

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6077973号
(P6077973)

(45) 発行日 平成29年2月8日 (2017.2.8)

(24) 登録日 平成29年1月20日 (2017.1.20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 2 C

A 6 1 B 10/00 M

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-193153 (P2013-193153)
 (22) 出願日 平成25年9月18日 (2013.9.18)
 (65) 公開番号 特開2015-58120 (P2015-58120A)
 (43) 公開日 平成27年3月30日 (2015.3.30)
 審査請求日 平成27年12月2日 (2015.12.2)

(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
 (73) 特許権者 504176911
 国立大学法人大阪大学
 大阪府吹田市山田丘1番1号
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (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 林 健太郎
 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】 送気装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

気体供給源に連通して、被検体の消化管内に気体を供給するための送気管路と、
 前記消化管内の圧力を検出する圧力検出手段と、
 前記気体供給源から前記送気管路を介して前記消化管内に供給される気体の流量を調整する流量調整手段と、
 前記圧力検出手段の検出結果に基づき前記流量調整手段を制御して、前記消化管内が所定圧力となるように気体を前記消化管内に供給する第1の制御手段と、
 前記消化管の容積に基づき前記流量調整手段を制御して、前記消化管の容積に対して十分に小さい一定量の気体を前記消化管内に供給する第2の制御手段と、
 前記第1の制御手段による制御を実行する内視鏡検査用の第1の送気モードと、前記第2の制御手段による制御を実行する機能性ディスペプシア又は過敏性腸症候群の診断用の第2の送気モードとを含む複数の送気モードを切り替える送気モード切替手段と、
 を備える送気装置。

【請求項 2】

前記消化管の容積は、あらかじめ設定又は測定されたものである請求項1に記載の送気装置。

【請求項 3】

前記消化管内への送気の実行を指示する操作手段を更に備え、
 前記第2の制御手段は、前記操作手段の操作に応じて、前記消化管の容積に対して十分

10

20

に小さい一定量の気体を前記消化管内に供給する請求項 1 又は 2 に記載の送気装置。

【請求項 4】

前記操作手段は、前記送気装置の筐体のフロントパネルに配置された操作ボタンである請求項 3 に記載の送気装置。

【請求項 5】

前記圧力検出手段の検出結果に基づき前記消化管内の圧力を表示する表示手段を更に備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の送気装置。

【請求項 6】

前記第 2 の制御手段は、前記消化管内の圧力が設定圧力よりも高い場合には前記消化管内への気体の供給を禁止する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の送気装置。

10

【請求項 7】

前記第 2 の送気モードのときに前記消化管内に供給する気体の量を設定する設定手段を更に備える請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の送気装置。

【請求項 8】

前記送気管路とは別に構成され、前記消化管内の圧力を検出するための圧力検出管路を更に備え、

前記圧力検出手段は、前記圧力検出管路を介して前記消化管内の圧力を検出する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の送気装置。

【請求項 9】

前記送気管路の少なくとも一部は、内視鏡の挿入部、前記挿入部を体腔内に案内する挿入補助具、又は前記挿入部に沿って配置される外付け器具に設けられた管路である請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の送気装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、送気装置に関し、特に、機能性ディスペプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）などの消化管機能検査を行うことが可能な送気装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、消化管機能検査の 1 つとして、機能性ディスペプシア（FD）の病態である消化管の運動機能障害の適応性弛緩反応障害を測定するためのバロスタット法が知られている。バロスタット法は、バロスタットバッグ（ポリエチレンでできた薄いバッグ）を腸や胃（FD の場合は胃底部）などの消化管に挿入し、バッグの容量、圧力、コンプライアンスをコンピュータ制御下で測定するものである。バロスタット法の長所は、一定の低圧を消化管に与えることにより、消化管感覚を定量的に評価することができる。

30

【0003】

しかし、バロスタット法は苦痛を伴いかつ特殊な装置を必要とすることから、近年ではこのバロスタット法に変わり、より簡便なドリンクテスト（栄養剤あるいは水をどれだけの飲むことができるかを評価する間接的な評価法）も実施されている。しかし、これは非常に単純な方法であるが、詳細な評価は難しいという問題がある。

40

【0004】

このように従来の消化管機能検査では、機能性ディスペプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）の診断を容易かつ詳細に行うには不十分であり、それに対処するための技術開発が望まれている。

【0005】

一方、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の操作領域を確保するために、内視鏡に設けた送気管路から患者の腹腔などの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

50

酸ガスが使用される傾向になっている。

【 0 0 0 6 】

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送気装置が用いられる。送気装置は、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 7 】

例えば、特許文献 1 には、複数の送気モードを有する送気装置が記載されている。この送気装置では、送気モードとして腹腔用の送気モードと皮下腔用の送気モードを有し、送気する手術器具が腹腔用と皮下腔用とのいずれかを判別し、その判別結果に基づいて送気モードに切り替えて、切り替えられた送気モードに応じた送気圧及び送気流量により所定の気体を送気するように制御を行う。これにより、腹腔用の送気設定と皮下腔用の送気設定とを手技に応じて手動で切り替えることが不要となり、切り替え操作を容易にして誤操作を防止することができる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 0 7 5 5 1 8 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

20

しかしながら、特許文献 1 には、内視鏡の視野確保及び処置具の操作領域を確保する目的で使用される送気装置が開示されているにすぎず、消化管機能検査への適用を示唆する記載はなく、消化管機能検査を行うための装置としての有用性は何も示されていない。

【 0 0 1 0 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、機能性ディスぺプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）などの消化管機能検査を容易かつ詳細に行うことができる送気装置を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明に係る送気装置は、気体供給源に連通して、被検体の消化管内に気体を供給するための送気管路と、消化管内の圧力を検出する圧力検出手段と、気体供給源から送気管路を介して消化管内に供給される気体の流量を調整する流量調整手段と、圧力検出手段の検出結果に基づき流量調整手段を制御して、消化管内が所定圧力となるように気体を消化管内に供給する第 1 の制御手段と、消化管の容積に基づき流量調整手段を制御して、消化管の容積に対して十分に小さい一定量の気体を消化管内に供給する第 2 の制御手段と、第 1 の制御手段による制御を実行する第 1 の送気モードと、第 2 の制御手段による制御を実行する第 2 の送気モードとを含む複数の送気モードを切り替える送気モード切替手段と、を備える。

30

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、消化管内が所定圧力となるように気体を消化管内に供給する送気モード（第 1 の送気モード）とは別に、消化管の容積に対して十分に小さい一定量の気体を消化管内に供給する送気モード（第 2 の送気モード）を備えたので、術者に負担をかけることなく、機能性ディスぺプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）などの消化管機能検査を容易かつ詳細に行うことが可能となる。

40

【 0 0 1 3 】

なお、本発明において、「消化管の容積に対して十分に小さい」とは、消化管の容積に対して 10 % 以下が好ましく、より好ましくは 5 % 以下である。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る送気装置の一態様は、消化管の容積は、あらかじめ設定又は測定されたものである。

