

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5384548号
(P5384548)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-70293 (P2011-70293)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成23年3月28日 (2011. 3. 28)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-200530 (P2012-200530A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年10月22日 (2012.10.22)	(73) 特許権者	504176911
審査請求日	平成24年7月9日 (2012. 7. 9)		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	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

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】

被検体の管腔内に送気管路を介して所定のガスを供給するガス供給手段と、
前記管腔内に連通される連通管路を介して接続され、前記管腔内の圧力を測定する圧力測定手段と、

前記連通管路にフラッシング用ガスを供給するフラッシング手段と、
前記圧力測定手段による圧力測定を指示するとともに、前記圧力測定手段による圧力測定に同期して前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給を指示する指示手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡送気システム。

【請求項 2】

前記指示手段は、前記ガス供給手段によるガスの供給が停止されている期間に前記圧力測定手段による圧力測定を指示するとともに、前記圧力測定手段による圧力測定が行われる前に前記フラッシング用ガスの供給を指示することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 3】

前記フラッシング手段は、前記連通管路の容積と同等以上の量の前記フラッシング用ガスを供給することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 4】

前記連通管路には、前記管腔内からの流体の逆流を防止する逆止弁が設けられ、
前記フラッシング手段は、少なくとも前記連通管路の前記逆止弁から前記管腔側開口部

までの容積以上の前記フラッシング用ガスを供給することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 5】

前記連通管路は、前記送気管路の少なくとも一部からなることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 6】

前記連通管路は、前記送気管路とは別の圧力測定用管路であることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 7】

前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスは、前記ガス供給手段により供給されるガスと同一のガス供給源から供給されるガスであることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

10

【請求項 8】

前記圧力測定手段による測定結果に基づいて、前記ガス供給手段によるガスの供給を制御する第 1 の制御手段を備えた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】

前記ガス供給手段により供給されるガスの供給条件に基づいて、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスの流速又は流量を制御する第 2 の制御手段を備えた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。

20

【請求項 10】

前記第 2 の制御手段は、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスの流速が前記ガス供給手段により供給されるガスの流速と同一となるように制御することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 11】

前記第 2 の制御手段は、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスの流速が前記ガス供給手段により供給されるガスの流速よりも速くなるように制御することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡送気システム。

【請求項 12】

前記指示手段は、前記ガス供給手段によるガスの供給が停止されている期間において、前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給と前記圧力測定手段による圧力測定が複数回に分けて繰り返し実施されるように指示することを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

30

【請求項 13】

前記ガス供給手段によるガスの供給が停止されている期間において、N（但し、N は 1 以上の自然数とする。）回目の圧力測定結果と N + 1 回目の圧力測定結果との差分が所定の閾値未満であるか否かを判断する判断手段を備え、

前記指示手段は、前記判断手段によって前記差分が所定の閾値未満であると判断されるまで、前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給と前記圧力測定手段による圧力測定が繰り返し実施されるように指示することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡送気システム。

40

【請求項 14】

前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給又は前記ガス供給手段によるガスの供給が実施されているか否かを識別可能な表示手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡送気システム。

【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、被検者の管腔内に挿入される軟性内視鏡に対して、送気装置から該内視鏡の先端部に設けられた開口を介して管腔内に定圧ガスを

50

送気して、管腔内の観察や処置を行うようにするための内視鏡送気システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、医療分野において、内視鏡を利用した医療診断が広く行われており、特に、管腔内に挿入される内視鏡の挿入先端部にＣＣＤなどの撮像素子を内蔵して管腔内の画像を撮影し、プロセッサ装置で信号処理を施してモニタに表示し、これを医者が観察して診断に用いたり、あるいは、処置具挿通用のチャンネルから処置具を挿入して、試料の採取やポリープの切除等の処置を行うようにしている。

【0003】

このとき、内視鏡の先端部に設けられた観察窓の視野を確保したり、処置具を操作するための領域を確保するために、内視鏡に設けられた送気管路を介して送気装置からガスが管腔内に供給されているが、例えば管腔内のガス圧力が低くなって管腔が萎んで観察や処置に支障が生じたり、逆に管腔内のガス圧力が高くなりすぎて患者に負担をかけないように、管腔内のガスの圧力を常に測定し、管腔内のガスを適正な圧力に保つ必要がある。

【0004】

そこで例えば特許文献１においては、軟性内視鏡を大腸等の管腔内に挿入し、送気システムにより管腔内に炭酸ガスを送気して管腔内を観察する際、管腔内への炭酸ガスの送気を始めたらタイマーのカウントを開始し、カウント値が設定時間に到達したら送気を停止し、炭酸ガスを節約するようにしたものが開示されている。

【0005】

また、特許文献２においては、気腹装置の送気口金に送気チューブを介して気腹針や気腹用トラカールを接続することができるようになっており、気腹針や気腹用トラカールを患者の腹部に穿刺して腹腔内にガスを注入しているが、気腹装置の内部管路にガスの圧力を検出する圧力センサが設けられ、管路抵抗の小さいトラカールでは一定時間後の安定した圧力を測定し、また管路抵抗の大きい気腹針を使用する場合には、流量バラツキを含めて流量が一定値以下の時に気腹針を使用していると認識して流量、圧力測定をより遅らせるようにしたものが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【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】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述したように、従来は、例えば特許文献１に開示されているように、被検体の胃や大腸あるいは食道などの管腔内を内視鏡で観察するときに、内視鏡の視野を確保するために、内視鏡の送気管路を介してガスを送気して管腔を膨らませることが行われている。また、このとき患者の苦痛を軽減するために、管腔を膨らませるガスとして、生体吸収の早い炭酸ガスを用いることが行われている。

【0008】

しかし、従来は管腔内へのガスの供給は、術者が送気ボタンをマニュアルで操作することにより行われており、管腔内を膨らませ、管腔内の圧力を一定に保つために頻繁な操作が必要であるという問題があった。

【0009】

また、管腔内のガス圧力を適正に保つために管腔内のガス圧力を測定する必要があるが、圧力センサと連通する送気管路内、特に開口部に体液等が付着することにより、管腔内のガス圧力を正確に測定することができないという問題があった。

