸部178を凹部179に嵌合させた状態で連結することによって、接続コネクタ170の回転方向の動きが規制され、側面漏光型光ファイバ176の端面とLED140が対面するように位置合わせが行われる。なお、位置規制手段は、側面漏光型光ファイバ176の端面とLED140が対面するように、接続コネクタ170の接続位置(回転方向の位置)を一意に決定できるものであれば特に限定はない。

【0048】

なお、本実施形態では、透明チューブ174の側壁部に側面漏光型光ファイバ176が埋設された構成となっているが、これに限らず、例えば、図6に示すように、透明チューブ174の外周部に側面漏光型光ファイバ176が軸方向に沿って設けられていてもよい。また、図7に示すように、透明チューブ174の外周部に側面漏光型光ファイバ176が螺旋状に巻回された状態で設けられていてもよい。このように透明チューブ174の外側に側面漏光型光ファイバ176が外付けされた構成によれば、透明チューブ174に代えて不透明チューブを用いることが可能となる。

【0049】

また、図8に示すように、透明チューブ174の内周部に側面漏光型光ファイバ176が軸方向に沿って設けられていてもよい。また、図示は省略するが、透明チューブ174の内周部に側面漏光型光ファイバ176が螺旋状に巻回された状態で設けられていてもよい。

【0050】

また、本実施形態では、線状発光体としての側面漏光型光ファイバ176が用いられているが、側面漏光型光ファイバ176に代えて、ELファイバを用いることも可能である

。この場合、ガス供給管 64 の接続コネクタ 170 を自動送気コネクタ 144 に連結したとき、ELファイバが制御部 130 に電氣的に接続されるように構成される。そして、制御部 130 から出力される制御信号に応じて、エレクトロルミネッセンスにより EL ファイバ自体が発光する。したがって、EL ファイバを用いる態様の場合には、ガス供給装置 66 に LED 140 を設ける必要がなくなる。

【0051】

また、本実施形態では、ガス供給管 64 が導光チューブで構成されていてもよい。この態様によれば、導光チューブ自体が発光するので、側面漏光型光ファイバ 176 や EL ファイバなどを設ける必要がない。

【0052】

次に、本実施形態の作用について説明する。

【0053】

まず、内視鏡 10 の挿入部 12 が体腔内（例えば胃や大腸など）に挿入され、ガス供給装置 66 の電源スイッチ 138 が ON にされると、ガス供給装置 66 が稼動状態となる。このとき、制御部 130 は、電源スイッチ 138 が ON されたことを検出し、図 9 に示したフローチャートに従って各処理を実行する。

【0054】

まず、制御部 130 は自動送気制御を実行する（ステップ S10）。このとき、制御部 130 は、第 1 電磁弁 120 をオープン状態にするとともに、第 2 電磁弁 122 をクローズ状態にする。これにより、炭酸ガスポンプ 110 から供給される炭酸ガスは第 1 及び第 2 レギュレータ 116、118 で段階的に適正圧まで減圧されて、第 1 電磁弁 120 及び流量センサ 124 を経由して自動送気コネクタ 144 に送られる。その際、制御部 130 は、第 2 圧力センサ 128 で検出された体腔内の圧力（体腔圧）に基づき、第 1 電磁弁 120 を開閉制御しながら炭酸ガスの流量を調節することにより体腔内が設定圧となるように制御を行う。

【0055】

図 10 は、図 9 に示した自動送気制御の一例を示したフローチャート図である。ここでは、第 1 電磁弁 120 は、制御部 130 から出力される制御信号（電流値）に比例して開度（流路面積）を可変可能な流量制御弁が用いられるものとする。

【0056】

まず、制御部 130 は、メモリから最新の設定圧を取得し（ステップ S30）、続いて、第 2 圧力センサ 128 で検出された体腔内の圧力（体腔圧）を取得する（ステップ S32）。

【0057】

次に、制御部 130 は、設定圧と体腔圧の圧力差に応じて第 1 電磁弁 120 の開度を変化させる（ステップ S34～S46）。ここでは、設定圧と体腔圧の圧力差と、第 1～第 4 圧力差閾値 $P_1 \sim P_3$ （但し、 $0 < P_1 < P_2 < P_3$ とする。）との大小を順次比較することにより、第 1 電磁弁 120 の開度を $V_1 \sim V_4$ （但し、 $0 < V_1 < V_2 < V_3 < V_4$ とする。）の範囲で設定する。

【0058】

すなわち、制御部 130 は、設定圧と体腔圧の圧力差が第 1 圧力差閾値 P_1 （但し、 $P_1 > 0$ ）以下の場合（ステップ S34 にて Yes の場合）には、第 1 電磁弁 120 の開度を V_1 （例えば 25%）とする（ステップ S40）。なお、体腔圧が設定圧を上回っている場合には、第 1 電磁弁 120 をクローズ状態（開度 0%）にしてもよいが、生体内に吸収される炭酸ガスを考慮すると、第 1 電磁弁 120 の開度を V_1 を超えない範囲でオープン状態に設定しておくことが好ましい。

【0059】

また、設定圧と体腔圧の圧力差が第 1 圧力差閾値 P_1 よりも大きく第 2 圧力差閾値 P_2 以下の場合（ステップ S36 にて Yes の場合）には、第 1 電磁弁 120 の開度を V_2 （例えば 50%）とする（ステップ S42）。

【 0 0 6 0 】

また、設定圧と体腔圧の圧力差が第 2 圧力差閾値 P 2 よりも大きく第 3 圧力差閾値 P 3 以下の場合（ステップ S 3 8 にて Y e s の場合）には、第 1 電磁弁 1 2 0 の開度を V 3（例えば 7 5 %）とする（ステップ S 4 4）。

【 0 0 6 1 】

また、設定圧と体腔圧の圧力差が第 3 圧力差閾値 P 3 よりも大きい場合（ステップ S 3 8 にて N o の場合）には、第 1 電磁弁 1 2 0 の開度を V 4（例えば 1 0 0 %）とする（ステップ S 4 6）。

【 0 0 6 2 】

図 1 0 に示した自動送気制御によれば、体腔内の圧力が設定圧となるように炭酸ガスの送気が行われる際、体腔圧が設定圧に近づくにつれて炭酸ガスの送気量が徐々に少なくなるように制御が行われる。すなわち、体腔圧と設定圧との圧力差が大きい場合（例えば炭酸ガスの送気開始直後など）には送気量が多くなる一方で、体腔圧と設定圧との圧力差が小さくなると送気量が少なくなる。したがって、設定圧の前後で体腔圧がばたつく現象を抑え、短時間で効率的に体腔内の圧力を設定圧にすることが可能となる。

