

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4716689号

(P4716689)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(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 1/00 3 3 2 C

請求項の数 2 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2004-228441 (P2004-228441)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年8月4日(2004.8.4)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2006-43130 (P2006-43130A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成18年2月16日(2006.2.16)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成19年7月6日(2007.7.6)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	上杉 武文
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	西家 武弘
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	重昆 充彦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の体腔に挿入する挿入部と、少なくとも前記挿入部の操作を行う操作部とを備える内視鏡と、患者の体腔に所定の気体を送出するための送気装置と、を備えた内視鏡システムであって、

前記内視鏡は、

前記送気装置から送出された前記所定の気体を送気する送気管路と、

前記送気管路の途中における前記操作部に配設された、外部に露出した孔部を形成した送気ボタンと、

を備え、

前記送気装置は、

前記所定の気体を所定の圧力で送出するための送気手段と、

前記送出される気体の流量を測定する流量センサと、

前記流量センサにより測定された流量に基づいて前記送気手段における送気圧の設定および制御を行う制御手段と、

前記送気ボタンにおける前記孔部を塞いだ状態における前記送気手段の送気圧 P とし、当該送気圧 P の変化に対して変化する流量を閾値流量 Q としたとき、前記送気圧 P と前記閾値流量 Q との関係データを予め記憶するメモリと、

を備え、

前記制御手段は、前記送気手段の送気圧を P 0 に設定した際、当該送気圧 P 0 に対応す

10

20

る閾値流量 Q_P を前記メモリから取得し、その後、前記流量センサにより測定した流量値 q_0 と前記閾値流量 Q_P とを比較し、

流量値 $q_0 < \text{閾値流量 } Q_P$

の関係が成立していないと判定した際には、前記送気ボタンにおける前記孔部が開放状態であると判断し、前記送気手段の送気圧を所定値に減ずるよう制御する

ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記流量センサにより測定した流量値 q_0 と前記閾値流量 Q_P とを比較し、

流量値 $q_0 < \text{閾値流量 } Q_P$

の関係を成立していると判定した際は、前記送気ボタンにおける前記孔部が閉塞状態であると判断し、その後、所定の目標送気流量となるよう前記送気手段の送気圧を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡及び光源装置に加えて、観察を行うための気体を内視鏡の送気管路を介して管腔内に供給する気体供給装置を具備する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

患者への侵襲を小さくする目的で、開腹することなく、治療処置を行う腹腔鏡下外科手術（以下、外科手術とも記載する）が行われている。この外科手術においては患者の腹部に、例えば観察用の内視鏡を体腔内に導くための第 1 のトラカールと、処置具を処置部位に導くための第 2 のトラカールとが穿刺される。そして、前記トラカール又は別のトラカールを介して、内視鏡の視野を確保する目的及び処置具を操作するための領域を確保する目的のために、腹腔内に気腹用の気体が注入される。

【0003】

腹腔内に気腹用の気体を注入することによって、腹腔が膨らんだ状態になる。すると、第 1 のトラカールを介して腹腔内に挿入された内視鏡によって、処置部位の観察及び第 2 のトラカールを介して挿入された処置具の確認を行って処置等を行える。

【0004】

なお、気腹用気体としては、例えば生体に吸収され易い二酸化炭素ガス（以下、炭酸ガスと記載する）が使用される。

【0005】

近年、新たな試みとして、前記第 1 のトラカールを介して腹腔内に挿入される内視鏡に加えて、例えば大腸等の管腔内に内視鏡の挿入部を挿入して処置部位を治療する手技が行われている。この手技においては、腹腔側の内視鏡と管腔側の内視鏡とによって処置部位を特定して治療を行える。