50

【 0 0 1 5 】

消化管の容積を測定する方法としては、例えば、消化管に対して一定量の送気を行い、その際の圧力変化から対象となる消化管内の容積を推定し、この容積に基づいて消化管の容積を決定することができる。

【 0 0 1 6 】

本発明に係る送気装置の一態様は、消化管内への送気の実行を指示する操作手段を更に備え、第2の制御手段は、操作手段の操作に応じて、消化管の容積に対して十分に小さい一定量の気体を消化管内に供給する。

【 0 0 1 7 】

この態様によれば、操作手段の操作に応じて一定量の気体が消化管内に供給される。このため、操作手段を繰り返し操作することで消化管内の圧力をオーバーシュートすることなく目標圧力にすることができる。

10

【 0 0 1 8 】

また、この態様において、操作手段は、送気装置の筐体のフロントパネルに配置された操作ボタンであることが好ましい。これにより、術者は操作ボタンを押下することで消化管内に一定量の気体を送気することができる。

【 0 0 1 9 】

本発明に係る送気装置の一態様は、圧力検出手段の検出結果に基づき消化管内の圧力を表示する表示手段を更に備える。

【 0 0 2 0 】

20

この態様によれば、消化管内の圧力を確認しながら消化管内に一定量の送気を行うことができるので、患者に苦痛を与えることなく消化管内の圧力を目標圧力にすることができる。

【 0 0 2 1 】

本発明に係る送気装置の一態様は、第2の制御手段は、消化管内の圧力が設定圧力よりも高い場合には消化管内への気体の供給を禁止する。

【 0 0 2 2 】

この態様によれば、第2の送気モードのときに消化管内の圧力が高くなる場合には消化管内への送気が自動的に禁止されるので、患者の苦痛を与えることを未然に防ぐことができ、術者の負担を軽減することができる。

30

【 0 0 2 3 】

本発明に係る送気装置の一態様は、第2の送気モードのときに消化管内に供給する気体の量を設定する設定手段を更に備える。

【 0 0 2 4 】

この態様によれば、患者の状態や症状などに応じて消化管内に供給する気体の量を調整することが可能となるので、診断精度の向上を図ることができる。

【 0 0 2 5 】

本発明に係る送気装置の一態様は、送気管路とは別に構成され、消化管内の圧力を検出するための圧力検出管路を更に備え、圧力検出手段は、圧力検出管路を介して消化管内の圧力を検出する。

40

【 0 0 2 6 】

この態様によれば、消化管内の圧力を検出するための圧力検出管路は、消化管内に気体を供給するための送気管路とは別に構成されるので、送気による影響を受けることなく、消化管内の圧力を安定かつ確実に検出することが可能となる。

【 0 0 2 7 】

本発明に係る送気装置の一態様は、送気管路の少なくとも一部は、内視鏡の挿入部、挿入部を体腔内に案内する挿入補助具、又は挿入部に沿って配置される外付け器具に設けられた管路である。

【 0 0 2 8 】

本発明の具体的態様を示したものであり、送気管路の少なくとも一部が、内視鏡の挿入

50

部、挿入部を体腔内に案内する挿入補助具、又は挿入部に沿って配置される外付け器具で構成されることにより、特殊な器具を用いることなく簡単な構成で消化管内に気体を供給することが可能となる。

【 0 0 2 9 】

本発明に係る送気装置の一態様は、第 2 の送気モードは、機能性ディスペプシア又は過敏性腸症候群の診断を行うための送気モードである。

【 0 0 3 0 】

この態様のように、機能性ディスペプシア又は過敏性腸症候群の診断を行うときに本発明の効果が顕著なものとなる。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、消化管内が所定圧力となるように気体を消化管内に供給する送気モード（第 1 の送気モード）とは別に、消化管の容積に対して十分に小さい一定量の気体を消化管内に供給する送気モード（第 2 の送気モード）を備えたので、術者に負担をかけることなく、機能性ディスペプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）などの消化管機能検査を容易かつ詳細に行うことが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態である送気装置を有する内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

20

【 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 】 送気装置の構成を示したブロック図

【 図 5 】 送気装置のフロントパネルを示した図

【 図 6 】 本実施形態の内視鏡システムの使用状態を示した図

【 図 7 】 送気装置の動作の一例を示したフローチャート

【 図 8 】 内視鏡検査用送気モードで行われる処理の一例を示したフローチャート

【 図 9 】 FD・IBS 診断用送気モードで行われる処理の一例を示したフローチャート

【 図 1 0 】 消化管容積取得処理の一例を示したフローチャート

【 図 1 1 】 第 1 の変形例としての内視鏡の管路構成を模式的に示した概略図

30

【 図 1 2 】 第 2 の変形例としての内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【 図 1 3 】 図 1 2 に示した内視鏡の内部構成を示す管路構成図

【 図 1 4 】 第 3 の変形例としての内視鏡の管路構成を模式的に示した概略図

【 図 1 5 】 第 3 の変形例としての送気装置の構成を示したブロック図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 3 】

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 3 4 】

本発明者らは、鋭意検討した結果、消化管機能検査として、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気装置を用いることにより、患者に苦痛を与えることなく簡単な装置構成で、消化管内を一定の低圧状態にすることができ、消化管感覚を定量的に評価することが可能となることを新たに見出したものである。

40

【 0 0 3 5 】

図 1 は、本発明の一実施形態である送気装置を有す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 1 0、光源装置 2 0、プロセッサ 3 0、及び送気装置 6 6 で構成される。

【 0 0 3 6 】

内視鏡 1 0 は、患者の胃や大腸などの消化管内に挿入される挿入部 1 2 と、この挿入部 1 2 に連設される手元操作部 1 4 を備える。手元操作部 1 4 には、ユニバーサルケーブル 1 6 が接続され、ユニバーサルケーブル 1 6 の先端には L G コネクタ 1 8 が設けられる。

50

このＬＧコネクタ１８を光源装置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、ＬＧ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、ＬＧ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。

【００３７】

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、及び機能切替ボタン（操作ボタン）３７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。

【００３８】

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。

【００３９】

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。

【００４０】

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ＬＧ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、ＬＧ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。

【００４１】

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。

【００４２】

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、ＬＧ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。

【００４３】

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、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

10

20

30

40

50

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

【0044】

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。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

【0045】

鉗子挿入部 40 には自動送気チューブ 64 の一端が着脱自在に接続され、自動送気チューブ 64 の他端が送気装置 66 の自動送気コネクタ 144（図 4 参照）に連結される。これにより、送気装置 66 の自動送気コネクタ 144 から送気された炭酸ガスは、自動送気チューブ 64、鉗子挿入部 40、及び鉗子チューブ 96 を経由して鉗子口 58 から噴射される。

【0046】

30

また、LGコネクタ 18 にはガスコネクタ 190 が設けられている。ガスコネクタ 190 には手動送気チューブ 65 の一端が着脱自在に接続され、手動送気チューブ 65 の他端は送気装置 66 の手動送気コネクタ 145（図 4 参照）に連結されている。LGコネクタ 18 の内部では、ガスコネクタ 190 にガスチューブ 106 の一端が接続され、ガスチューブ 106 の他端はエアチューブ 94 を介して給気チューブ 88 に連通されている。これにより、送気装置 66 の手動送気コネクタ 145 から送気された炭酸ガスは、手動送気チューブ 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 に供給される。そして、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。