【 0 0 6 3 】

なお、図 1 0 に示した自動送気制御では、第 1 電磁弁 1 2 0 の開度を変化させることによって炭酸ガスの送気量を変化させているが、これに限らず、第 1 電磁弁 1 2 0 の開度を一定にして第 1 電磁弁 1 2 0 のオープン時間を変化させてもよいし、これらを組み合わせてもよい。

【 0 0 6 4 】

図 9 に戻り、ステップ S 1 0 の自動送気制御が実行された後の処理について説明する。まず、制御部 1 3 0 は、流量センサ 1 2 4 で検出された流量（検出流量）を取得する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 6 5 】

次に、ステップ S 1 2 で取得した検出流量が第 1 流量閾値 Q 1 以下であるか否かを判断する（ステップ S 1 4）。検出流量が第 1 流量閾値 Q 1 よりも大きい場合（ステップ S 1 4 にて N o の場合）には正常状態と判断されるので、ステップ S 1 0 に戻り、自動送気制御を継続して実行する。

【 0 0 6 6 】

一方、検出流量が第 1 流量閾値 Q 1 以下の場合（ステップ S 1 4 にて Y e s の場合）には、炭酸ガスの供給経路となる送気管路（本例の場合ガスチューブ 1 0 4）に詰まりが生じて検出流量が低下していると判断されることから、制御部 1 3 0 は、回復制御を実行する（ステップ S 1 6）。このとき、制御部 1 3 0 は、第 1 電磁弁 1 2 0 をクローズ状態にするとともに、第 2 電磁弁 1 2 2 をオープン状態とする。これにより、第 1 レギュレータ 1 1 6 で減圧された炭酸ガスがバイパス管路 1 4 2 を経由して自動送気コネクタ 1 4 4 に送られる。すなわち、自動送気制御が実行される場合に比べて高圧の炭酸ガスが送気管路に送出されるので、送気管路内に混入した異物等はガス噴射口 6 2 から強制排出され、送気管路の詰まり状態を解消することが可能となる。

【 0 0 6 7 】

次に、制御部 1 3 0 は、流量センサ 1 2 4 で検出された流量（検出流量）を取得する（ステップ S 1 8）。そして、制御部 1 3 0 は、取得した検出流量が第 2 流量閾値 Q 2（但し、 $Q 2 > Q 1$ とする。）よりも大きいかな否かを判断する（ステップ S 2 0）。検出流量が第 2 流量閾値 Q 2 以下の場合（ステップ S 2 0 にて N o の場合）には、送気管路の詰まりが十分に解消されておらず、再び詰まり状態になる可能性があることから、ステップ S 1 6 に戻り、検出流量が第 2 流量閾値 Q 2 よりも大きくなるまで、回復制御を継続して実行する。

【 0 0 6 8 】

一方、検出流量が第 2 流量閾値 Q 2 よりも大きい場合（ステップ S 2 0 にて Y e s の場合）には、送気管路の詰まりが十分に解消されていると判断されるため、ステップ S 1 0

10

20

30

40

50

に戻って自動送気制御での送気を行う。

【 0 0 6 9 】

このように本実施形態では、流量センサ 1 2 4 で検出された流量に基づき、送気管路に詰まりが発生しているか否かが判断され、送気管路に詰まりが発生している場合にはその詰まりを回復させるための回復制御が実行される。

【 0 0 7 0 】

図 1 1 は、回復制御が実行される前後の検出流量の変化の様子を模式的に示したグラフである。図 1 1 に示すように、自動送気制御が行われている場合において、送気管路に詰まりが発生すると、その詰まり状態に応じて検出流量は徐々に低下していく。

【 0 0 7 1 】

本実施形態では、送気管路が完全に閉塞される前（すなわち、検出流量が 0 となる前）に、検出流量が第 1 流量閾値 Q_1 以下となるタイミングを検出し、自動送気制御から回復制御に切り替える。回復制御では、自動送気制御に比べて高圧の炭酸ガスが送出されるので、送気管路に混入した異物はガス噴射口 6 2 から強制排出される。

【 0 0 7 2 】

また、回復制御での送気が一定時間行われた後、検出流量が第 1 流量閾値 Q_1 を上回った時点で自動送気制御に復帰してしまうと、送気管路に混入した異物が十分に排出されておらず、送気管路に詰まりが再び発生し、検出流量の低下によって回復制御が繰り返し行われる可能性がある。

【 0 0 7 3 】

そこで本実施形態では、検出流量が第 1 流量閾値 Q_1 よりも大きな第 2 流量閾値 Q_2 を越えたか否かを判断し、第 2 流量閾値 Q_2 を越えた場合に回復制御から自動送気制御に移行するようにしている。これにより、回復制御が繰り返し実行されることを防止し、送気管路に発生した詰まりを確実に解消することが可能となる。

【 0 0 7 4 】

また、本実施形態では、制御部 1 3 0 は、第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 の開閉状態に応じて L E D 点灯制御を行う。

【 0 0 7 5 】

図 1 2 は、L E D 点灯制御の一例を示したフローチャート図である。また、図 1 3 は、第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 の開閉状態と L E D 1 4 0 の点灯状態との対応関係を示した図である。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 に示すように、制御部 1 3 0 は、所定の順序に従って第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 の開閉状態を判断する（ステップ S 5 0、S 5 2、S 5 8）。

【 0 0 7 7 】

第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 がオープン状態となっている場合、制御部 1 3 0 は L E D 1 4 0 を高速点滅させる（ステップ S 5 4）。これにより、ガス供給管 6 4 は発光状態と非発光状態を短周期的に繰り返し、術者は装置異常であることを認識することができる。

【 0 0 7 8 】

第 1 電磁弁 1 2 0 がオープン状態、且つ、第 2 電磁弁 1 2 2 がクローズ状態の場合、制御部 1 3 0 は L E D 1 4 0 を点灯させる（ステップ S 5 6）。これにより、ガス供給管 6 4 は常時発光状態となり、術者は自動送気制御で炭酸ガスが送気されていることを認識することができる。

【 0 0 7 9 】

第 1 電磁弁 1 2 0 がクローズ状態、且つ、第 2 電磁弁 1 2 2 がオープン状態の場合、制御部 1 3 0 は L E D 1 4 0 を低速点滅させる（ステップ S 6 0）。これにより、ガス供給管 6 4 は発光状態と非発光状態を長周期的に繰り返し、術者は回復制御で炭酸ガスが送気されていることを認識することができる。

【 0 0 8 0 】

第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 がクローズ状態の場合、制御部 1 3 0 は L E D 1 4 0 を消灯状態とする（ステップ S 6 2）。これにより、ガス供給管 6 4 は非発光状態となり、術者は炭酸ガスの送気が停止されていることを認識することができる。