【0006】

この手技を行う際には、例えば図 3 1 に示すようにトラカール（不図示）を介して腹腔側に挿入される内視鏡（不図示）に接続される第 1 光源装置 201 及び第 1 カメラコントロールユニット 203 と、管腔に挿入される挿入部 231 を有する内視鏡 230 と接続される第 2 光源装置 202 及び第 2 カメラコントロールユニット 204 と、トラカール（不図示）を介して腹腔内に炭酸ガスを供給する気腹装置 205 及び第 1 の炭酸ガスポンペ 207 と、内視鏡 230 の挿入部 231、操作部 232 及びユニバーサルコード 233 内に設けられている送気・送水管路を介して管腔内に観察用の気体として炭酸ガスを供給する内視鏡用炭酸ガス調節装置（Endoscopic CO2 Regulator：以下、ECR と略記する）206 及び第 2 の炭酸ガスポンペ 208 と、各装置 201、202、203、204、205、206 と電氣的に接続されて、動作制御を行うシステムコントローラ 210 等に加えて、例えば焼灼装置（電気メスともいう）211 等の処置装置を設けて腹腔鏡下外科手術シ

10

20

30

40

50

ステム 200 を構成する。

【0007】

腹腔鏡下外科手術システム 200 を構成することによって、気腹装置 205 によって腹腔内に炭酸ガスの供給を行えるとともに、ECR 206 によって管腔内へ炭酸ガスを供給して治療を行える。各装置は、第 1 カート 212 や第 2 カート 213、ECR カート 214 等に配設されている。

【0008】

ECR 206 においては、この ECR 206 から延出する管腔用チューブ 215 を、第 2 光源装置 202 内に設けられている送気・送水ポンプから延出する送気・送水用チューブ（不図示）に替えて、送気・送水タンクに連結する。このことによって、第 2 光源装置 202 に連結されている内視鏡 230 の挿入部 231 を例えば患者（不図示）の肛門から大腸内に挿入した状態にして、ECR 206 を動作状態にすることによって、第 2 の炭酸ガスポンプ 208 内の炭酸ガスが、第 2 光源装置 202 に接続された内視鏡用コネクタ 234 に設けられている送気口金（不図示）、送気・送水管路を介して管腔内に供給される。

10

【0009】

また、符号 216、217 は内視鏡画像等が表示される観察モニタであり、符号 218 は集中操作パネル、符号 219 は集中表示パネル、符号 221、222 は画像記録装置、符号 223 は分配器、符号 224 は通信用コネクタ、符号 225 は通信用コネクタ、符号 226 は分配器、符号 227 は吸引ボトル、符号 228 は周辺機器コントローラ、符号 229a、229b、229c は通信ケーブルである。

20

【特許文献 1】特開 2000 - 139827 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、図 31 に示した腹腔鏡下外科手術システムにおいては、第 2 光源装置 202 に接続される内視鏡 230 の送気口金、送気・送水管路を介して管腔内に炭酸ガスを供給する構成である。このため、内視鏡 230 が接続される第 2 光源装置 202 には、送気口金を介して送気管路に対して送気・送水ポンプから供給される空気の代わりに、ECR 206 からの炭酸ガスが連続的に供給される。そして、術者が、送気・送水ボタンに設けられている孔部を塞ぐ操作を行ったとき、炭酸ガスが管腔内へ供給される。言い換えれば、術者が送気・送水ボタンの孔部を塞いでいない状態においては、ECR 206 から送気管路内に炭酸ガスが供給されている間、孔部から大気中に炭酸ガスが放出され続ける。つまり、第 2 の炭酸ガスポンプ 208 内の炭酸ガスは、管腔内の観察が行われていない、非観察状態においても消費され続けるので、非経済的である。

30

【0011】

また、図 31 に示した腹腔鏡下外科手術システムにおいては、通常の手術で使用される光源装置 201、202、カメラコントロールユニット 203、204 や気腹装置 205 に加えて、ECR 206 を追加している。このため、手術終了後に ECR 206 の電源スイッチを動作状態から停止状態に切り替える操作を忘れるおそれがあった。そして、術者又は医療従事者が、万一、ECR 206 の電源スイッチを停止状態にする操作を忘れてしまった場合、炭酸ガスが第 2 光源装置 202 から内視鏡 230 に連続的に供給され続けて手術終了後にもかかわらず前述した不具合が発生する。