【0010】

また、特許文献２に示されているように、外科分野においては、腹腔内をトラカール、

10

20

30

40

50

気腹針を通して気腹装置により一定圧で膨らませて術野を確保して、内視鏡下で観察、施術が行われてきたが、上記管腔内と違い腹腔内は管路を塞ぐような現象は特におきないため、それに関する特別な制御は必要とされていなかった。

【 0 0 1 1 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、管腔内に内視鏡を挿入して観察や施術を行う際、管腔内を膨らませるために頻繁な操作を必要とせず、また管腔内の圧力を正確に測定し、常に適正な圧力となるように送気を行うことの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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

前記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、被検体の管腔内に送気管路を介して所定のガスを供給するガス供給手段と、前記管腔内に連通される連通管路を介して接続され、前記管腔内の圧力を測定する圧力測定手段と、前記連通管路にフラッシング用ガスを供給するフラッシング手段と、前記圧力測定手段による圧力測定を指示するとともに、前記圧力測定手段による圧力測定に同期して前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給を指示する指示手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡送気システムを提供する。

【 0 0 1 3 】

これにより、圧力測定に同期してフラッシングを行い圧力測定用管路内の液体等の付着物を除去することにより管腔内の圧力を正確に測定することができるので、常に適正な圧力となるように送気を行うことができ、管腔内に内視鏡を挿入して観察や施術を行う際、管腔内を膨らませる操作を術者が頻繁に行う必要がない。

【 0 0 1 4 】

また、請求項 2 に示すように、前記指示手段は、前記ガス供給手段によるガスの供給が停止されている期間に前記圧力測定手段による圧力測定を指示するとともに、前記圧力測定手段による圧力測定が行われる前に前記フラッシング用ガスの供給を指示することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

このように、圧力測定を行う前にフラッシングを行うことで圧力測定用管路内の付着物を除去して正確な圧力を測定することが可能となる。

【 0 0 1 6 】

また、請求項 3 に示すように、前記フラッシング手段は、前記連通管路の容積と同等以上の量の前記フラッシング用ガスを供給することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

これにより少ない量のガスを供給することで圧力測定用管路内の付着物を除去することができ多量のガスを管腔内に供給する必要がなく、被検者の負担を軽減することができる。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 4 に示すように、前記連通管路には、前記管腔内からの流体の逆流を防止する逆止弁が設けられ、前記フラッシング手段は、少なくとも前記連通管路の前記逆止弁から前記管腔側開口部までの容積以上の前記フラッシング用ガスを供給することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

これにより、管路フラッシュ送気を定圧送気用管路の全容量よりも少ない容量で行うことができる。

【 0 0 2 0 】

また、請求項 5 に示すように、前記連通管路は、前記送気管路の少なくとも一部からなることを特徴とする。

また、請求項 6 に示すように、前記連通管路は、前記送気管路とは別の圧力測定用管路であることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

また、請求項 7 に示すように、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスは、前記ガス供給手段により供給されるガスと同一のガス供給源から供給されるガスであることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

このようにフラッシング用ガスをガス供給手段により供給されるガスと同一のガス供給源から供給されるガスを用いて、送気管路の一部を利用することにより、装置構成を簡略化することができる。

【 0 0 2 3 】

また、請求項 8 に示すように、前記圧力測定手段による測定結果に基づいて、前記ガス供給手段によるガスの供給を制御する第 1 の制御手段を備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 2 4 】

このように圧力測定結果に基づいてガスを供給することにより、より適切なガス供給を行うことができる。

【 0 0 2 5 】

また、請求項 9 に示すように、前記ガス供給手段により供給されるガスの供給条件に基づいて、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスの流速又は流量を制御する第 2 の制御手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

このようにガスの供給条件に基づいてフラッシング用ガスを制御することで、より適切なフラッシングの制御を行うことができる。

20

【 0 0 2 7 】

また、請求項 1 0 に示すように、前記第 2 の制御手段は、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスの流速が前記ガス供給手段により供給されるガスの流速と同一となるように制御することを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

このようにフラッシング用ガスの流速はガス供給手段により供給されるガスの流速と同じでもよい。

【 0 0 2 9 】

また、請求項 1 1 に示すように、前記第 2 の制御手段は、前記フラッシング手段により供給されるフラッシング用ガスの流速が前記ガス供給手段により供給されるガスの流速よりも速くなるように制御することを特徴とする。

30

【 0 0 3 0 】

このようにガス供給手段により供給されるガスの流速よりも速い流速でフラッシングを行った場合には、少ない流量でより短時間でフラッシングを行うことができる。

【 0 0 3 1 】

また、請求項 1 2 に示すように、前記指示手段は、前記ガス供給手段によるガスの供給が停止されている期間において、前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給と前記圧力測定手段による圧力測定が複数回に分けて繰り返し実施されるように指示することを特徴とする。

40

【 0 0 3 2 】

このように複数回に分けて圧力測定とフラッシングを行うようにすることで、より正確に圧力測定を行うことができる。

【 0 0 3 3 】

また、請求項 1 3 に示すように、前記ガス供給手段によるガスの供給が停止されている期間において、N (但し、N は 1 以上の自然数とする。) 回目の圧力測定結果と N + 1 回目の圧力測定結果との差分が所定の閾値未満であるか否かを判断する判断手段を備え、前記指示手段は、前記判断手段によって前記差分が所定の閾値未満であると判断されるまで、前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給と前記圧力測定手段による圧力測定が繰り返し実施されるように指示することを特徴とする。

50

【 0 0 3 4 】

このように複数の測定結果における差分が所定の値より小さくなるまでフラッシングと圧力測定を行うことにより、より正確な圧力測定が可能となる。

【 0 0 3 5 】

また、請求項 1 4 に示すように、前記フラッシング手段によるフラッシング用ガスの供給又は前記ガス供給手段によるガスの供給が実施されているか否かを識別可能な表示手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 3 6 】

これにより、操作者は現在内視鏡システムがどのような送気を行っているのかを常に知ることができ、操作効率が向上する。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 7 】

以上説明したように、本発明によれば、管腔内の圧力を正確に測定し、常に適正な圧力となるように送気を行うことができ、管腔内に内視鏡を挿入して観察や施術を行う際、管腔内を膨らませる操作を術者が頻繁に行う必要がない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 8 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡送気システムを備えた内視鏡システムの概略を示す構成図である。