【 0 0 8 1 】

このように本実施形態によれば、第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 の開閉状態に応じてガス供給管 6 4 の発光状態が変化するので、内視鏡 1 0 の操作を行っている際に、術者は視線を反らすことなく炭酸ガスの送気状態を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 8 2 】

なお、4 個の L E D 1 4 0 は同一色の L E D に限らず、異なる色の L E D を組み合わせて用いてもよい。例えば 2 個の緑色 L E D と 2 個の赤色 L E D を組み合わせてもよい。

10

【 0 0 8 3 】

図 1 4 は、複数色の L E D を用いた場合の L E D 点灯制御の一例を示した図である。図 1 4 に示した L E D 点灯制御では、第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 がいずれもオープン状態の場合には、緑色 L E D と赤色 L E D の両方を点滅状態とする。また、第 1 電磁弁 1 2 0 がオープン状態、且つ、第 2 電磁弁がクローズ状態の場合は、緑色 L E D を点灯状態とし、赤色 L E D を消灯状態とする。また、第 1 電磁弁 1 2 0 がクローズ状態、且つ、第 2 電磁弁がオープン状態の場合は、緑色 L E D を消灯状態とし、赤色 L E D を点灯状態とする。また、第 1 及び第 2 電磁弁 1 2 0、1 2 2 がいずれもクローズ状態の場合には、緑色 L E D と赤色 L E D の両方を消灯状態とする。これにより、術者は、ガス供給管 6 4 の発光色から体腔内への炭酸ガスの送気が正常に行われているか否かを容易に把握することが可能となる。

20

【 0 0 8 4 】

また、L E D 点灯制御では、第 2 圧力センサ 1 2 8 によって検出された体腔内の圧力（体腔圧）に応じて変化させるようにしてもよい。図 1 5 に示した例では、第 1 電磁弁 1 2 0 がオープン状態、且つ、第 2 電磁弁 1 2 2 がクローズ状態の場合において、L E D 1 4 0 を点灯状態とする際、体腔圧に応じて L E D 1 4 0 の発光強度を段階的に変化させている。例えば、設定圧に対する体腔圧の割合が高レベル（例えば 8 0 % 以上）の場合には発光強度を強とし、中レベル（例えば 5 0 % 以上 8 0 % 未満）である場合には発光強度を中とし、低レベル（例えば 5 0 % 未満）の場合には発光強度を弱とする。これにより、術者は、ガス供給管 6 4 の発光状態（明るさ）に応じて体腔圧の状態を認識することができる。なお、説明は省略するが、体腔圧の状態に応じて異なる色の L E D の発光状態を変化させてもよい。

30

【 0 0 8 5 】

以上説明したように第 1 の実施形態によれば、体腔内の圧力が設定圧となるように炭酸ガスの送気が行われるとき、送気管路に詰まりが発生した場合には、高压の炭酸ガスが送気管路に供給されるので、送気管路の詰まりを自動的に解消することができる。これにより、体腔内に炭酸ガスを安定供給することが可能となり、体腔内の視野や領域を確保することが可能となる。また、送気管路の詰まりを解消するための煩雑な作業が不要となるので、作業者の負担を軽減することが可能となる。

【 0 0 8 6 】

40

また、ガス供給管 6 4 の発光状態を確認するだけでガス供給装置 6 6 から体腔内に炭酸ガスが自動送気されているか否かを瞬時に認識することができる。すなわち、術者は内視鏡 1 0 の操作を行っている際、視線を反らすことなく炭酸ガスの送気状態を容易に把握することができる。これにより、術者の操作負担を軽減することができ、利便性が向上する。

【 0 0 8 7 】

（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。

【 0 0 8 8 】

50

図 16 は、第 2 の実施形態におけるガス供給装置 66B の構成を示したブロック図である。図 16 中、図 4 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。

【0089】

図 16 に示すように、第 2 の実施形態のガス供給装置 66B は、バイパス管路 142 に送液タンク 160 が設けられている。バイパス管路 142 は、第 1 レギュレータ 116 の出口側と第 2 電磁弁 122 との間を接続する管路 142a と、第 2 電磁弁 122 と送液タンク 160 との間を接続する管路 142b と、送液タンク 160 と第 1 電磁弁 120 の出口側との間を接続する管路 142c とから構成される。そして、管路 142b が送液タンク 160 の液面上に連通され、管路 142c が送液タンク 160 の液面下に連通される。他の構成については第 1 の実施形態と同様である。

10

【0090】

第 2 の実施形態によれば、回復制御において、第 1 電磁弁 120 をクローズ状態、第 2 電磁弁 122 をオープン状態にすると、第 1 レギュレータ 116 で減圧された炭酸ガス（高圧ガス）は管路 142a、142b を経由して送液タンク 160 の液面上に供給される。これにより、送液タンク 160 の内圧が高まって管路 142c に水が送液される。そして、内視鏡 10 に設けられる送気管路（ガスチューブ 104）に水が供給される。したがって、送気管路に異物が混入して詰まりが発生しても、送気管路にかかる水圧によって異物をガス噴射口 62 から排出することができ、送気管路の詰まりを確実に解消することが可能となる。

20

【0091】

（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。

【0092】

図 17 は、第 3 の実施形態におけるガス供給装置 66C の構成を示したブロック図である。図 17 中、図 4 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。

【0093】

図 17 に示すように、第 3 の実施形態のガス供給装置 66C は、第 1 バイパス管路 142A と第 2 バイパス管路 142B とが並列に接続されており、各バイパス管路 142A、142B の両端は第 1 の実施形態のバイパス管路 142（図 4 参照）と同様の接続位置にそれぞれ接続されている。

30

【0094】

第 1 及び第 2 バイパス管路 142A、142B には、それぞれ第 2 電磁弁 122A、122B が配設されている。また、第 2 バイパス管路 142B には、第 2 電磁弁 122B の出口側に送水手段としての送液タンク 160 が設けられている。送液タンク 160 に対する管路接続形態については第 2 の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0095】

第 3 の実施形態によれば、送気管路に詰まり状態が発生した場合、制御部 130 は、回復制御を実行する際、第 2 電磁弁 122A、122B を選択的に開閉制御することにより、送気管路に炭酸ガス又は水を選択的に供給することが可能となる。このとき、第 2 電磁弁 122B をオープン状態にして送気管路に水を一定時間送出した後、第 2 電磁弁 122A をオープン状態にして送気管路に炭酸ガスを一定時間送出することにより、送気管路に混入した異物を確実に排出しつつ、送気管路に残存した水分も排出することができる。これにより、回復制御が行われた後に自動送気制御が行われる際、送気管路に残存した水分の影響を受けることなく、体腔内に炭酸ガスを安定して送気することが可能となる。