40

【0047】

なお、送気装置 66 から送気される炭酸ガスとエアポンプ 21 から送気されるエアとが同時に給気チューブ 88 に供給されることがないように、これらの駆動を択一的に制御する制御手段（不図示）が設けられていることが好ましい。例えば、制御手段は光源装置 20 又は送気装置 66 或いはプロセッサ 30 に設けられ、送気装置 66 から送気される炭酸ガスの方がエアポンプ 21 から送気されるエアよりも優先的に供給されるように制御を行う。この場合、エアポンプ 21 は、炭酸ガスボンベ 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られる。

【0048】

本実施形態における送気装置 66 は、後で詳しく説明するが、消化管内に炭酸ガスを供

50

給する送気モードとして、内視鏡検査用送気モード（第1の送気モード）と、FD・IBS診断用送気モード（第2の送気モード）とを備える。内視鏡検査用送気モードは、内視鏡の視野確保及び処置具の操作領域を確保するために適した送気モードであり、消化管内の圧力を検出する圧力検出手段の検出結果に基づき消化管内の圧力が設定圧力となるように炭酸ガスを消化管内に供給する。FD・IBS診断用送気モードは、機能性ディスペプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）を診断するために適した送気モードであり、消化管の容積に対して十分に小さい一定量の炭酸ガスを消化管内に供給する。

【0049】

図4は、送気装置66の構成を示したブロック図である。図4に示すように、送気装置66は、減圧機構114、第1～第4電磁弁120、122、124、154、第1～第4圧力センサ126、127、128、129、制御部130、及びフロントパネル（操作パネル）131を備えて構成される。

10

【0050】

送気装置66の高圧コネクタ113には、高圧ホース112の一端が着脱自在に連結され、その他端は気体供給源である炭酸ガスポンペ110に接続されている。すなわち、送気装置66は、高圧ホース112を介して炭酸ガスポンペ110に連通されている。これにより、炭酸ガスポンペ110からの炭酸ガスは、高圧ホース112を介して高圧コネクタ113に供給される。

【0051】

高圧コネクタ113には、送気装置66の内部に設けられる内部管路142の一端が接続されている。内部管路142には、炭酸ガスポンペ110から供給された炭酸ガスを所定圧に減圧するための減圧機構114が配設されており、減圧機構114の出口側（高圧コネクタ113とは反対側）は2つの管路142a、142b（以下、第1分岐管路142a、第2分岐管路142bという。）に分岐されている。

20

【0052】

減圧機構114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減圧手段であり、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。例えば、第1レギュレータ116は炭酸ガスポンペ110からの炭酸ガスの圧力を10MPaから0.3MPaに減圧する。そして、第2レギュレータ118は第1レギュレータ116で減圧された炭酸ガスの圧力を0.3MPaから0.05MPaに減圧する。

30

【0053】

第1圧力センサ126は、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する圧力検出手段であり、高圧コネクタ113と減圧機構114との間における内部管路142に接続される。第1圧力センサ126の検出結果は制御部130に出力される。

【0054】

第2圧力センサ127は、減圧機構114で減圧された炭酸ガスの圧力を検出する圧力検出手段であり、減圧機構114と第1電磁弁120との間における内部管路142に接続される。第2圧力センサ127の検出結果は制御部130に出力される。

【0055】

40

第1電磁弁120は、内部管路142を連通／遮断可能な開閉手段であり、内部管路142における減圧機構114よりも下流側であり、かつ各分岐管路142a、142bに分岐する分岐部よりも上流側に設けられる。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する。第1電磁弁120の開閉動作により内部管路142は連通／遮断され、各分岐管路142a、142bへの炭酸ガスの供給／非供給が一括して行われる。

【0056】

第1分岐管路142aは、消化管内に炭酸ガスを自動送気するための管路であり、その端部は自動送気コネクタ144に接続される。第1分岐管路142aの上流側（内部管路142の分岐部側）には、第2電磁弁122が配設される。第2電磁弁122は、第1分

50

岐管路 1 4 2 a を連通 / 遮断可能な開閉手段であり、制御部 1 3 0 から出力される制御信号に基づいて開閉動作する。

【 0 0 5 7 】

第 1 分岐管路 1 4 2 a には、第 2 電磁弁 1 2 2 よりも下流側に第 1 分岐管路 1 4 2 a の一部（絞り部）を迂回するバイパス管路 1 2 3 が接続される。バイパス管路 1 2 3 の途中には、自動送気チューブ 6 4 を通じて消化管内に自動送気される炭酸ガスの流量を調整する流量調整手段として第 3 電磁弁 1 2 4 が配設される。第 3 電磁弁 1 2 4 は、バイパス管路 1 2 3 を連通 / 遮断可能な開閉手段であり、制御部 1 3 0 から出力される制御信号に基づいて開閉動作する。

【 0 0 5 8 】

なお、第 3 電磁弁 1 2 4 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）で構成されることが好ましい。これにより、自動送気チューブ 6 4 を通じて消化管内に自動送気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。

【 0 0 5 9 】

第 3 圧力センサ 1 2 8 及び第 4 圧力センサ 1 2 9 は、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路（第 1 分岐管路 1 4 2 a、自動送気チューブ 6 4、及び鉗子チューブ 9 6）を介して消化管内の圧力を検出する圧力検出手段であり、第 1 分岐管路 1 4 2 a においてバイパス管路 1 2 3 の下流側接続位置よりも下流側に接続される。各圧力センサ 1 2 8、1 2 9 の検出結果は制御部 1 3 0 に出力される。

【 0 0 6 0 】

本実施形態では、第 3 圧力センサ 1 2 8 及び第 4 圧力センサ 1 2 9 のうち、いずれか一方の圧力センサが主センサとして用いられ、他方の圧力センサが予備センサとして用いられる。これにより、主センサが故障した場合でも予備センサで消化管内の圧力を検出することが可能となり、消化管内の圧力検出の信頼性が向上する。

【 0 0 6 1 】

第 2 分岐管路 1 4 2 b は、消化管内に炭酸ガスを手動送気するための管路であり、その端部は手動送気コネクタ 1 4 5 に接続される。第 2 分岐管路 1 4 2 b には、その一部（絞り部）を迂回するバイパス管路 1 5 2 が接続される。バイパス管路 1 5 2 の途中には、手動送気チューブ 6 5 を通じて消化管内に供給される炭酸ガスの流量を調整する流量調整手段として第 4 電磁弁 1 5 4 が配設される。第 4 電磁弁 1 5 4 は、バイパス管路 1 5 2 を連通 / 遮断可能な開閉手段であり、制御部 1 3 0 から出力される制御信号に基づいて開閉動作する。