【 図 2 】 内視鏡の挿入部の先端部を示す斜視図である。

【 図 3 】 第 1 の実施形態の送気装置の概略を示す構成図である。

【 図 4 】 定圧送気制御方法の第 1 の例を示す線図である。

【 図 5 】 定圧送気制御方法の第 2 の例を示す線図である。

【 図 6 】 定圧送気制御方法の第 3 の例を示す線図である。

【 図 7 】 本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡送気システムを備えた内視鏡システムの概略を示す構成図である。

【 図 8 】 第 2 の実施形態の送気装置の概略を示す構成図である。

【 図 9 】 その他の例における送気装置の概略を示す構成図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 9 】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る内視鏡送気システムについて詳細に説明する。

【 0 0 4 0 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡送気システムを備えた内視鏡システムの概略を示す構成図である。

【 0 0 4 1 】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、内視鏡送気システム 2 を備えている。内視鏡システム 1 は、主に内視鏡（軟性内視鏡）1 0、内視鏡送気システム 2、光源装置 1 0 0、内視鏡プロセッサ 2 0 0 及びモニタ装置（表示手段）3 0 0 から構成される。

【 0 0 4 2 】

内視鏡 1 0 は、手元操作部 1 2 と、この手元操作部 1 2 に連設される挿入部 1 4 とを備えている。術者は、基端側に配置される手元操作部 1 2 を把持して内視鏡 1 0 を操作し、挿入部 1 4 の先端側を被検者の胃 1 6 等の管腔内に挿入することによって観察や診断あるいは治療処置を行う。

【 0 0 4 3 】

手元操作部 1 2 には、ユニバーサルケーブル 1 8 が接続され、ユニバーサルケーブル 1 8 には送気コネクタ 5 0 が設けられている。送気コネクタ 5 0 には 2 つの送気チューブ（送気送水用チューブ 5 2 及び定圧送気用チューブ 5 4）が接続され、これらの送気チューブ（送気送水用チューブ 5 2 及び定圧送気用チューブ 5 4）は送気装置（ガス供給手段）5 6 に接続されている。

【 0 0 4 4 】

また、ユニバーサルケーブル 1 8 の先端に L G コネクタ 6 6 が設けられている。この L G コネクタ 6 6 を光源装置 1 0 0 に着脱自在に連結することによって、挿入部 1 4 の先端部に配設された照明光学系（図示省略）に照明光が送られるようになっている。また、L G コネクタ 6 6 には、ユニバーサルケーブル 1 8 を介して電気コネクタが接続され、電気コネクタは内視鏡プロセッサ 2 0 0 に着脱自在に連結されている。これにより、内視鏡 1 0 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ装置 3 0 0 に観察画像が表示されるようになっている。

【 0 0 4 5 】

また、手元操作部 1 2 には、送気・送水ボタン 2 0、吸引ボタン 2 2、シャッターボタン 2 4、ズーム操作用のシーソースイッチ 2 6、アングルノブ 2 8、及び鉗子挿入部 3 0 が設けられている。

10

【 0 0 4 6 】

送気装置 5 6 には高圧ガス用チューブ 5 8 によって炭酸ガスポンペ 6 0 が連結されている。炭酸ガスポンペ 6 0 には炭酸ガスが液化した状態で貯留されている。そして、送気装置 5 6 により、炭酸ガスポンペ 6 0 に貯留されている炭酸ガスが、それぞれ所定の圧力に減圧（調圧）されて、送気送水用チューブ 5 2 及び定圧送気用チューブ 5 4 から供給される。

【 0 0 4 7 】

後述するように（図 2 参照）、送気送水用チューブ 5 2 は挿入部 1 4 内に設けられた送気送水用管路と連通し、先端部 4 2 の先端面に設けられた送気送水ノズルから観察窓を清掃するために噴出される。また、定圧送気用チューブ 5 4 は挿入部 1 4 内に設けられた定圧送気用管路と連通し、先端面に設けられた定圧送気用開口から炭酸ガスを胃 1 6（管腔）内に送気する。

20

【 0 0 4 8 】

観察時等においては、定圧送気用のガスとして炭酸ガスが常に送気される。このとき送気装置 5 6 には、圧力計 6 2 と流量計 6 4 が設置され、定圧送気用のガスの圧力及び流量が所定の時間間隔で測定される。

【 0 0 4 9 】

圧力計 6 2 は、本来、胃 1 6（管腔）内の炭酸ガスの圧力を測定すべきものであるが、汎用的な圧力計を内視鏡先端部 4 2 や挿入部 1 4 内の管路中に設置するには大き過ぎるため、送気装置 5 6 内に設置して、胃 1 6 内と連通している定圧送気用管路及び定圧送気用チューブ 5 4 を介してガス圧力を測定するようにしている。従って、送気装置 5 6 内において圧力計 6 2 で測定した圧力 P_1 に比較して、実際の胃 1 6 内の圧力 P_2 は、途中の管路での圧力損失のため低くなっているため、その圧力損失（ $P_1 - P_2$ ）を考慮して、送気装置 5 6 は、内視鏡等の種類によりその圧力損失（ $P_1 - P_2$ ）のデータを保持しておくことが好ましい。

30

【 0 0 5 0 】

なお、いま圧力計 6 2 は送気装置 5 6 内に設置されているが、圧力計 6 2 を設置する場所は被検体の体外であればよく、特に限定されるものではない。また、圧力計 6 2 は、管腔と連通した定圧送気用管路を介して管腔内の圧力を測定しているが、これも定圧送気用管路に限定されず、定圧送気用管路以外の管路、例えば、圧力測定専用の圧力測定用管路であってもよい。

40

【 0 0 5 1 】

一方、流量計 6 4 は、送気装置 5 6 から定圧送気用チューブ 5 4 から挿入部 1 4 の定圧送気用管路を介して胃 1 6 内に供給されるガスの流量を測定する。

【 0 0 5 2 】

また、挿入部 1 4 は、基端側の手元操作部 1 2 から先端側に向かって、軟性部 3 8、湾曲部 4 0 及び先端部 4 2 の順に配置されて構成されている。

【 0 0 5 3 】

50

湾曲部 40 は、手元操作部 12 に設けられた一対のアングルノブ 28 を回転することによって遠隔的に湾曲操作されるようになっている。これにより、先端部 42 を所望の方向に向けることができ、先端部 42 の先端面に形成された観察窓により管腔内の様々な部位を観察することができる。