40

【0096】

（第 4 の実施形態）

次に、本発明の第 4 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

50

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。

【 0 0 9 7 】

図 1 8 は、第 4 の実施形態における内視鏡の管路構成を模式的に示した構成図である。図 1 9 は、第 4 の実施形態で用いられるガス供給管の要部を示した概略断面図である。図 1 8 及び図 1 9 中、図 3 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 9 8 】

図 1 8 及び図 1 9 に示すように、第 4 の実施形態のガス供給管 6 4 B の外周面にはゴム等の弾性体からなるバルーン部材 1 8 0 が装着されている。バルーン部材 1 8 0 は、両端部が絞られた略筒状に形成されており、ガス供給管 6 4 B を挿通させて所望の位置に配置した後に、バルーン部材 1 8 0 の両端部をガス供給管 6 4 B の一部を構成する硬質部（硬質リング）1 8 2 に固定することによって装着される。バルーン部材 1 8 0 は、膨縮自在に構成されており、略球状に膨張したり、或いは収縮してガス供給管 6 4 B の外周面に貼りつくようになっている。なお、バルーン部材 1 8 0 の厚みや材質については、バルーン部材 1 8 0 の膨張量が適正な範囲となるように適宜選択すればよい。

【 0 0 9 9 】

バルーン部材 1 8 0 の装着位置となる硬質部 1 8 2 の外周面には開口部 1 8 4 が形成されている。開口部 1 8 4 は、ガス供給管 6 4 B の内周面に連通されている。

【 0 1 0 0 】

第 4 の実施形態によれば、ガス供給装置 6 6 から体腔内に炭酸ガスが自動送気されている間は、送気管路となるガス供給管 6 4 B の外周面に装着されたバルーン部材 1 8 0 は、体腔内の圧力に応じて膨張状態となる。これにより、内視鏡 1 0 の操作が行われていても、術者は視線を反らすことなく体腔内の圧力が所望の状態となるように炭酸ガスが自動送気されていることを容易に把握することが可能となる。

【 0 1 0 1 】

図 2 0 及び図 2 1 は、ガス供給管 6 4 の他の構成例を示した概略図である。図 2 0 に示したガス供給管 6 4 C の内部には、ガスの流れ方向になびく吹流し状（又は長旗状）のガス流検出部材 1 8 6 が設けられている。また、図 2 1 に示したガス供給管 6 4 D の内部には、ガスの流れに応じて回転可能に構成される風車状（又はプロペラ状）のガス流検出部材 1 8 8 が設けられている。図 2 0 及び図 2 1 に示したガス供給管 6 4 はいずれも透明チューブ（又は半透明チューブ）からなり、その内部に配置されたガス流検出部材 1 8 6 、1 8 8 の状態を外部から視認できるようになっている。これにより、内視鏡 1 0 の操作が行われていても、術者は視線を反らすことなく体腔内の圧力が所望の状態となるように炭酸ガスが自動送気されていることを容易に把握することが可能となる。

【 0 1 0 2 】

（第 5 の実施形態）

次に、本発明の第 5 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。

【 0 1 0 3 】

図 2 2 は、第 5 の実施形態における内視鏡の管路構成を模式的に示した構成図である。図 2 3 は、第 5 の実施形態におけるガス供給装置 6 6 D の内部構成を示したブロック図である。図 2 2 及び図 2 3 中、図 3 及び図 4 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 1 0 4 】

図 2 2 に示すように、L G コネクタ 1 8 にはガスコネクタ 1 9 0 が設けられている。ガスコネクタ 1 9 0 にはガス供給管 6 5 の一端が着脱自在に接続され、ガス供給管 6 5 の他端はガス供給装置 6 6 に連結されている。L G コネクタ 1 8 の内部では、ガスコネクタ 1 9 0 にガストューブ 1 0 6 の一端が接続され、ガストューブ 1 0 6 の他端はエアチューブ 9 4 に連通されている。

【 0 1 0 5 】

一方、ガス供給装置 66D には、図 23 に示すように、ガス供給管 65 の他端が連結される手動送気コネクタ 145 が設けられている。また、ガス供給装置 66D の内部では、第 2 レギュレータ 118 と第 1 電磁弁 120 との間に内部管路 146 の一端が接続され、内部管路 146 の他端は手動送気コネクタ 145 に接続されている。内部管路 146 には、制御部 130 から出力される制御信号に基づいて開閉動作する第 3 電磁弁 148 が配設されている。

【0106】

第 5 の実施形態によれば、制御部 130 は、第 3 電磁弁 148 をオープン状態とすることによって、減圧機構 114 で減圧された炭酸ガスは、手動送気コネクタ 145 及びガス供給管 65、ガスコネクタ 190、ガスチューブ 106、及びエアチューブ 94 を経由して給気チューブ 88 に炭酸ガスが送気される。したがって、光源装置 20 のエアポンプ 21 からエアが給気チューブ 88 に送気される場合と同様に、術者が送気・送水ボタン 32 を操作すると、送気・送水ノズル 56 から水又は炭酸ガスが噴射される。

10

【0107】

これにより、術者は、状況に応じて送気・送水ボタン 32 を操作することにより体腔内に炭酸ガスを送気することが可能となり、体腔内を所望の圧力に微調整することが可能となる。したがって、体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。

【0108】

なお、ガス供給装置 66D の手動送気コネクタ 145 から炭酸ガスを送気する場合には、エアチューブ 94 を介して給気チューブ 88 にエアが送気されないようにエアポンプ 21 の駆動は停止しておくことが好ましい。エアポンプ 21 は、内視鏡 10 の操作中に炭酸ガスポンベ 110 の残量がなくなった場合の予備の気体供給源として用いる。

20

【0109】

(第 6 の実施形態)

次に、本発明の第 6 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。

【0110】

図 24 は、第 6 の実施形態における内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図である。図 25 は、図 24 に示した内視鏡の内部構成を示す管路構成図である。図 24 及び図 25 中、図 1 及び図 3 と共通又は類似する部材には同一符号を付し、その説明を省略する。

30

【0111】

図 24 及び図 25 に示すように、第 6 の実施形態の内視鏡システムは、内視鏡 10 の挿入部 12 を挿通して案内する挿入補助具 70 を備えて構成される。

【0112】

挿入補助具 70 は筒状に形成されており、挿入部 12 の外径よりも僅かに大きい内径を有するとともに、十分な可撓性を備えている。挿入補助具 70 の基端には硬質の把持部 74 が設けられ、この把持部 74 から挿入部 12 が挿入されるようになっている。