【 0 0 6 2 】

フロントパネル（操作パネル）1 3 1 は、送気装置 6 6 を構成する筐体の前面に配置される。フロントパネル 1 3 1 には、電源スイッチ 1 3 2、表示部 1 3 4、及び操作部 1 3 6 が設けられており、これらの各部は制御部 1 3 0 に接続されている。

【 0 0 6 3 】

図 5 は、送気装置 6 6 のフロントパネル 1 3 1 を示した図である。図 5 に示すように、表示部 1 3 4 は、炭酸ガスポンプ 1 1 0 の炭酸ガスの残量を表示する残量表示部 2 0 2 と、炭酸ガスの残量が所定レベル以下となった場合に警告を表示するガス警告表示部 2 0 4 と、消化管内の設定圧力を表示する設定圧表示部 2 0 6 と、消化管内の圧力（現圧力）を表示する圧力表示部 2 0 8 と、消化管内の圧力が設定圧力を超えた場合に警告を表示する圧力警告表示部 2 0 9 とを備える。

【 0 0 6 4 】

操作部 1 3 6 は、消化管内の設定圧力を設定するための圧力設定部 2 1 0 と、送気モードを選択するための送気モード選択部 2 1 2 と、F D ・ I B S 診断用送気モードのときに消化管内への一定量の送気の実行を指示するための操作手段としての送気ボタン（一定量送気ボタン）2 1 4 と、F D ・ I B S 診断用送気モードのときに消化管内の容積を推定するために消化管内に一定量（例えば 5 m l 程度）の炭酸ガスの送気を指示するための容積

10

20

30

40

50

推定ボタン 2 1 6 と、F D ・ I B S 診断用送気モードのときに消化管内に供給する炭酸ガスの送気量（体積）を設定する設定手段としての送気量設定つまみ 2 1 8 と、送気モードの終了を指示するための送気モード終了ボタン 2 2 0 とを備える。操作部 1 3 6 の各部が操作された場合には、その操作に対応した操作信号が制御部 1 3 0 に出力される。

【 0 0 6 5 】

図 4 に戻り、制御部 1 3 0 は、送気装置 6 6 の全体制御を行っており、C P U 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、送気装置 6 6 を動作させるための制御プログラムや各種設定情報（例えば圧力設定部 2 1 0 で設定された消化管内の設定圧力など流量）が記憶される。

【 0 0 6 6 】

制御部 1 3 0 は、第 1 圧力センサ 1 2 6 の検出結果に基づき、炭酸ガスポンペ 1 1 0 の炭酸ガスの残量を残量表示部 2 0 2 に表示する。また、制御部 1 3 0 は、炭酸ガスの残量が所定レベル以下になると、ガス警告表示部 2 0 4 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 1 1 0 を新しいものに交換することが可能となる。

【 0 0 6 7 】

また、制御部 1 3 0 は、圧力検出手段としての第 3 圧力センサ 1 2 8 又は第 4 圧力センサ 1 2 9 の検出結果に基づき、消化管内の圧力を圧力表示部 2 0 8 に表示するとともに、圧力設定部 2 1 0 により設定された消化管内の設定圧力を設定圧表示部 2 0 6 に表示する。

【 0 0 6 8 】

本実施形態においては、制御部 1 3 0 は、送気モード選択部 2 1 2 を構成する切替スイッチにより選択されている送気モードに切り替えるモード切替手段として機能するとともに、選択された送気モードに対応した制御を行う第 1 又は第 2 の制御手段として機能する。

【 0 0 6 9 】

以上のように構成された本実施形態の内視鏡システムは、例えば図 6 に示すように、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 が患者の消化管内に挿入された状態で、送気装置 6 6 から内視鏡 1 0 の内部管路を介して消化管内に炭酸ガスが供給される。なお、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 が挿入される消化管としては、胃、食道、小腸（十二指腸、空腸、回腸）、大腸（盲腸、結腸、直腸）があり、特に好ましくは胃や大腸などである。図 6 では、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 が患者の口から食道を経由して胃の内部に挿入された様子を示している。

【 0 0 7 0 】

次に、本実施形態における送気装置 6 6 の動作について図 7 ～ 図 9 を参照して説明する。

【 0 0 7 1 】

図 7 は、送気装置 6 6 の動作の一例を示したフローチャートである。

【 0 0 7 2 】

まず、送気装置 6 6 の電源スイッチ 1 3 2 が O N にされた後、各部の動作確認などの初期処理が行われる（ステップ S 1 0 ）。

【 0 0 7 3 】

次に、制御部 1 3 0 は、送気モード選択部 2 1 2 を構成する切替スイッチにより選択されている送気モードを検出する（ステップ S 1 2 ）。なお、切替スイッチの操作は術者により行われる。

【 0 0 7 4 】

次に、制御部 1 3 0 は、送気モード切替手段として、送気モード選択部 2 1 2 の切替スイッチにより選択されている送気モードへの切り替えを行う。

【 0 0 7 5 】

具体的には、まず、制御部 1 3 0 は、送気モード選択部 2 1 2 で選択されている送気モードが内視鏡検査用送気モードであるか否かを判断する（ステップ S 1 4 ）。内視鏡検査

10

20

30

40

50

用送気モードが選択されている場合には、制御部 130 は、本発明の「第 1 の制御手段」として内視鏡検査用送気モードに対応した動作を行う（ステップ S 16）。一方、内視鏡検査用送気モードが選択されていない場合には、ステップ S 18 に進む。

【0076】

次に、制御部 130 は、FD・IBS 診断用送気モードが選択されているか否かを判断する（ステップ S 18）。FD・IBS 診断用送気モードが選択されている場合には、制御部 130 は、本発明の「第 2 の制御手段」として FD・IBS 診断用送気モードに対応した動作を行う（ステップ S 20）。一方、FD・IBS 診断用送気モードが選択されていない場合には、ステップ S 12 に戻って同様の処理を行う。

【0077】

ステップ S 16 又はステップ S 20 が行われた後、所定の終了処理が行われる（ステップ S 22）。

【0078】

次に、内視鏡検査用送気モードについて図 8 を参照して説明する。図 8 は、内視鏡検査用送気モードで行われる処理の一例を示したフローチャートである。

【0079】

まず、制御部 130 は、前処理として、第 1 電磁弁 120 をオープン状態にして内部管路 142 を連通状態とする（ステップ S 30）。これにより、内視鏡 10 の送気・送水ボタン 32 の操作に応じて消化管内に炭酸ガスを手動で送気可能な状態となる。

【0080】

次に、制御部 130 は、消化管内の圧力を取得する（ステップ S 32）。消化管内の圧力検出は、圧力検出手段としての第 3 圧力センサ 128 又は第 4 圧力センサ 129 により行われ、その検出結果が制御部 130 に出力される。制御部 130 は、圧力検出位置から消化管内までの間に生じる圧力損失を補正して消化管内の実際の圧力を算出する。