【0054】

軟性部 38 は、手元操作部 12 と湾曲部 40 とを接続し、被検体内への挿入方向に沿って任意の方向に曲がるように軟性部材で構成されている。

【0055】

図 2 に、挿入部 14 の先端部 42 を斜視図で示す。

【0056】

図 2 に示すように、先端部 42 の先端面 44 には、その内部に撮像装置（CCD カメラ）を備えた観察窓 70、観察範囲を照明する照明窓 72、72、鉗子口 74 が配設されている。また、先端面 44 には、送気・送水ノズル 76 及び定圧送気用開口 80 が配設されている。

【0057】

観察窓 70 の奥には、被検体内の像光を取り込むための光学系（観察光学系）が配置されており、取り込まれた観察画像を表す像光は CCD で受光され、信号ケーブルを介して内視鏡プロセッサ 200 に送られる。そして内視鏡プロセッサ 200 において、映像信号に変換され、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ装置 300 に観察画像が表示されるようになっている。

【0058】

照明窓 72、72 は、図 2 に示すように、観察窓 70 の両側の対称な位置に 2 つ配置されており、被検体内の観察部位に対して光源装置 100 からの照明光が照射される。照明窓 72 には、挿入部 14 内に配設された光ファイバ（ライトガイド）によって光源装置 100 からの光が導光される。そして、先端に配置された照明レンズ及び照明窓 72 に嵌め込まれたカバーガラスを介して照明光が射出されるようになっている。

【0059】

鉗子口 74 は、挿入部 14 内に配設された鉗子チャンネル（図示省略）に接続され、操作部 12 の鉗子挿入部 30 に連通している。鉗子挿入部 30 に挿通された鉗子やその他の各種処置具は、鉗子チャンネルを介してその先端が鉗子口 74 から露呈されるようになっている。

【0060】

送気・送水ノズル 76 には、挿入部 14 内に形成された送気送水用管路 78 が連通している。観察窓 70 が汚れたときには、送気・送水ノズル 76 から洗浄液と加圧エアとを観察窓 70 に対して吹き付けることにより、観察窓 70 の洗浄が行われる。送気・送水ノズル 76 は、操作部 12 に設けられた送気・送水ボタン 20 の送気操作及び送水操作に応じて、加圧エアや洗浄水といった流体を観察窓 70 に向けて噴射するようになっている。これにより、観察窓 70 に付着した体液や汚物が払拭されて良好な視界が確保される。

【0061】

また、定圧送気用開口 80 には、定圧送気用管路 82 が連通している。定圧送気用管路 82 は、定圧送気用チューブ 54 に連通し、送気装置 56 によって所定圧に調整された炭酸ガスが、定圧送気用管路 82 から定圧送気用開口 80 を介して、胃 16 等の管腔内に送気されるようになっている。なお、本明細書では、このような送気を定圧送気と言う。

【0062】

管腔内を観察中は、送気装置 56 内の圧力計 62 によってガス圧力を測定しながら、管腔内が所定の圧力となるように常に管腔内への定圧送気が行われる。

【0063】

前述したように、本実施形態においては、圧力計 62 による圧力測定は、定圧送気用管路を介して胃 16 内と連通している定圧送気用チューブ 54 内のガス圧力を測定することによって行われるが、後述するように、これ以外の管路、例えば圧力測定専用の圧力測定

10

20

30

40

50

用管路を用いて圧力を測定するようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

このように管腔内の圧力を直接測定するのではなく、管腔内と連通する管路を介して測定するため、管腔内（胃 1 6 内）の圧力 P 2 を正確に測定するには、定圧送気用管路 8 2 内が塞がっておらず、また定圧送気用開口 8 0 部が同じ状態で開口し、胃 1 6 内と定圧送気用チューブ 5 4 とが連通していることが条件となる。

【 0 0 6 5 】

しかし、人間の管腔内は粘性の高い体液（消化液、血液等）が存在し、これらが先端面 4 4 に付着することによって、定圧送気用管路 8 2 の開口部（定圧送気用開口 8 0 ）の全部あるいは一部が塞がってしまい、定圧送気用開口 8 0 部の開口状態が変化する虞がある。このように開口状態が変化したまま圧力を測定しても、正確な圧力測定を行うことはできない。そこで、本発明においては、後述するような定圧送気制御を行うことにより、正確な圧力測定を実現するようにしている。

【 0 0 6 6 】

図 3 に、後述する定圧送気制御を行う送気装置 5 6 の構成を示す。

【 0 0 6 7 】

図 3 に示すように、送気装置 5 6 は、減圧部 8 4 及び 8 6、減圧部 8 4 に接続する送気送水用チューブ 5 2 に設けられた開閉バルブ 8 8 a、減圧部 8 6 に接続する定圧送気用チューブ 5 4 に設けられた開閉バルブ 8 8 b と、減圧部 8 4、8 6 及び開閉バルブ 8 8 a、8 8 b 等を制御する制御部 9 0 等を有している。

【 0 0 6 8 】

減圧部 8 4、8 6 には高圧コネクタ 5 6 a を介して、炭酸ガスポンペ 6 0 に接続する高圧ガス用チューブ 5 8 から高圧の炭酸ガスが供給される。また、定圧送気用チューブ 5 4 には圧力計 6 2 及び流量計 6 4 が設けられ、炭酸ガスポンペ 6 0 から気化され減圧部 8 6 で所定の圧力に減圧されて定圧送気用チューブ 5 4 に供給されたガスの圧力及び流量を測定する。圧力計 6 2 及び流量計 6 4 のそれぞれの測定結果は制御部 9 0 に送られる。

【 0 0 6 9 】

減圧部 8 4、8 6 は、高圧コネクタ 5 6 a を介して供給された炭酸ガスを、制御部 9 0 からの制御信号に基づいて、それぞれ所定の圧力に減圧する。また、開閉バルブ 8 8 a、8 8 b は、制御部 9 0 からの制御信号によって開閉動作する。制御部 9 0 は、圧力計 6 2 及び流量計 6 4 の測定結果に基づいて減圧部 8 6、開閉バルブ 8 8 b を制御することにより、定圧送気制御を行う。送気送水用チューブ 5 2 に図示しない圧力計及び流量計を接続して送気圧、送気量を検出するようにしてもよい。