【0113】

把持部 74 の外周面には、炭酸ガスを供給するためのガス供給口 76 が設けられている。ガス供給口 76 には管路 77 の一端が接続されており、管路 77 の他端は挿入補助具 70 の内周面に開口しており、挿入補助具 70 の内部に形成される挿通路 68 に連通される。

40

【0114】

ガス供給口 76 には、ガス供給管 64 の一端が着脱自在に接続され、ガス供給管 64 の他端がガス供給装置 66 に連結される。これにより、ガス供給装置 66 から炭酸ガスを送気することによって、ガス供給口 44 から管路 77 を経由して挿通路 68 に供給され、挿入補助具 70 の先端開口部 68a から炭酸ガスが導入され、体腔内を炭酸ガスで膨らませることが可能となる。

【0115】

50

なお、図示は省略したが、挿入補助具 70 の挿通路 68 には、管路 77 の開口部 77a よりも基端側に炭酸ガスの流出を防止する気密手段として弁部材が設けられている。弁部材には、挿入部 12 を挿通するためのスリット孔が形成されている。スリット孔の形状は特に限定されるものではないが、例えば十字状に形成される。また、気密性確保の観点から、軸方向に沿って異なる位置に複数の弁部材が設けられていることが好ましい。これにより、ガス供給装置 66 から挿入補助具 70 の挿通路 68 に供給された炭酸ガスは、基端側から流出することなく先端開口部 68a から炭酸ガスを体腔内に供給することが可能となる。

【0116】

第 6 の実施形態によれば、挿入補助具 70 の内部に形成された挿通路 68（具体的には挿通路 68 の内壁面と挿入部 12 との間に形成された隙間）が、ガス供給装置 66 から供給される炭酸ガスを体腔内に自動送気するための送気管路として機能する。したがって、内視鏡 10 には炭酸ガスを自動送気するための送気管路が不要となる。このため、自動送気用の送気管路を具備しない内視鏡でも炭酸ガスの自動送気を実現することが可能となる。

10

【0117】

なお、上述した各実施形態では、上部消化管内視鏡や下部消化管内視鏡等の軟性鏡が用いられる場合を一例に説明したが、本発明の送気システムは腹腔鏡等の硬性鏡にも適用することができる。

【0118】

また、体腔内に炭酸ガスが送気される場合を例にとって説明したが、体腔内に送気される気体は炭酸ガスに限らず、例えばヘリウムガスなどの他の気体であってもよい。

20

【0119】

以上、本発明に係る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。

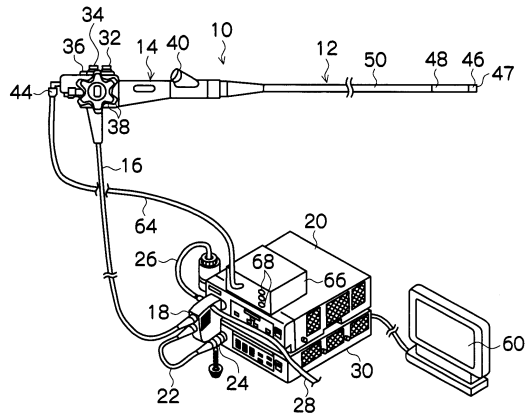
【符号の説明】

【0120】

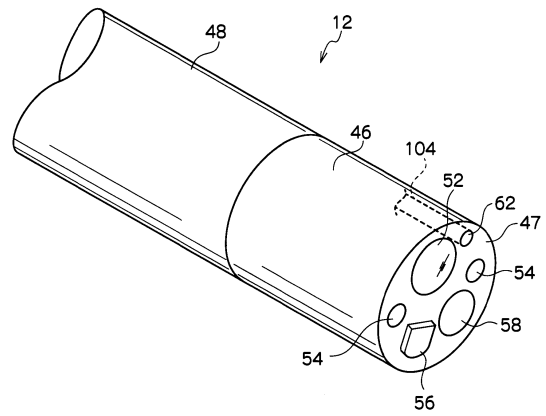
10 ... 内視鏡、12 ... 挿入部、14 ... 手元操作部、16 ... ユニバーサルケーブル、18 ... LG コネクタ、20 ... 光源装置、27 ... 貯水タンク、30 ... プロセッサ、44 ... ガス供給口、62 ... ガス噴射口、64 ... ガス供給管、66 ... ガス供給装置、68 ... 挿通路、70 ... 挿入補助具、76 ... ガス供給口、104 ... ガスチューブ、110 ... 炭酸ガスポンプ、114 ... 減圧機構、116 ... 第 1 レギュレータ、118 ... 第 2 レギュレータ、120 ... 第 1 電磁弁、122 ... 第 2 電磁弁、124 ... 流量センサ、126 ... 第 1 圧力センサ、128 ... 第 2 圧力センサ、130 ... 制御部、131 ... 操作パネル、134 ... 残量表示部、136 ... 警告表示部、138 ... 電源スイッチ、139 ... 設定部、140 ... LED、142 ... バイパス管路、144 ... 自動送気コネクタ、160 ... 送液タンク、170 ... 接続コネクタ、174 ... 透明チューブ、176 ... 側面漏光型光ファイバ、180 ... バルーン部材、182 ... 硬質部、184 ... 開口部、186 ... ガス流検出部材、188 ... ガス流検出部材