40

【0012】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、管腔内に導入された内視鏡による観察が行われていない非観察状態及び、観察や手術を終了した後に、観察気体が無駄に消費されることを防止する内視鏡システムを提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の内視鏡システムは、患者の体腔に挿入する挿入部と、少なくとも前記挿入部の

50

操作を行う操作部とを備える内視鏡と、患者の体腔に所定の気体を送出するための送気装置と、を備えた内視鏡システムであって、前記内視鏡は、前記送気装置から送出された前記所定の気体を送気する送気管路と、前記送気管路の途中における前記操作部に配設された、外部に露出した孔部を形成した送気ボタンと、を備え、前記送気装置は、前記所定の気体を所定の圧力で送出するための送気手段と、前記送出される気体の流量を測定する流量センサと、前記流量センサにより測定された流量に基づいて前記送気手段における送気圧の設定および制御を行う制御手段と、前記送気ボタンにおける前記孔部を塞いだ状態における前記送気手段の送気圧 P とし、当該送気圧 P の変化に対して変化する流量を閾値流量 Q としたとき、前記送気圧 P と前記閾値流量 Q との関係データを予め記憶するメモリと、を備え、前記制御手段は、前記送気手段の送気圧を P_0 に設定した際、当該送気圧 P_0 に対応する閾値流量 Q_P を前記メモリから取得し、その後、前記流量センサにより測定した流量値 q_0 と前記閾値流量 Q_P とを比較し、

流量値 $q_0 < \text{閾値流量 } Q_P$

の関係が成立していないと判定した際には、前記送気ボタンにおける前記孔部が開放状態であると判断し、前記送気手段の送気圧を所定値に減ずるよう制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、ガスボンベ内に貯留されている検査用気体が無駄に消費されることを防止した内視鏡システムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1乃至図5は本発明の第1実施形態に係り、図1は送気システムを有する内視鏡システムの構成例を説明する図、図2はECR及び第2光源装置の構成を説明するブロック図、図3は送気状態のECRを送気待機状態に切り替える制御例を説明するフローチャート、図4は送気・送水ボタンに設けられている孔部から炭酸ガスが噴出しているリーク状態を説明する図、図5は送気・送水ボタンに設けられている孔部を塞いで炭酸ガスを挿入部側に送気している状態を説明する図である。

【0017】

図1に示す本実施形態の内視鏡システムは、腹腔鏡下外科手術システム（以下、外科手術システムと略記する）1である。外科手術システム1は、第1内視鏡システム2と、第2内視鏡システム3と、第1送気システム4と、第2送気システム5と、システムコントローラ6と、表示装置であるモニター7と、集中表示パネル8と、集中操作パネル9と、カート10a、10bを備えて主に構成されている。

【0018】

なお、符号11は手術台であり、患者20が横たわる。符号12は電気メス装置である。電気メス装置12には手術器具である電気メス13が接続される。符号14、15、16は患者の腹部に穿刺されるトラカールである。第1トラカール14は後述する第1内視鏡システム2の内視鏡を腹腔内に導くトラカールである。第2トラカール15は組織の切除や処置を行う電気メス13等の処置具を腹腔内に導くトラカールである。第3トラカール16は第1送気システム4を構成する気腹装置（後述）から供給される気腹用気体を腹腔内に導くトラカールである。

【0019】

なお、気腹用気体は、例えば生体に吸収され易い二酸化炭素ガス（以下、炭酸ガスと記載する）である。また、炭酸ガスを第3トラカールから腹腔内に導く代わりに、第1トラカール14又は第2トラカール15に流路を設けて腹腔内に導く構成であってもよい。