【0081】

次に、制御部 130 は、消化管内の圧力が設定圧力（閾値）以下であるか否かを判断する（ステップ S 30）。

【0082】

消化管内の圧力が設定圧力以下である場合には、制御部 130 は、第 2 電磁弁 122 をオープン状態にして、第 1 分岐管路 142 a を連通状態とし、消化管内への自動送気を行う（ステップ S 36）。その後、次のステップ S 38 に進む。一方、消化管内の圧力が設定圧力を超える場合にはステップ S 36 をスキップしてステップ S 38 に進む。

【0083】

次に、制御部 130 は、送気モード終了ボタン 220 が押下されたか否かを判断する（ステップ S 38）。送気モード終了ボタン 220 が押下されていない場合には、ステップ S 32 に戻って同様の処理を行う。

【0084】

一方、送気モード終了ボタン 220 が押下された場合には、制御部 130 は、後処理として第 1 電磁弁 120 をクローズ状態とする（ステップ S 40）。これにより、内部管路 142 が遮断状態となり、各分岐管路 142 a、142 b から消化管内への炭酸ガスの供給は不可能状態（非供給状態）となる。

【0085】

次に、FD・IBS 診断用送気モードについて図 9 を参照して説明する。図 9 は、FD・IBS 診断用送気モードで行われる処理の一例を示したフローチャートである。

【0086】

まず、制御部 130 は、前処理として、第 1 電磁弁 120 をオープン状態にして内部管路 142 が連通状態とする（ステップ S 50）。これにより、内視鏡 10 の送気・送水ボタン 32 の操作に応じて消化管内に炭酸ガスを手動で送気可能な状態となる。

【0087】

次に、制御部 130 は、後述する消化管容積取得処理によって消化管の容積（消化管容

10

20

30

40

50

積)を取得する(ステップS52)。なお、消化管容積の取得方法としては、あらかじめ設定又は測定された消化管容積を用いてもよい。この場合、制御部130のメモリ(不図示)にあらかじめ設定又は測定された消化管容積を記憶しておき、このメモリを参照することによって消化管容積を取得してもよい。

【0088】

次に、制御部130は、消化管内の圧力を取得する(ステップS54)。消化管内の圧力検出は、圧力検出手段としての第3圧力センサ128又は第4圧力センサ129により行われ、その検出結果は制御部130に出力される。制御部130は、圧力検出位置から消化管内までの間に生じる圧力損失を補正して消化管内の実際の圧力を算出する。このとき、圧力表示部208には、制御部130によって算出された消化管内の実際の圧力(補正後圧力)が表示される。また、設定圧表示部206には、圧力設定部210で設定された消化管内の設定圧力が表示される。

10

【0089】

次に、制御部130は、消化管内の圧力が設定圧力(閾値)以下であるか否かを判断する(ステップS56)。消化管内の圧力が閾値を超える場合には、制御部130は、消化管内への炭酸ガスの供給を禁止する禁止手段として機能し、ステップS58からステップS64までの処理はスキップし、送気装置66の圧力警告表示部209に警告表示を行い(ステップS68)、ステップS66に進む。

【0090】

一方、消化管内の圧力が設定圧力以下である場合には、制御部130は、送気ボタン214が押下されたか否かを判断する(ステップS56)。このとき、送気ボタン214が押下されるまで待機状態となり、送気ボタン214が押下された場合には次のステップS60に進む。

20

【0091】

送気ボタン214が押下された場合、制御部130は、第2電磁弁122及び第3電磁弁124をそれぞれ一定時間オープン状態にして、自動送気チューブ64を通じて消化管内に一定量の炭酸ガスを送気する(ステップS60)。このとき、消化管内に送気される送気量(体積)は、ステップS52で取得した消化管内容積に対して10%以下(より好ましくは5%以下)であることが好ましい。このように炭酸ガスの送気量を設定することで、一定量の送気時に消化管内の圧力は最大でも10%しか上昇しない(例えば、消化管内の圧力が10mmHgのときは、最大で1mmHgしか上昇しない)。このため、消化管内を一定の低圧状態を保った状態で段階的に管腔内の圧力を高めていくことが可能であり、消化管感覚を定量的に評価することが可能となる。

30

【0092】

次に、制御部130は、前述のステップS54と同様にして、消化管内の圧力を取得する(ステップS62)。このとき、ステップS60の送気が行われてから所定時間経過後、圧力検出手段としての第3圧力センサ128又は第4圧力センサ129により消化管内の圧力検出が行われることが好ましい。本実施形態では、消化管内の圧力を検出するための圧力検出管路は、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路と同一管路で構成されるため、消化管への一定量の送気後、消化管と送気装置66内の圧力検出位置との圧力が均衡するまで一定時間(数十から数百ミリ秒)待ってから、送気装置66内の圧力検出手段(第3圧力センサ128又は第4圧力センサ129)によって圧力検出を行うことで、送気による時間的な圧力変化の影響を受けることなく同一管路で送気と測定を行うことが可能となる。

40

【0093】

次に、制御部130は、送気モード終了ボタン220が押下されたか否かを判断する(ステップS64)。送気モード終了ボタン220が押下されていない場合にはステップS56に戻って同様の処理を行う。

【0094】

一方、送気モード終了ボタン220が押下された場合には、制御部130は、後処理と

50

して第1電磁弁120をクローズ状態とする(ステップS66)。これにより、内部管路142が遮断状態となり、各分岐管路142a、142bから消化管内への炭酸ガスの供給は不可能状態(非供給状態)となり、FD・IBS診断用送気モードを終了する。

【0095】

次に、FD・IBS診断用送気モードで行われる消化管容積取得処理(図9のステップS52)について図10を参照して説明する。図10は、消化管容積取得処理の一例を示したフローチャートである。

【0096】

まず、制御部130は、消化管内の圧力(送気前圧力)P1を取得する(ステップS80)。消化管内の圧力の取得方法としては、図9のステップS54及びステップS62と同様である。

10

【0097】

次に、制御部130は、容積推定ボタン216が押下されたか否かを判断する(ステップS82)。このとき、容積推定ボタン216が押下されるまで待機状態となり、容積推定ボタン216が押下された場合には次のステップS84に進む。

【0098】

容積推定ボタン216が押下された場合、制御部130は、第2電磁弁122及び第3電磁弁124をそれぞれ一定時間オープン状態にして、第1分岐管路142aを介して消化管内に一定量の炭酸ガスを送気する(ステップS84)。このとき、消化管内に送気される炭酸ガスの送気量(体積)としては、消化管内の容積に対して5%以下(例えば5m

20

【0099】

次に、制御部130は、ステップS80と同様にして、消化管内の圧力(送気後圧力)P2を取得する(ステップS86)。このとき、ステップS84の送気が行われてから所定時間経過後、圧力検出手段としての第3圧力センサ128又は第4圧力センサ129により消化管内の圧力検出が行われることが好ましい。本実施形態では、上述したように、消化管内の圧力を検出するための圧力検出管路は、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路と同一管路で構成されるため、所定時間後に圧力検出を行うことで送気による時間的な圧力変化の影響を低減することが可能となる。