30

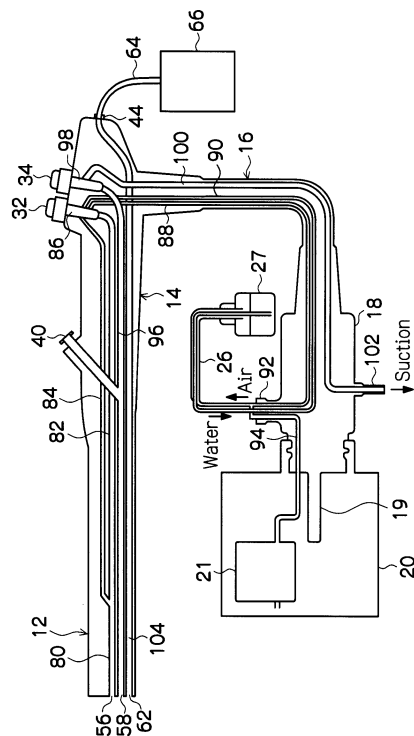
【 図 1 】



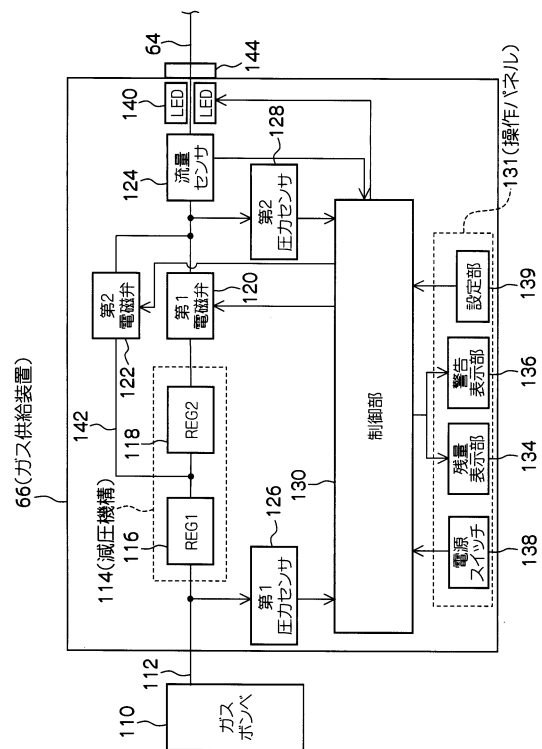
【 図 2 】



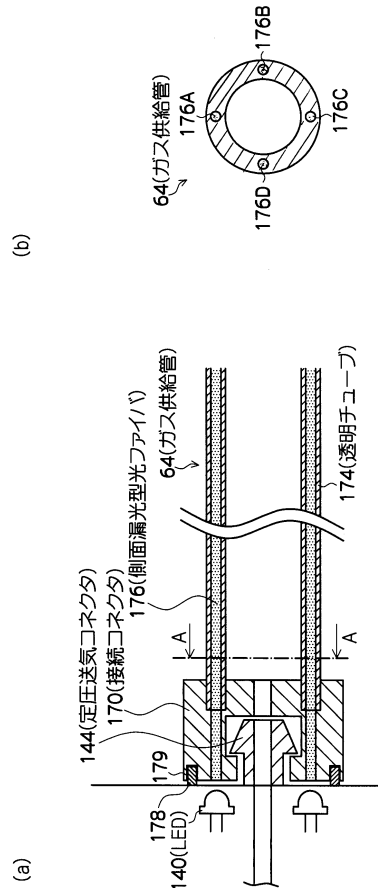
【圖 3】



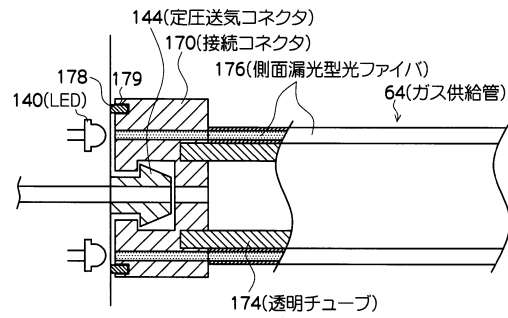
【 図 4 】



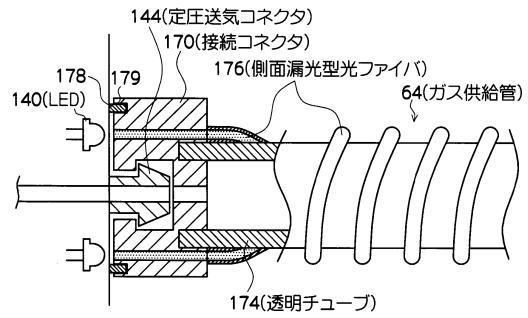
【図 5】



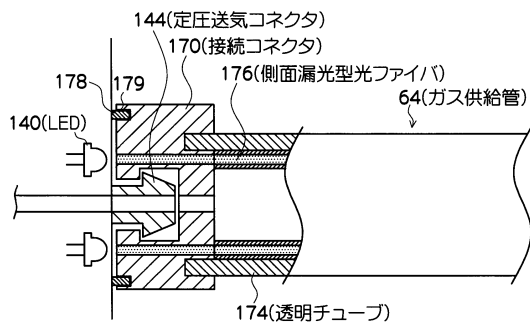
【図 6】



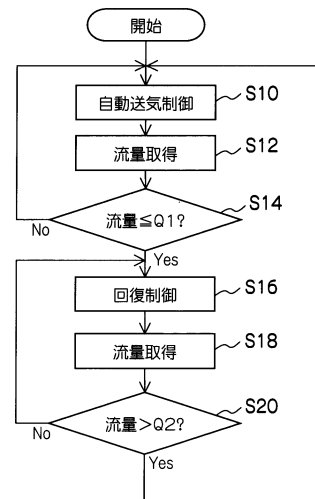
【図 7】



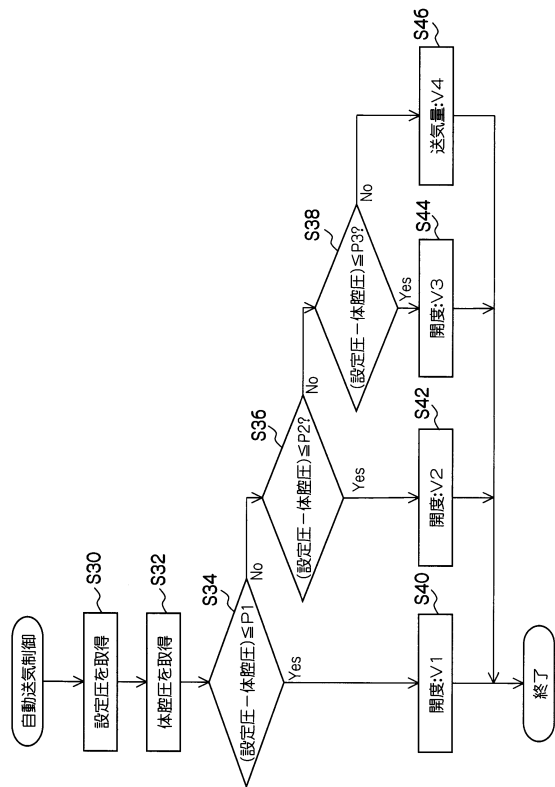
【図 8】



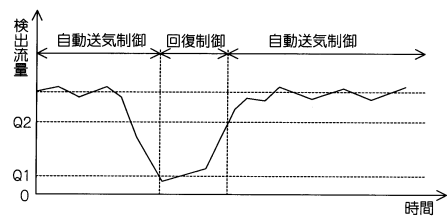
【図 9】



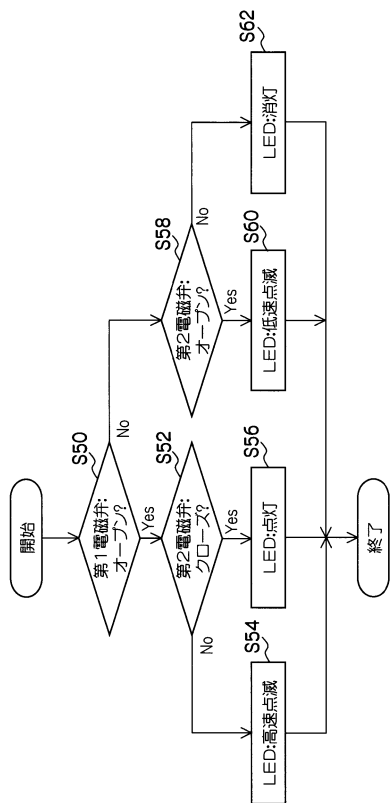
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】