【0020】

第1内視鏡システム2は、第1の内視鏡である例えば挿入部が硬質な硬性内視鏡21と、第1光源装置22と、第1のカメラコントロールユニット（以下、第1CCUと略記す

10

20

30

40

50

る) 23と、内視鏡用カメラ24とで主に構成されている。

【0021】

硬性内視鏡21の挿入部(不図示)は、第1トラカール14に挿通配置される。挿入部内には被写体像を伝送するリレーレンズ(不図示)等で構成される観察光学系やライトガイド(不図示)等で構成される照明光学系を備えている。挿入部の基端部には観察光学系によって伝送された光学像を観察する接眼部25が設けられている。接眼部25には内視鏡用カメラ24が着脱自在に配設される。内視鏡用カメラ24の内部には撮像素子(不図示)が備えられている。

【0022】

第1光源装置22は硬性内視鏡21に照明光を供給する。第1CCU23は内視鏡用カメラ24の撮像素子の駆動制御や、この撮像素子に結像して光電変換された電気信号を映像信号に変換する。第1CCU23で変換された映像信号は、例えばモニタ7や集中表示パネル8に出力される。このことによって、モニタ7又は集中表示パネル8の画面上に硬性内視鏡21でとらえた被写体の内視鏡画像が表示されるようになっている。

10

【0023】

なお、硬性内視鏡21と第1光源装置22とは硬性内視鏡21の基端部側部から延出するライトガイドケーブル26によって接続される。第1CCU23と内視鏡用カメラ24とは撮像ケーブル27によって接続される。

【0024】

第2内視鏡システム3は、第2の内視鏡である例えば大腸等の管腔内に挿入される軟性な挿入部34を有する軟性な内視鏡31と、照明光供給手段である第2光源装置32と、第2カメラコントロールユニット(以下、第2CCUと略記する)33とで主に構成されている。

20

【0025】

内視鏡31は、挿入部34と、操作部35と、ユニバーサルコード36とを備えて構成されている。操作部35には送気・送水ボタン35aや吸引ボタン35b、図示しない湾曲部を湾曲動作させる湾曲操作ノブ37、図示しない処置具チャンネルに連通する処置具挿通口38が設けられている。ユニバーサルコード36の基端部には内視鏡コネクタ36aが設けられている。また、内視鏡コネクタ36aからは送水チューブ64が延出し、送水タンク60に連結されている。

30

【0026】

第2光源装置32には、内視鏡31に照明光を供給する照明手段である照明ランプ(図2の符号63参照)及び送気手段である送気或いは送水を行うための送気・送水ポンプ(図2の符号59参照)等が設けられている。第2光源装置32には、光源コネクタ(図2の符号36d参照)及び送気口金(図2の符号36c参照)を備えた内視鏡コネクタ36aが着脱自在に接続されるようになっている。

【0027】

そして、内視鏡コネクタ36aを第2光源装置32に接続することによって、光源コネクタ36dと照明ランプ63とが対峙するとともに、送気口金36cが送気管(図2の符号65)に連通状態になる。

40

【0028】

したがって、照明ランプ63から出射された照明光が図示しないライトガイドファイバを伝送されて挿入部34の図示しない先端部に設けられている照明窓から出射される。

また、送水タンク60内には例えば液体として水が貯留される。送水タンク60には送水チューブ64が連結されている。第2光源装置32の送気・送水ポンプ59から送られる空気は送気管65を通過して、上流側送気管路31aを介して操作部35に設けられた送気・送水ボタン35aに送出される。また、と同時に、送水チューブ64内の管路を介して送水タンク60の内部を加圧している。

【0029】

このため、術者が送気・送水ボタン35aを操作して、上流側送水管路31cと後述す

50

る下流側送水管路とを連通した状態にすることによって、送水チューブ64を介して内視鏡の送水管路に送られた水が、挿入部34の図示しない先端部に設けられている送気ノズルから噴出されるようになっている。