【 0 0 7 0 】

本発明に係る定圧送気制御は、圧力測定をする前に、上述した定圧送気とは別に、ガスを定圧送気用管路 8 2 内に強制的に供給して、定圧送気用管路 8 2 内に付着した液体等の付着物を除去する制御を行う。このような送気をフラッシングあるいは管路フラッシュ送気と言う。このようにフラッシングを行うことにより、胃 1 6 等の管腔内の圧力と、圧力を測定する定圧送気用チューブ 5 4 内の圧力が、略同じ状態となるようにして、管腔内の正確な圧力を測定しようとするものである。

【 0 0 7 1 】

図 4 に、第 1 の定圧送気制御方法を示す。

【 0 0 7 2 】

図 4 に示す線図（グラフ）は、管路フラッシュ送気と定圧送気を示すタイミングチャートであり、横軸に時間、縦軸に定圧送気ガスの流速を示している。

【 0 0 7 3 】

ここで流速は、炭酸ガスポンペ 6 0 から気化され減圧部 8 6 で所定の圧力に減圧されて定圧送気用チューブ 5 4 に供給された定圧送気用のガス（炭酸ガス）の流速である。

【 0 0 7 4 】

図 4 に示すように、一定の時間間隔で定圧送気 C 1 が行われており、各定圧送気 C 1 の

10

20

30

40

50

前に圧力測定が行われる。また、圧力測定の前には必ず管路フラッシュ送気 F 1 が行われる。特に、正確な圧力測定を行うためには、管路フラッシュ送気は圧力測定の直前に行うことが好ましい。そこで制御部 9 0 は、圧力測定を指示するとともに、減圧部 8 6 及び開閉バルブ 8 8 b からなるフラッシング手段に対して指示を出し、図 4 に示すように圧力測定に同期してフラッシングが行われるように制御する。このとき制御部 9 0 は、図 4 に示すように、定圧送気 C 1 が行われておらず、ガスの供給が停止されている期間に圧力測定を指示するとともに、圧力測定の前にフラッシング用ガスの供給を指示してフラッシングを行うようにしている。

【 0 0 7 5 】

この第 1 の定圧送気制御における管路フラッシュ送気 F 1 は、少なくとも定圧送気用管路 8 2 の容積以上の流量を送気する。このとき、定圧送気用管路 8 2 の開口部（定圧送気用開口 8 0 内）に粘液等が付着していても、定圧送気よりも圧力を高くすることで送気流速を上げ、付着した粘液等を吹き飛ばすようにしてもよい。

【 0 0 7 6 】

また、このように、定圧送気用管路 8 2 の容積と同等以上の流量を送気しても、定圧送気用管路 8 2 の容積は、例えば、胃の 1 5 0 0 c c に対して管路 1 5 c c 等のように、管腔の容積に比べて十分小さい（この例では管路の容積は管腔の容積の 1 / 1 0 0 ）。従って、管路フラッシュ送気をすることによって管腔の圧力を急激に高めてしまい、被検者に負担を与えるようなことはない。

【 0 0 7 7 】

ここで管路フラッシュ送気 F 1 によって送気される流量は少なくとも定圧送気用管路 8 2 の容積以上の流量が好ましく、定圧送気用チューブ 5 4 及び定圧送気用管路 8 2 からなる、送気装置 5 6 から定圧送気用開口 8 0 に至るまでの管の定圧送気ガスを供給する管路の容積程度の流量を送気すれば十分である。

【 0 0 7 8 】

なお、図 3 の破線内に示すように定圧送気用管路 8 2 と連通する定圧送気用チューブ 5 4 の途中に逆止弁 5 4 a を設けて、この逆止弁 5 4 a から定圧送気用開口 8 0 に至るまでの管の容量以上の流量の定圧送気ガスを管路フラッシュ送気するようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

このようにして、圧力測定の前（特に直前）に管路フラッシュ送気 F 1 によって定圧送気用管路 8 2 内に付着した液体等を除去して、管腔内と圧力を測定する定圧送気用チューブ 5 4 とを完全に連通させ、圧力が略同じ状態にしてから圧力計 6 2 によって圧力測定が行われるため、正確に管腔内の圧力を測定することができる。

【 0 0 8 0 】

図 5 に、第 2 の定圧送気制御方法を示す。

【 0 0 8 1 】

図 5 は、第 2 の定圧送気制御における管路フラッシュ送気と定圧送気を示すタイミングチャートである。

【 0 0 8 2 】

第 2 の定圧送気制御においても、前述した第 1 の定圧送気制御と同様に、一定の時間間隔で定圧送気 C 2 を行い、各定圧送気 C 2 の前に圧力測定を行うようにしている。そして、圧力測定の前には必ず管路フラッシュ送気 F 2 が行われる。この場合にも、管路フラッシュ送気 F 2 は、圧力測定の直前に行うことが好ましい。

【 0 0 8 3 】

第 2 の定圧送気制御における管路フラッシュ送気 F 2 は、図 5 に示すように、第 1 の定圧送気制御における管路フラッシュ送気 F 1 よりも送気時間が短くなっているが、その分流速を大きくすることによって、第 1 の定圧送気制御の管路フラッシュ送気 F 1 と同じだけの流量を確保するようにしている。

【 0 0 8 4 】

このように、第 2 の定圧送気制御においては、短時間のフラッシュ送気により大きな流

10

20

30

40

50

速で送気して、定圧送気用管路 8 2 内に付着した液体等を除去するようにしている。

【 0 0 8 5 】

図 6 に、第 3 の定圧送気制御方法を示す。

【 0 0 8 6 】

図 6 は、第 3 の定圧送気制御における管路フラッシュ送気と定圧送気を示すタイミングチャートである。

【 0 0 8 7 】

第 3 の定圧送気制御も、一定の時間間隔で定圧送気 C 3 を行い、各定圧送気 C 3 の前に管路フラッシュ送気 F 3 を行ってから圧力測定を行うものであるが、図 6 に示す例においては、管路フラッシュ送気 F 3 及び圧力測定を 2 回行うようにしている。

10

【 0 0 8 8 】

この場合の管路フラッシュ送気 F 3 は、2 回とも流速が定圧送気 C 3 の流速よりも小さく、流量も少なくなっているが、流量が定圧送気用管路 8 2 の容積以下であっても、複数回測定を行い、その測定結果を比較することにより、定圧送気用管路 8 2 における液体の有無を検出することで圧力測定エラーを回避して、正確な圧力測定を行うことができる。