第1電磁弁	第2電磁弁	LED	備考
開	開	点滅(高速)	装置故障
開	閉	点灯	自動送気制御
閉	開	点滅(低速)	回復制御
閉	閉	消灯	送気停止

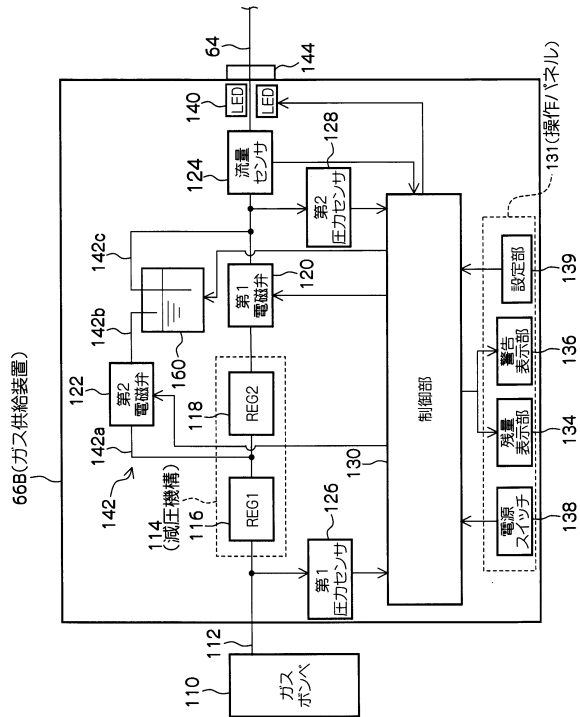
【図 1 4】

第1電磁弁	第2電磁弁	緑色LED	赤色LED	備考
開	開	点滅	点滅	装置故障
開	閉	点灯	消灯	自動送気制御
閉	開	消灯	点灯	回復制御
閉	閉	消灯	消灯	送気停止

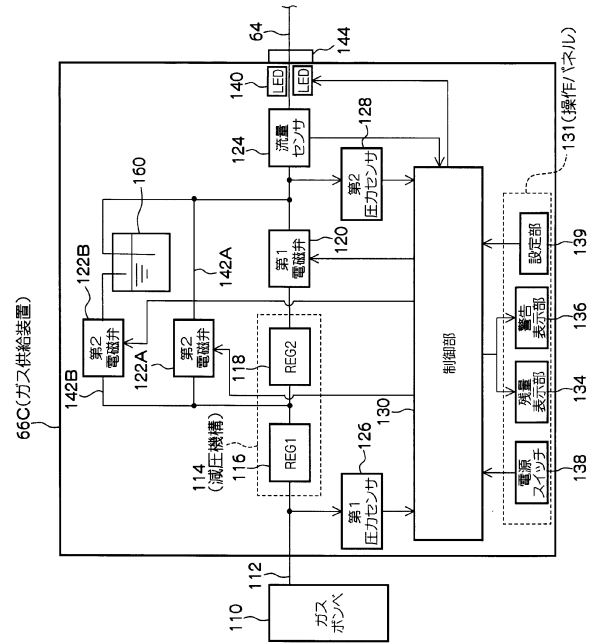
【図 1 5】

第1電磁弁	第2電磁弁	体腔圧	LED(発光強度)	備考
閉	開	—	消灯	装置故障
開	閉	低	点灯(弱)	自動送気制御
開	閉	中	点灯(中)	自動送気制御
開	閉	高	点灯(強)	自動送気制御