【0030】

第2CCU33は内視鏡31の挿入部34の図示しない先端部に設けられている撮像素子の駆動制御や、この撮像素子に結像して光電変換された電気信号を映像信号に変換する。第2CCU33で変換された映像信号は、例えばモニター7や集中表示パネル8に出力される。このことによって、モニター7又は集中表示パネル8の画面上に内視鏡31でとらえた被写体の内視鏡画像が表示されるようになっている。なお、符号39は内視鏡コネクタ36aに設けられている電気コネクタ36bと第2CCU33とを電氣的に接続する電気ケーブルである。

10

【0031】

第1送気システム4は腹腔内に送気を行うためのシステムであり、気腹装置41と、腹腔用ガスポンベ(以下、第1ポンベと略記する)42と、気腹チューブ43とで主に構成されている。第1ポンベ42には気腹用気体である炭酸ガスが液化した状態で貯留されている。

【0032】

気腹装置41のフロントパネルには例えば気腹用継手41aと電源スイッチ41bとが設けられている。気腹用継手41aには気腹チューブ43の一端部が連結され、この気腹チューブ43の他端部は第3トラカール16に連結される。電源スイッチ41bは、気腹装置41を動作状態又は停止状態に切り替えるスイッチである。電源スイッチ41bを操作して、気腹装置41が動作状態にすることによって、炭酸ガスを腹腔内に供給する炭酸ガス供給状態になる。

20

【0033】

第2送気システム5は管腔内に所定の気体、例えば炭酸ガスを送気するためのシステムであり、気体供給装置である内視鏡用炭酸ガス調節装置(Endoscopic CO2 Regulator:以下、ECRと略記する)51と、所定の観察用気体である炭酸ガスが液化して貯留されている管腔用ガスポンベ(以下、第2ポンベと略記する)52と、送気チューブ53とで主に構成されている。

【0034】

ECR51には送気用継手51aと、電源スイッチ51bとが設けられている。送気用継手51aには送気チューブ53の一端部が連結され、この送気チューブ53の他端部は第2光源装置32の継手(図2の符号32a参照)に連結されている。電源スイッチ51bは、ECR51を動作状態又は停止状態に切り替えるスイッチである。電源スイッチ51bを操作してECR51を動作状態にすることによって送気待機状態(送気停止状態とも記載する)になる。前記チューブ43、53はシリコンやテフロン(登録商標)で形成されている。

30

【0035】

第1ポンベ42及び第2ポンベ52から延出される高圧ガス用チューブ44、54は、気腹装置41及びECR51に設けられている図示しない高圧口金にそれぞれ連結されている。

40

【0036】

システムコントローラ6は外科手術システム1全体を一括して制御を行う。システムコントローラ6には、図示しない通信回線を介して、集中表示パネル8及び集中操作パネル9や、内視鏡周辺装置である電気メス装置12、光源装置22、32、CCU23、33気腹装置41が双方向通信を行えるように接続されている。また、ECR51と第2光源装置32とは通信ケーブル55を介して通信を行えるように接続されている。

【0037】

モニター7の画面上には第1CCU23又は第2CCU33から出力される映像信号を受けて、硬性内視鏡21又は内視鏡31でとらえた被写体の内視鏡画像が表示されるように

50

なっている。

【0038】

集中表示パネル8には液晶ディスプレイ等の表示画面が設けられている。集中表示パネル8はシステムコントローラ6に接続されている。したがって、表示画面上に前記被写体の内視鏡画像とともに、内視鏡周辺装置の動作状態を集中表示させることが可能になっている。

【0039】

集中操作パネル9は、液晶ディスプレイ等の表示部と、この表示部の表示面上に一体的に設けられたタッチセンサ部（不図示）とで構成されている。集中操作パネル9の表示部には、内視鏡周辺装置の操作スイッチ等を設定画面として表示させる表示機能とともに、タッチセンサ部の所定領域を触れることによって表示させた操作スイッチを操作する操作機能とを有している。