【0100】

30

次に、制御部130は、一定量の送気が行われる前後の消化管内の圧力変化 ΔP ($=P2-P1$)に基づき消化管容積Vを推定する(ステップS88)。消化管容積Vの推定方法としては、例えば、消化管内に送気される炭酸ガスの送気量と消化管内の圧力変化 ΔP と消化管容積Vとの対応関係を示したルックアップテーブルをメモリに記憶しておき、一定量の送気が行われる前後の消化管内の圧力変化 ΔP からルックアップテーブルを参照することで消化管容積Vを求めることができる。

【0101】

このように求められた消化管容積Vに基づき、図9のステップS60で消化管内に送気される炭酸ガスの量が決定される。これにより、あらかじめ設定された消化管内の容積(固定値)を用いる態様に比べて、消化管容積の個人差に左右されることなく、患者に適した送気量を設定することが可能となる。

40

【0102】

以上のとおり、本実施形態によれば、消化管内の圧力が所定圧力となるように消化管内に炭酸ガスを供給する内視鏡検査用送気モードと、消化管内の容積に対して十分に小さい一定量の炭酸ガスを消化管内に供給するFD・IBS診断用送気モードとを切り替えて使用することができる。このため、術者は用途に応じて最適な送気モードを選択することが可能となる。

【0103】

特にFD・IBS診断用送気モードでは、送気ボタン214を操作するごとに一定量の炭酸ガスが消化管内に送気される。このため、送気ボタンを繰り返し操作することで、消

50

化管内の圧力をオーバーシュートすることなく目標圧力に容易にすることができる。また、患者に苦痛を与えることなく、消化管内の圧力変化を確認しながら送気していくことが可能となる。これにより、一定の低圧を消化管に与えることが可能となり、消化管感覚を定量的に評価することができる。したがって、機能性ディスペプシア（ＦＤ）や過敏性腸症候群（ＩＢＳ）などの消化管機能検査を容易かつ詳細に行うことが可能となる。

【０１０４】

また、ＦＤ・ＩＢＳ診断用送気モードでは、消化管内の圧力が設定圧力よりも高い場合には消化管内への炭酸ガスの供給が自動的に禁止されるので、消化管内の圧力が設定圧力よりも高くなる状態を未然に防ぐことができる。したがって、術者の負担も軽減することができるとともに、患者に苦痛を与えることなく診断を効率的に行うことが可能となる。

10

【０１０５】

また、ＦＤ・ＩＢＳ診断用送気モードのときに消化管内に供給する炭酸ガスの量を設定する設定手段（送気量設定ツマミ２１８）を備えたので、患者の状態や症状などに応じて消化管内に供給する炭酸ガスの量を調整することが可能となる。これによって、診断精度の向上を図ることができる。

【０１０６】

なお、本実施形態では、消化管内に送気される気体として炭酸ガスが適用される場合を例にとって説明したが、消化管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。

【０１０７】

20

以上、本発明に係る送気装置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。以下、変形例のいくつかを説明する。

【０１０８】

[第１の変形例]

図１１は、第１の変形例としての内視鏡の管路構成を模式的に示した概略図である。図１１中、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。

【０１０９】

第１の変形例では、図１１に示すように、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路の一部が、内視鏡１０の挿入部１２の長手方向に沿って配置された外付け器具である外付けチューブ１６０により構成される。外付けチューブ１６０は、テープなどの固定手段（不図示）によって内視鏡１０の挿入部１２の外周部に固定される。外付けチューブ１６０の基端側には、自動送気チューブ６４の一端が着脱自在に接続されるガス供給口１６２が形成される。ガス供給口１６２は、外付けチューブ１６０の内部に形成される管路（不図示）を介して外付けチューブ１６０の先端開口部１６４に連通している。したがって、送気装置６６からガス供給口１６２に供給された炭酸ガスは、外付けチューブ１６０内部の管路を通して先端開口部１６４から消化管内に導入される。

30

【０１１０】

第１の変形例によれば、内視鏡１０の挿入部１２の内部管路である鉗子チューブ９６を送気管路の一部として用いる必要がないので、鉗子チューブ９６を他の用途に利用することが可能となる。

40

【０１１１】

[第２の変形例]

図１２は、第２の変形例としての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１３は、図１２に示した内視鏡の内部構成を示す管路構成図である。図１２及び図１３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。

【０１１２】

第２の変形例では、図１２及び図１３に示すように、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路の一部が、内視鏡１０の挿入部１２を消化管内に案内するための挿入補助具７０の内部に設けられた挿通路６８により構成される。

50

【 0 1 1 3 】

挿入補助具 7 0 は筒状に形成されており、挿入部 1 2 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 7 0 の基端には硬質の把持部 7 4 が設けられ、この把持部 7 4 から挿入部 1 2 が挿入されるようになっている。

【 0 1 1 4 】

把持部 7 4 の外周面には、炭酸ガスを供給するためのガス供給口 7 6 が設けられている。ガス供給口 7 6 には管路 7 7 の一端が接続されており、管路 7 7 の他端は挿入補助具 7 0 の内周面に開口しており、挿入補助具 7 0 の内部に形成される挿通路 6 8 に連通される。

【 0 1 1 5 】

ガス供給口 7 6 には、自動送気チューブ 6 4 の一端が着脱自在に接続され、自動送気チューブ 6 4 の他端が送気装置 6 6 に連結される。これにより、送気装置 6 6 から炭酸ガスを送気することによって、ガス供給口 7 6 から管路 7 7 を経由して挿通路 6 8 に供給され、挿通路 6 8 の先端開口部 6 8 a から消化管内に炭酸ガスが導入される。

【 0 1 1 6 】

なお、図示は省略したが、挿入補助具 7 0 の挿通路 6 8 には、消化管内に送気された炭酸ガスが挿通路 6 8 を介して体外に流出することを防ぐために、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の外周部に密着して気密性を保持する気密保持手段としての弁部材が設けられている。これにより、送気装置 6 6 から挿入補助具 7 0 の挿通路 6 8 に供給された炭酸ガスは、挿通路 6 8 を通じて体外に流出することなく先端開口部 6 8 a から炭酸ガスを消化管内に供給することが可能となる。

【 0 1 1 7 】

第 2 の変形例によれば、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路の一部が、挿入補助具 7 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) により構成される。このため、第 1 の変形例と同様に、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 の内部管路である鉗子チューブ 9 6 を送気管路の一部として用いる必要がないので、鉗子チューブ 9 6 を他の用途に利用することが可能となる。

【 0 1 1 8 】

[第 3 の変形例]

図 1 4 は、第 3 の変形例としての内視鏡の管路構成を模式的に示した概略図である。図 1 5 は、第 3 の変形例としての送気装置の構成を示したブロック図である。図 1 4 及び図 1 5 中、図 3 及び図 4 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。

【 0 1 1 9 】

第 3 の変形例では、内視鏡 1 0 の挿入部 1 2 に長手方向に沿って外付けされた外付けチューブ 1 6 0 が送気管路の一部として構成される点は第 1 の変形例と同一であるが、消化管内の圧力を検出するための圧力検出管路が上記送気管路とは別に構成される点で異なる。