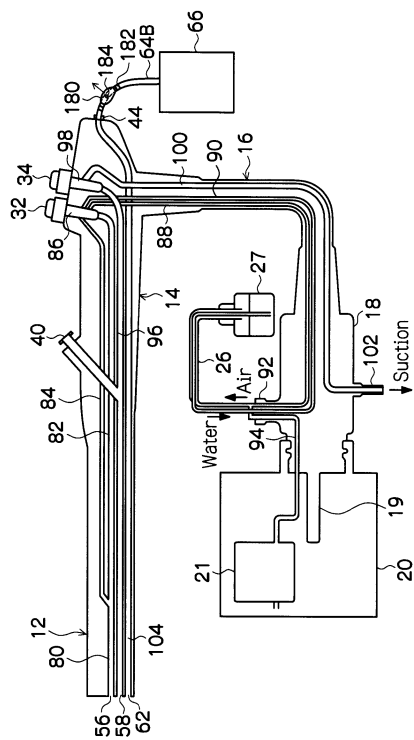
【 図 1 6 】



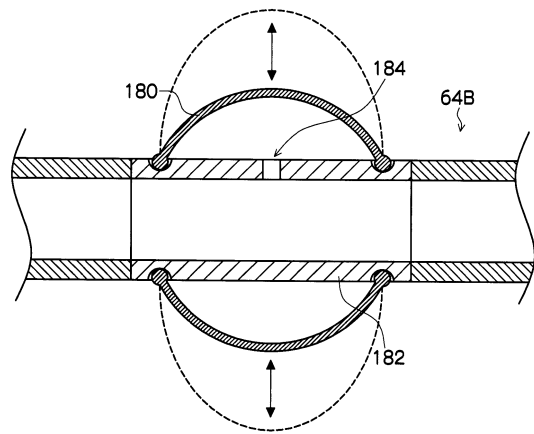
【圖 17】



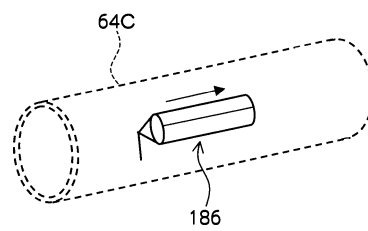
【 図 1 8 】



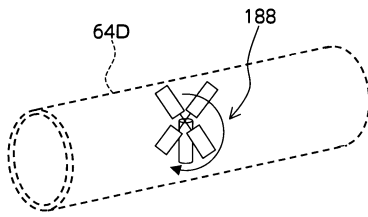
【 図 1 9 】



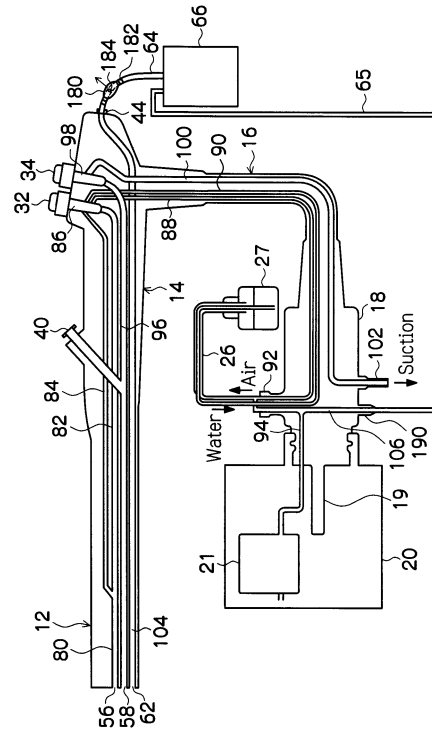
【 図 2 0 】



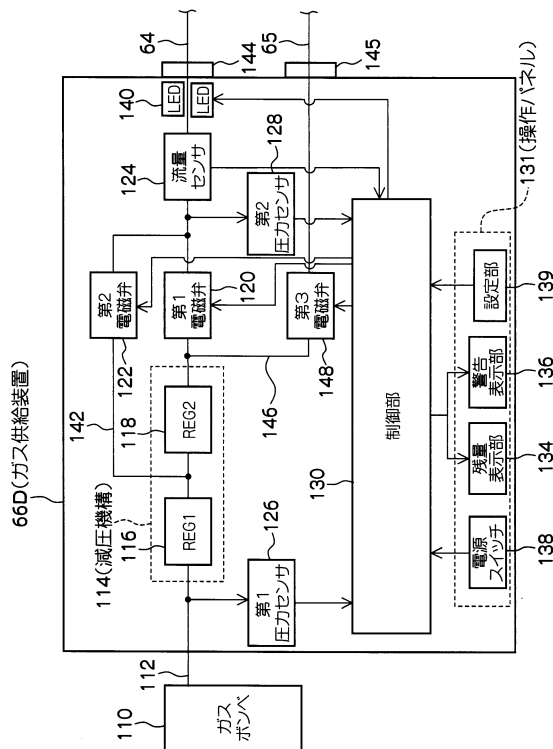
【図 2 1】



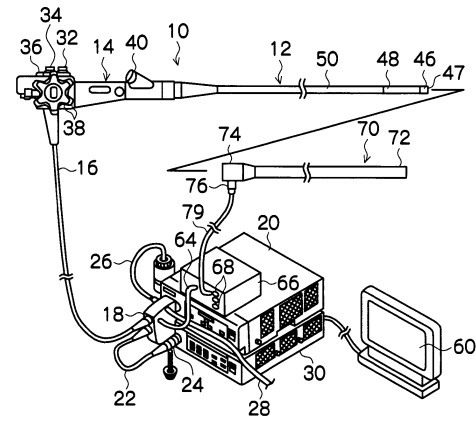
【図 2 2】



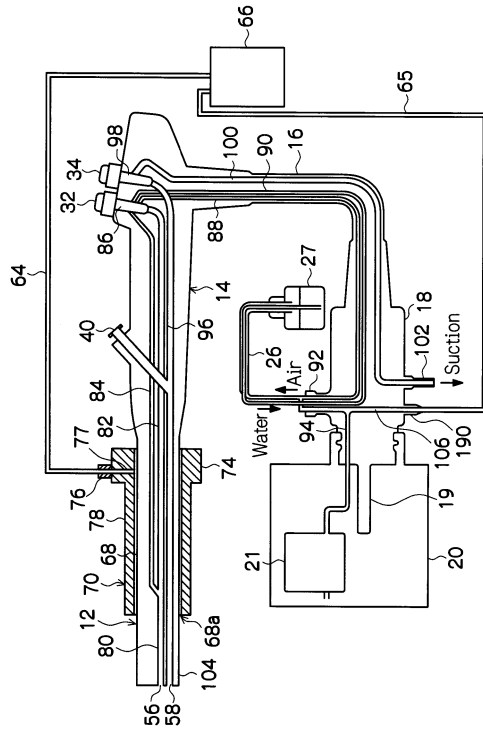
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 25】



フロントページの続き

(72)発明者 林 健太郎
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開平 0 6 - 2 0 9 9 0 1 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 8 5 1 5 0 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 0 6 7 4 8 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 3 5 0 6 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 1 0 9 7 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 3 1 4 6 7 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 4 5 1 0 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 B 1 7 / 0 0 - 1 7 / 9 4
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	供气系统		
公开(公告)号	JP5922533B2	公开(公告)日	2016-05-24
申请号	JP2012196421	申请日	2012-09-06
[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	渡邊 功 鳥澤 信幸 芹澤 充彦 林 健太郎		
发明人	渡邊 功 鳥澤 信幸 芹澤 充彦 林 健太郎		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.332.C A61B1/00.332.A A61B1/00.332.D G02B23/24.A A61B1/015.511 A61B1/015.514		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/BA24 2H040/DA12 2H040/DA57 4C161/FF06 4C161/FF42 4C161/GG02 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH04 4C161/HH09 4C161/HH12		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2014050533A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种供气系统，即使在供气管路中发生堵塞，也能够自动清除供气管路的堵塞，并允许将气体稳定地供应到体腔内。解决方案：气体供应装置66可拆卸地与二氧化碳气瓶110连接，并且与第一和第二调节器116,118，第一电磁阀120和流量传感器124串联连接，从侧面开始。通过这些部件中的每一个减压到规定压力的二氧化碳气体通过形成在内窥镜10的插入部分12中的空气供应管线或插入支撑工具70供应到体腔中。时间，供给二氧化碳气体，使得体腔内的压力是基于第二压力传感器128的检测结果的规定的压力。当基于检测确定在供气管线中发生堵塞时在流量传感器124的结果中，由第二调节器118减压之前的高压气体被供应到空气供应管线中，从而消除了空气供应管线中的堵塞。

(21) 出願番号	特願2012-196421 (P2012-196421)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月6日 (2012. 9. 6)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-50533 (P2014-50533A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成26年3月20日 (2014. 3. 20)	(74) 代理人	100083116
審査請求日	平成26年11月11日 (2014. 11. 11)		弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	渡邊 功 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
		(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
		(72) 発明者	芹澤 充彦 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