10

【0040】

つまり、集中操作パネル9がシステムコントローラ6に接続されていることにより、表示部に表示されているタッチセンサ部を適宜操作することによって、表示されている内視鏡周辺装置に対応する操作スイッチを直接操作した場合と同様の操作を行える。つまり、集中操作パネル9上で、内視鏡周辺装置の各種操作或いは設定等を遠隔的に行える。

【0041】

カート10aには周辺装置である電気メス装置12、光源装置22、32、CCU23、33及び気腹装置41と、システムコントローラ6と、集中表示パネル8と、集中操作パネル9と第1ポンベ42等が搭載されている。カート10bにはECR51及び第2ポンベ52が搭載されている。

20

【0042】

ここで、ECR51と第2光源装置32との構成及び関係を説明する。

図2に示すようにECR51にはバルブユニット56と制御手段である管腔送気制御部57とが主に設けられている。バルブユニット56には、例えば減圧器56a、送気切替部である電磁弁56b及び流量測定手段である流量センサ56c等が設けられている。符号56dはプザーである。プザー56dは制御手段である管腔送気制御部57に電氣的に接続されている。

30

【0043】

管腔送気制御部57には検知手段である告知信号検出部57a等が設けられている。管腔送気制御部57には電源スイッチ51bが電氣的に接続され、第2光源装置32に設けられている後述する照明状態告知出力手段である光源装置制御部58は告知信号検出部57aに電氣的に接続されている。

【0044】

ECR51を動作状態にしたとき、電磁弁56bは弁を閉じた閉状態、言い換えれば送気停止状態である。プザー56dは、流量センサ56cによってECR51から炭酸ガスが送気されていることを検出している状態のとき、発報するようになっている。

【0045】

一方、第2光源装置32には信号出力手段である光源装置制御部58、送気・送水ポンプ59、第1逆止弁61、第2逆止弁62、照明ランプ63等が設けられている。光源装置制御部58には送気・送水ポンプ59、照明ランプ63が電氣的に接続されている。

40

【0046】

送気・送水ポンプ59は、内視鏡31の挿入部34の図示しない先端部に設けられているノズルを介して空気等の気体或いは水等の液体を噴出させるためのポンプである。

【0047】

第1逆止弁61は一方向の流路を構成して、ECR51から供給される炭酸ガスを送気管65側に導く。第2逆止弁62は一方向の流路を構成して、送気・送水ポンプ59から供給される空気を送気管65側に導く。照明ランプ63は内視鏡31に照明光を供給する。照明ランプ63は光源コネクタ36dの端面に対峙するように配設されている。

50

【 0 0 4 8 】

第2光源装置32の表示パネルには光源装置用スイッチ66、ランプ用スイッチ67及びポンプ用スイッチ68が設けられている。

光源装置用スイッチ66は、第2光源装置32を動作状態又は停止状態に切り替えるスイッチである。光源装置用スイッチ66を操作することによって、図示しない表示パネルのLEDランプ等が点灯する。ランプ用スイッチ67は、照明ランプ63を点灯状態又は消灯状態に切り替えるスイッチである。ランプ用スイッチ67を操作して照明ランプを点灯させることによって、照明光が内視鏡31に伝送されて内視鏡観察を行える状態になる。ポンプ用スイッチ68は、送気・送水ポンプ59を駆動状態又は停止状態に切り替えるスイッチである。ポンプ用スイッチ68を操作して、送気・送水ポンプを駆動させること
10

【 0 0 4 9 】

光源装置用スイッチ66、ランプ用スイッチ67及びポンプ用スイッチ68は、光源装置制御部58に電氣的に接続されている。そして、第2光源装置32が動作状態のとき、光源装置制御部58は、告知信号検出部57aに対して、照明ランプ63が点灯している状態であることを告知する告知信号であって動作制御信号である照明信号や、送気・送水ポンプ59が駆動状態であることを告知する告知信号であって動作制御信号である送気送水信号を出力するようになっている。