【 0 1 2 0 】

具体的には、図 1 4 に示すように、内視鏡 1 0 の鉗子挿入部 4 0 には圧力検出用チューブ 1 6 6 の一端が着脱自在に接続され、圧力検出用チューブ 1 6 6 の他端は送気装置 6 6 の圧力検出用コネクタ 1 6 8 に連結される。

【 0 1 2 1 】

送気装置 6 6 の内部には、図 1 5 に示すように、内部管路 1 4 2 及び各分岐管路 1 4 2 a、1 4 2 b とは非連通状態にある内部管路 1 7 0 が設けられる。内部管路 1 7 0 の一端は圧力検出用コネクタ 1 6 8 に接続される。内部管路 1 7 0 には第 5 圧力センサ 1 7 2 が接続される。第 5 圧力センサ 1 7 2 は、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路 (第 1 分岐管路 1 4 2 a、自動送気チューブ 6 4、及び外付けチューブ 1 6 0) とは別に構成される圧力検出管路 (内部管路 1 7 0、圧力検出用チューブ 1 6 6、及び鉗子チューブ 9 6) を経由して消化管内の圧力を検出する。

【 0 1 2 2 】

第3の変形例では、FD・IBS診断用送気モードにおいて消化管内の圧力検出が行われる際、消化管内に炭酸ガスを供給するための送気管路とは別に構成される圧力検出管路を介して消化管内の圧力検出が行われる。これにより、消化管内への送気による影響を受けることなく消化管内の圧力を安定かつ高精度に検出することが可能となる。このため、消化管内の圧力を簡単かつ高精度に目標圧力にすることが可能となる。これによって、機能性ディスペプシア（FD）や過敏性腸症候群（IBS）の診断を容易かつ詳細に行うことが可能となる。

【 0 1 2 3 】

なお、第3の変形例では、送気管路の一部が外付けチューブ160で構成され、圧力検出管路の一部が鉗子チューブ96で構成される態様を示したが、これに限らず、例えば、第3の変形例とは逆の構成として、送気管路の一部が鉗子チューブ96で構成され、圧力検出管路の一部が外付けチューブ160で構成されてもよい。すなわち、自動送気チューブ64の一端が鉗子挿入部40に接続され、圧力検出用チューブ166の一端が外付けチューブ160のガス供給口162に接続されてもよい。

【 0 1 2 4 】

また、内視鏡10の挿入部12に複数の処置具チャンネル（処置具挿通路）が設けられる場合には、一方の処置具チャンネルを送気管路の一部として構成し、他方の処置具チャンネルを圧力検出管路の一部として構成してもよい。

【 0 1 2 5 】

また、第2の変形例のように挿入補助具70が用いられる場合には、挿入補助具70の挿通路68を送気管路の一部として構成し、内視鏡10の内部管路である鉗子チューブ96を圧力検出管路の一部として構成してもよい。また、これとは逆の構成であってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 6 】

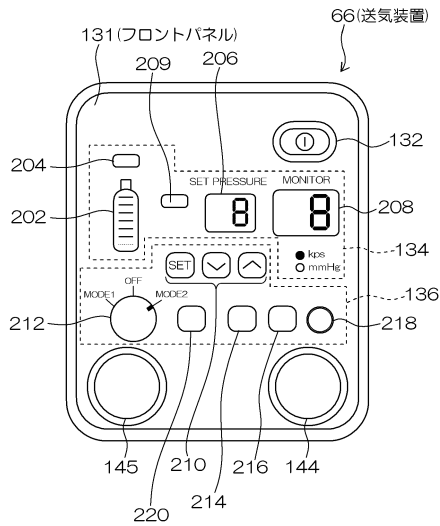
10 ... 内視鏡、12 ... 挿入部、14 ... 手元操作部、16 ... ユニバーサルケーブル、18 ... LGコネクタ、20 ... 光源装置、30 ... プロセッサ、62 ... ガス噴射口、64 ... 自動送気チューブ、65 ... 手動送気チューブ、66 ... 送気装置、70 ... 挿入補助具、76 ... ガス供給口、104 ... ガスチューブ、110 ... 炭酸ガスポンプ、114 ... 減圧機構、116 ... 第1レギュレータ、118 ... 第2レギュレータ、120 ... 第1電磁弁、122 ... 第2電磁弁、124 ... 第3電磁弁、126 ... 第1圧力センサ、127 ... 第2圧力センサ、128 ... 第3圧力センサ、129 ... 第4圧力センサ、130 ... 制御部、131 ... フロントパネル、132 ... 電源スイッチ、134 ... 表示部、136 ... 操作部、142 ... 内部管路、142a ... 第1分岐管路、142b ... 第2分岐管路、144 ... 自動送気コネクタ、145 ... 手動送気コネクタ、160 ... 外付けチューブ、166 ... 圧力検出用チューブ、206 ... 設定圧表示部、208 ... 圧力表示部、210 ... 圧力設定部、212 ... 送気モード選択部、214 ... 送気ボタン、216 ... 容積推定ボタン、218 ... 送気量設定つまみ、220 ... 送気モード終了ボタン