【 0 0 8 9 】

例えば、図 6 において、2 回の圧力測定のうち最初の圧力測定による測定結果を S 1、2 回目の圧力測定による測定結果を S 2 とするとき、これらの測定結果の差 $S 1 - S 2$ が所定値以下の場合には、圧力測定が正常に行われたと判断し、もし差 $S 1 - S 2$ が所定値よりも大きい場合には、定圧送気用管路 8 2 内に液体が存在するために管路内の状態が変化したと考えると、圧力計測エラーであると判断する。

20

【 0 0 9 0 】

図 6 に示す例では、圧力測定を 2 回行っているが、2 回に限定されるものではなく、複数回であれば何回でもよい。実際には、測定結果の差が所定値以下となるまで、管路フラッシュ送気と圧力測定を繰り返し行うことが好ましい。

【 0 0 9 1 】

例えば、送気装置（ガス供給手段）5 6 によるガスの供給が停止されている期間において、N（ここで N は 1 以上の自然数とする）回目の圧力測定結果と N + 1 回目の圧力測定結果との差分が所定の閾値未満であるか否かを制御部 9 0 で判断し、この差分が所定の閾値未満であると判断されるまで、制御部 9 0 は上記フラッシングと圧力測定を繰り返し実施するように指示する。

30

【 0 0 9 2 】

上で説明した第 1 の実施形態においては、定圧送気用管路 8 2 と連通する定圧送気用チューブ 5 4 を介して圧力測定を行っていたが、以下説明するように、定圧送気用管路 8 2 とは別に、圧力測定用の管路を設けてこれを介して圧力を測定するようにしてもよい。

【 0 0 9 3 】

図 7 は、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡送気システムを備えた内視鏡システムの概略を示す構成図である。

【 0 0 9 4 】

図 7 において、図 1 に示す第 1 の実施形態と同様の構成要素については同一の符号を付している。図 7 に示すように、本実施形態では、定圧送気用チューブ 5 4 とは別に、送気装置 5 6 から圧力測定専用の管路（圧力測定用管路）5 3 を引き出して、内視鏡挿入部 1 4 に沿わせて管腔内に挿入し、圧力測定用管路 5 3 を介して管腔内の圧力を測定するようにしている。

40

【 0 0 9 5 】

図 8 に、本実施形態の送気装置 5 6 の構成を示す。

【 0 0 9 6 】

図 8 に示すように、圧力測定用管路 5 3 は、減圧部 8 7 に接続しており、減圧部 8 7 は高圧コネクタ 5 6 a を介して炭酸ガスポンプ 6 0 に接続している。また圧力測定用管路 5 3 の送気装置 5 6 からの出口には開閉バルブ 8 8 c が設けられている。また、圧力測定用

50

管路 5 3 には、開閉バルブ 8 8 c と減圧部 8 7 の間に圧力計 6 2 及び流量計 6 4 が配置されている。

【 0 0 9 7 】

送気装置 5 6 は、圧力測定結果に基づいて定圧送気用のガスの供給を制御する第 1 の制御部 9 1 と、定圧送気用のガスの供給条件に基づいて、フラッシング用ガスの流速又は流量を制御する第 2 の制御部 9 3 を備えている。第 1 の実施形態においては、これら 2 つの制御部 9 1、9 3 を一つにまとめた制御部 9 0 によって制御を行っていたが、このように定圧送気用のガスの供給とフラッシング用のガスの供給を別々の制御部で制御するようにしてもよい。

【 0 0 9 8 】

本実施形態においては、第 1 の制御部 9 1 が圧力測定の指示を出すとともに、第 2 の制御部 9 3 を介してフラッシングの指示を出す。第 2 の制御部 9 3 は減圧部 8 7 及び開閉バルブ 8 8 c を制御してフラッシングを実行する。フラッシング後、圧力計 6 2 による測定結果は第 1 の制御部 9 1 に取り込まれ、第 1 の制御部 9 1 は、これに基づいて定圧送気用のガスの供給を制御する。一方、第 2 の制御部 9 3 は、第 1 の制御部から定圧送気用のガスの供給条件を受け取り、これに基づいて、フラッシング用ガスの流速又は流量を制御する。

【 0 0 9 9 】

なお、管腔を経由して管腔壁を切除する治療や管腔壁に孔を開け、腹腔内の治療に使用する場合は圧力測定用管路 5 3 をトラカールを介して腹腔内に挿入して圧力を測定するようにしてもよい。

【 0 1 0 0 】

また、以下説明するように、定圧送気用のガスとフラッシング用のガスをそれぞれ別々の炭酸ガスボンベから供給するようにして、ガスの供給系を完全に別系統としてもよい。

【 0 1 0 1 】

図 9 に、第 2 の実施形態の変形例の送気装置 5 6 を示す。

【 0 1 0 2 】

図 9 に示す例では、圧力測定用管路 5 5 は、定圧送気用管路 8 2 に連通する定圧送気用チューブ 5 4 とは完全に別に設けられ、もう一つの炭酸ガスボンベ 6 1 に減圧部 8 9 を介して接続されている。そして、この圧力測定用管路 5 5 には、減圧部 8 9 と開閉バルブ 8 8 d との間に圧力計 6 2 と流量計 6 4 が設けられている。

【 0 1 0 3 】

フラッシング手段を構成する減圧部 8 9 と開閉バルブ 8 8 d は、第 2 の制御部 9 3 によって制御され、圧力測定の前にフラッシングが行われる。また、圧力計 6 2 による圧力測定結果は第 1 の制御部 9 1 に送られ、圧力測定結果に基づいて定圧送気用のガスの供給が制御される。

【 0 1 0 4 】

以上、定圧送気制御の例をいくつか示したが、いずれも管路フラッシュ送気によって圧力を測定するための管路内に付着した液体等を除去して、管腔内と圧力を測定する管路とを完全に連通させ、圧力が略同じ状態にしてから圧力計 6 2 によって圧力測定を行うようにしているため、正確に管腔内の圧力を測定することができる。

【 0 1 0 5 】

また、このように常に正確に管腔内のガス圧力を測定しているので、常に管腔内の圧力を適正に保つように自動的に定圧送気することができるので、術者が送気ボタンをマニュアルで頻繁に操作する必要がない。