【 0 0 5 0 】

そして、ECR51が動作状態のとき、このECR51に設けられている管腔送気制御部57は、光源装置制御部58から告知信号検出部57aに照明信号だけが入力されていることを確認しているとき、バルブユニット56に対して送気信号を出力する。このこと
20

によって、電磁弁56bが閉状態から開状態に切り替えられて、第2ポンプ52内の炭酸ガスがECR51を介して第2光源装置32に送気されるようになっている。そして、ECR51からの送気が開始されると、ブザー56dは、告知音である例えば電子音を間欠的に発報する。このことによって、使用者等は、ブザー56dの発報状態において、内視鏡31に炭酸ガスが供給されている状態であることの認識を行える。

【 0 0 5 1 】

一方、管腔送気制御部57は、この管腔送気制御部57で告知信号検出部57aに照明信号の入力を確認できない状態、或いは送気送水信号の入力を確認している状態において
30

は、電磁弁56bを閉状態にして送気停止状態を維持するようになっている。

【 0 0 5 2 】

上述のように構成した外科手術システム1に設けられているECR51による管腔への炭酸ガスの供給について説明する。

本実施形態の外科手術システム1に備えられているECR51においては、ECR51が動作状態にされると、図3のステップS1に示すように管腔送気制御部57では、第2光源装置32に設けられている光源装置制御部58から出力された照明信号が告知信号検出部57aに入力されているか否かを確認する。ここで、管腔送気制御部57によって、告知信号検出部57aに対して照明信号の入力が確認されなかった場合には送気待機状態
40

を維持する。

【 0 0 5 3 】

一方、ステップS1において、照明信号の入力を確認した場合にはステップS2に移行する。ステップS2において、管腔送気制御部57は、前記光源装置制御部58から送気送水信号が告知信号検出部57aに入力されているか否かを確認する。ここで、管腔送気制御部57によって告知信号検出部57aに対して送気送水信号の入力を確認した場合には送気待機状態を維持する。

【 0 0 5 4 】

一方、ステップS2において、送気送水信号の入力を確認できなかった場合にはステップS3に移行する。ステップS3において、管腔送気制御部57は、バルブユニット56
50

に送気信号を出力する。このことによって、電磁弁56bは閉状態から開状態に切り替えられて、第2ポンベ52内の炭酸ガスがECR51を介して第2光源装置32に送気される送気状態になる。このとき、ブザー56dから電子音が間欠的に発報される。このことによって、術者は、ECR51から内視鏡31に対して炭酸ガスが送気されている状態であることを認識することができる。

【0055】

送気状態において、ECR51から送気された炭酸ガスは、送気チューブ53、第1逆止弁61、送気管65を介して送気口金36cに供給される。送気口金36cに供給された炭酸ガスは、図4に示すよう上流側送気管路31aを介して操作部35に設けられている送気・送水ボタン35aが配設される送気・送水ボタン用シリンダ(以下、送気・送水シリンダと略記する)35cに到達する。

10

【0056】

ここで、送気・送水ボタン35aに設けられている孔部35dが開放状態である場合には、炭酸ガスは図中の矢印a、矢印b、矢印cに示すように孔部35dから外部に噴出されるリーク状態になる。一方、図5に示すように術者の手指で送気・送水ボタン35aに設けられている孔部35dが塞がれている場合においては、上流側送気管路31aを介して送気された炭酸ガスは、図中の矢印a、矢印d、矢印eに示すように孔部35dから外部に漏れ出ることなく屈曲管35eを介して下流側送気管路31bに供給される。このことによって、炭酸ガスがノズルを介して管腔内に送気される管腔内炭酸ガス送気状態になる。