10

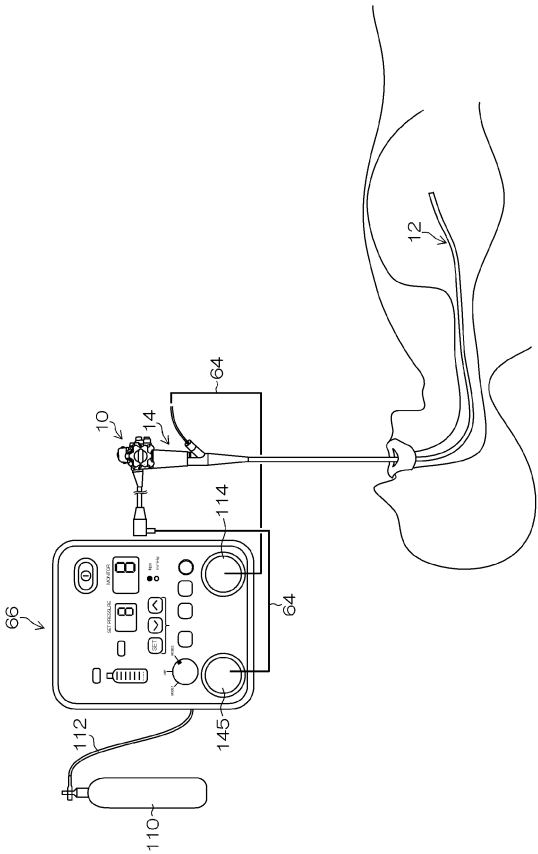
20

30

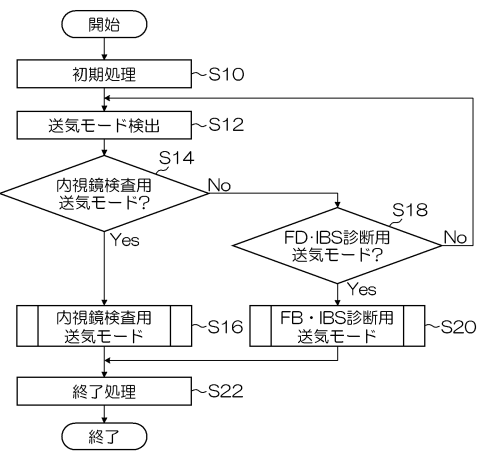
【図 5】



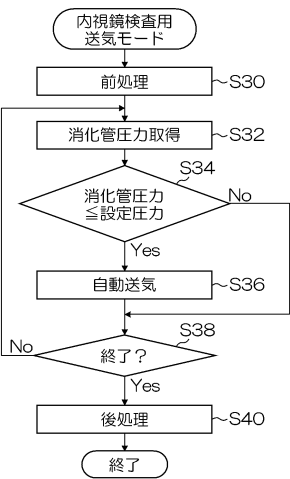
【図 6】



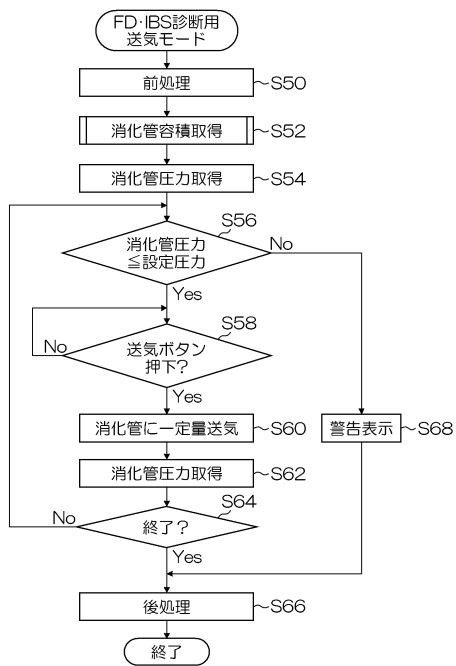
【図 7】



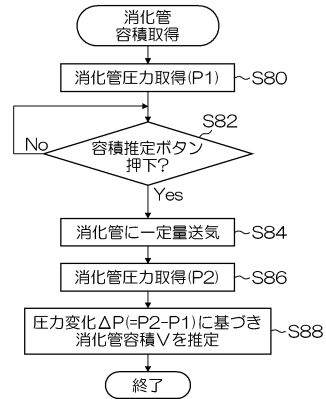
【図 8】



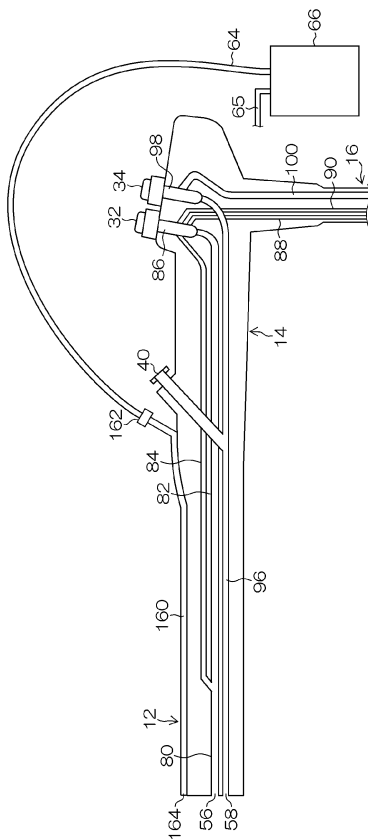
【図 9】



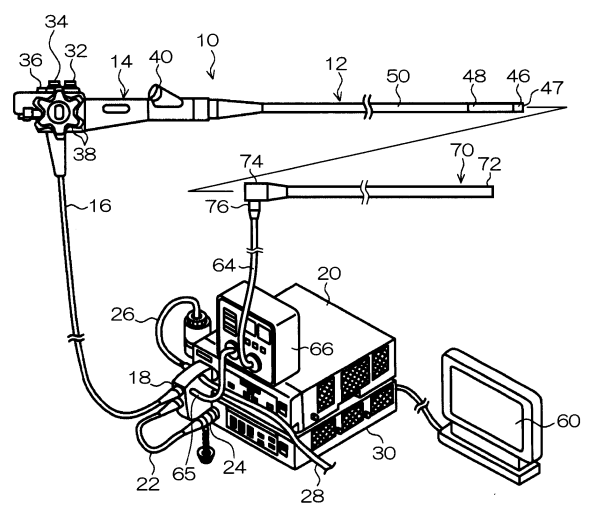
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (72)発明者 宮本 学
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
(72)発明者 中島 清一
大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法人大阪大学内

審査官 ▲高▼ 芳徳

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

专利名称(译)	供气装置		
公开(公告)号	JP6077973B2	公开(公告)日	2017-02-08
申请号	JP2013193153	申请日	2013-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人大阪大学		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人大阪大学		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 国立大学法人大阪大学		
[标]发明人	鳥澤信幸 林健太郎 宮本学 中島清一		
发明人	鳥澤 信幸 林 健太郎 宮本 学 中島 清一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B5/4255 A61B1/015 A61B1/31 A61B5/03 A61M13/003 A61M2202/0225 A61M2205/3344 A61M2202/0007 A61M2202/0014		
FI分类号	A61B1/00.332.D A61B1/00.332.C A61B10/00.M A61B1/00.550 A61B1/015.511 A61B1/015.514 A61B1/ /273 A61B1/31 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/DA57 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/FF42 4C161/HH03 4C161/HH14 4C161/HH51 4C161/ /JJ11 4C161/JJ17		
其他公开文献	JP2015058120A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种气体供应装置包括：用于将气体供应到消化道的气体供应管道;检测消化道压力的压力检测装置;流量调节装置，其调节经由气体供应管从气体供应源供应到消化道的气体量;第一控制装置，其根据由压力检测装置检测到的结果来控制流量调节装置，以将气体供应到消化道中，使得消化道内的压力成为设定压力;第二控制装置，其控制所述流量调节装置以将固定的气体量供应到所述消化道中;以及气体供给模式切换装置，其在包括用于执行第一控制装置的控制的模式和用于执行第二控制装置的控制的模式的气体供给模式之间切换。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6077973号 (P6077973)
(45) 発行日 平成29年2月8日 (2017. 2. 8)	(24) 登録日 平成29年1月20日 (2017. 1. 20)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 10/00 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 1/00 3 3 2 D A 6 1 B 1/00 3 3 2 C A 6 1 B 10/00 M	
請求項の数 9 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-193153 (P2013-193153) (22) 出願日 平成25年9月18日 (2013. 9. 18) (65) 公開番号 特開2015-58120 (P2015-58120A) (43) 公開日 平成27年3月30日 (2015. 3. 30) 審査請求日 平成27年12月2日 (2015. 12. 2)	(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 (73) 特許権者 504176911 国立大学法人大阪大学 大阪府吹田市山田丘1番1号 (74) 代理人 100083116 弁理士 松浦 憲三 (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 林 健太郎 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】 送気装置		