【 0 1 0 6 】

なお、送気装置 5 6 が現在定圧送気中であるのか、管路フラッシュ送気中であるのかをモニタ装置（表示手段）3 0 0 に表示するようにすると、術者が送気装置 5 6 による送気状態を常に把握することができ、操作効率が向上する。

【 0 1 0 7 】

10

20

30

40

50

また、上で説明した例では、定圧送気用開口 80 (図 2 参照) のように、定圧送気用管路開口は内視鏡先端面 44 に設けられているが、必ずしも定圧送気用管路開口の設置位置は先端面 44 に限定されるものではない。

【0108】

また、定圧送気用管路 82 は内視鏡内 (挿入部 14 内) に設けたが、内視鏡をオーバーチューブと組み合わせて、オーバーチューブ内に内視鏡を挿入したときの内視鏡とオーバーチューブとの間の隙間を定圧送気用管路 (定圧送気用ルーメン) として用いても良いし、あるいはマルチルーメンオーバーチューブの内視鏡が通らない管路等を用いても良い。

【0109】

また、このように様々な定圧送気用管路を用いる場合、例えば送気装置 56 内にメモリ部を設けて、各定圧送気用管路の容積 (あるいは管路径) を予めメモリ部に登録 (記憶) しておき、用いる定圧送気用管路の容積あるいは径に応じて管路フラッシュ送気の流量を選択できるようにしても良い。

10

【0110】

また、内視鏡情報を入力することで管路フラッシュ流量を自動的に切り替えることができるようにしてもよい。

【0111】

本発明では、管腔内の観察や処置と表現しているが、管腔を経由して管腔壁を切除する治療や管腔壁に孔を開け、腹腔内の治療に使用してもよい。

【0112】

20

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。

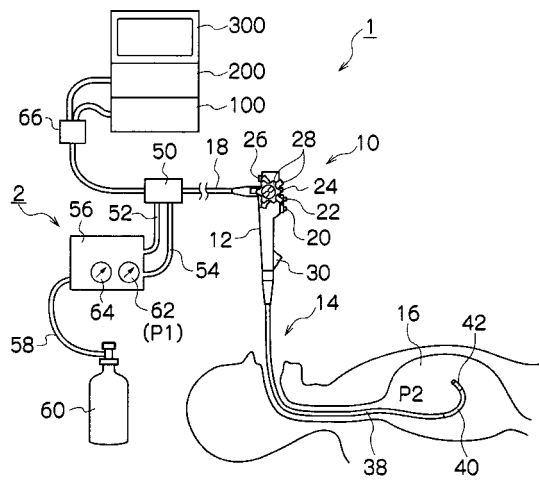
【符号の説明】

【0113】

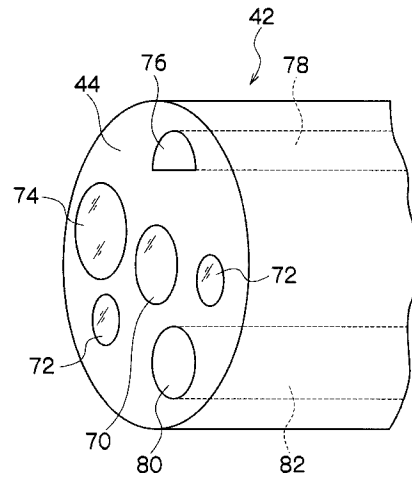
1 ... 内視鏡システム、2 ... 内視鏡送気システム、10 ... 内視鏡、12 ... 手元操作部、14 ... 挿入部、16 ... 胃 (管腔)、18 ... ユニバーサルケーブル、20 ... 送気・送水ボタン、22 ... 吸引ボタン、24 ... シャッターボタン、26 ... ズーム操作用シーソースイッチ、28 ... アングルノブ、30 ... 鉗子挿入部、38 ... 軟性部、40 ... 湾曲部、42 ... 先端部、44 ... 先端面、50 ... 送気コネクタ、52 ... 送気送水用チューブ、53、55 ... 圧力測定用管路、54 ... 定圧送気用チューブ、54a ... 逆止弁、56 ... 送気装置、56a ... 高圧コネクタ、58 ... 高圧ガス用チューブ、60 ... 炭酸ガスポンプ、62 ... 圧力計、64 ... 流量計、66 ... LG コネクタ、70 ... 観察窓、72 ... 照明窓、74 ... 鉗子口、76 ... 送気・送水ノズル、78 ... 送気送水用管路、80 ... 定圧送気用開口、82 ... 定圧送気用管路、84、86 ... 減圧部、88a、88b ... 開閉バルブ、90 ... 制御部、91 ... 第 1 の制御部、93 ... 第 2 の制御部、100 ... 光源装置、200 ... 内視鏡プロセッサ、300 ... モニタ装置

30

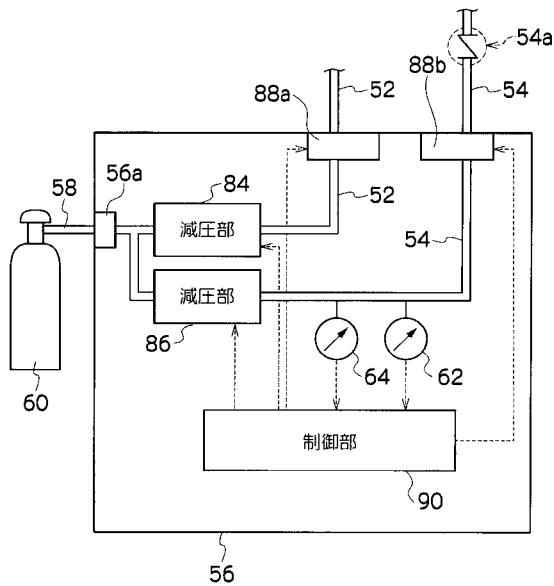
【図 1】



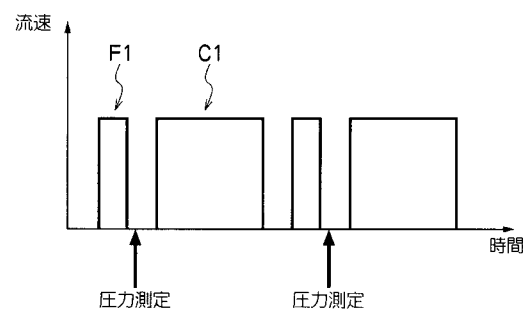
【図 2】



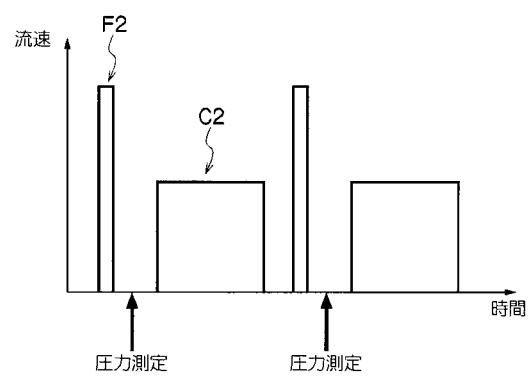
【図 3】



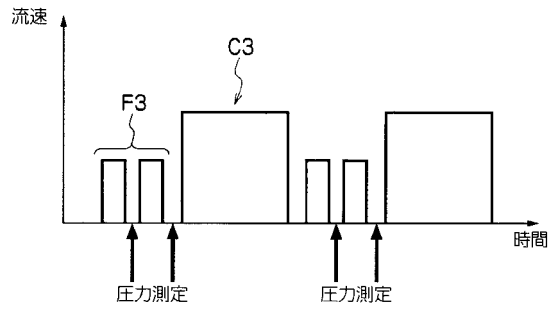
【図 4】



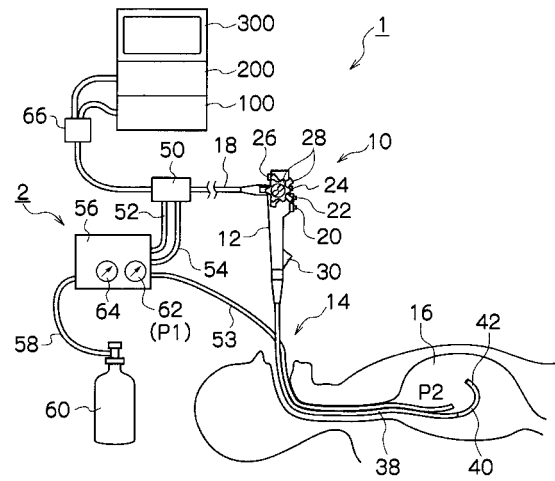
【図 5】



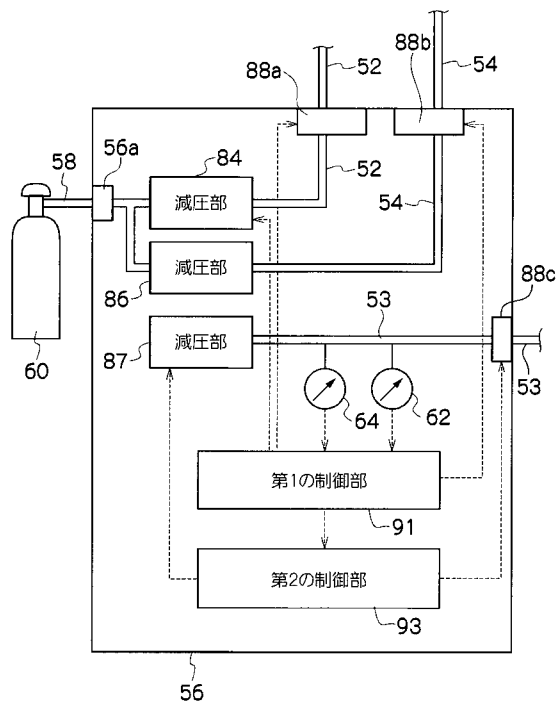
【図 6】



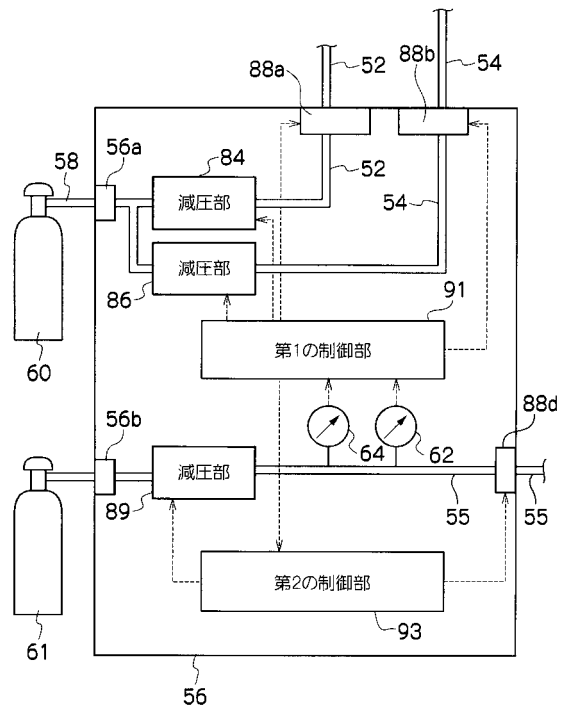
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開平05-245100(JP,A)
特開2000-279377(JP,A)
特開昭63-161929(JP,A)
特開平08-126605(JP,A)
宮寄安晃、中島清一、他、「定圧自動送気内視鏡(SPACE)時の消化管内圧の推移」, Gastroenterological Endoscopy, 2011年 3月15日, Vol.53, Supplement 1, P843

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

专利名称(译)	内窥镜空气输送系统		
公开(公告)号	JP5384548B2	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2011070293	申请日	2011-03-28
[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 中島清一		
发明人	鳥澤 信幸 中島 清一		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/126 A61B1/015 A61B1/32 A61M13/003		
FI分类号	A61B1/00.332.D A61B1/015.511 A61B1/015.514 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF42 4C161/GG01 4C161/HH03 4C161/HH09 4C161/HH13 4C161/JJ17		
审查员(译)	Tamotsu 島		
其他公开文献	JP2012200530A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当通过内窥镜进行内腔观察或治疗时，通过精确测量管腔内的压力来提供空气以始终保持适当的压力。注意：内窥镜供气系统包括：供气通过供气管道向受试者的管腔供应预定气体的装置；压力测量装置，其通过用于压力测量的管道连通并测量管腔内的压力；一种冲洗装置，用于冲洗管道中的气体以进行压力测量；指示压力测量装置执行压力测量的指令装置，并指示冲洗装置与压力测量装置的压力测量同步地供应用于冲洗的气体。

【 図 3 】