20

【0057】

なお、符号31cは上流側送水管路、符号31dは下流側送水管路、符号35fは逆止弁、符号35g、符号35hはパッキン及び符号35iはスプリングである。

【0058】

また、図5に示す状態において、送気・送水ボタン35aをスプリング35iの付勢力に抗して所定量押し下げると、逆止弁35f及びパッキン35g、35hの位置が移動して、上流側送水管路31cと、下流側送水管路31dとが連通した状態になる。

【0059】

ステップS3で示した送気状態になると、ステップS4に示すように管腔送気制御部57は、前記光源装置制御部58から告知信号検出部57aに送気送水信号が入力されるか否かの確認を行う。ここで、管腔送気制御部57によって告知信号検出部57aに対して送気送水信号の入力が確認されない場合にはステップS5に移行する。ステップS5において、管腔送気制御部57は、告知信号検出部57aに照明信号の入力が継続されているか否かを確認する。ここで、管腔送気制御部57によって告知信号検出部57aに対して照明信号の入力が確認されている場合にはステップS3に移行して送気状態を維持する。

30

【0060】

一方、ステップS4において管腔送気制御部57が告知信号検出部57aに対して送気送水信号が入力されていることを確認した場合、或いはステップS5において管腔送気制御部57が告知信号検出部57aへの照明信号の入力の確認を行えなかった場合には、ステップS6に移行する。

40

【0061】

ステップS6において、管腔送気制御部57は、バルブユニット56に送気信号を出力することを停止する。すると、電磁弁56bは、開状態から閉状態に切り替えられる。このことによって、第2ポンベ52内の炭酸ガスがECR51を介して第2光源装置32に送気されることが停止され、その後、ブザー56dの発報も停止する。

【0062】

なお、本実施形態においては発報によって、術者に、ECR51から内視鏡31に炭酸ガスが供給されている状態であることを告知しているが、例えば、表示パネル上に「管腔側送気中」等の文字を表示させたり、点滅表示をさせる等によって内視鏡31に炭酸ガスが供給されている状態であることを告知するようにしてもよい。

50

【0063】

このように、第2光源装置とECRとを通信ケーブルで接続して、第2光源装置に設けられている照明ランプが点灯している状態のとき、第2光源装置の光源装置制御部からECRの告知信号検出部に照明信号及び送気送水信号を出力する構成にしたことによって、管腔送気制御部において告知信号検出部に対する照明信号の有無及び送気送水信号の有無を確認して、ECRを送気状態と送気停止状態とに切り替える制御を行うことができる。

【0064】

このことによって、ECRを動作状態に切り替えた後、第2内視鏡からECRに照明信号が出力されている状態においてECRは送気状態になるが、照明信号の出力が停止されている状態或いは、送気送水信号が出力されている状態においてはECRが送気停止状態になる。

10

【0065】

したがって、医療従事者等が第2光源装置の光源用スイッチ或いはランプ用スイッチを操作して光源ランプを消灯させると、この光源ランプの消灯動作に連動してECRが送気停止状態になるので、内視鏡観察中以外にECRに連結された第2ガスボンベ内の炭酸ガスが無駄に消費されることが確実に防止される。

【0066】

図6及び図7は本発明の第2実施形態にかかり、図6はECR、第2光源装置及び気腹装置との関係を説明するブロック図、図7は気腹装置が動作状態であるか否かを確認してECRを送気状態、送気待機状態に切り替える制御例を説明するフローチャートである。

20

【0067】

本実施形態においては、第2光源装置32とECR51とを通信ケーブル55で電氣的に接続する代わりに、図6に示すように気腹装置41とECR51とを通信ケーブル55で電氣的に接続する。そして、気腹装置41に設けられている信号出力手段である気腹制御部41cからECR51に設けられている告知信号検出部57aに対して、気腹装置41が動作状態のとき、気腹装置41が動作状態であることを告知する告知信号であって動作制御信号である気腹信号を出力する構成にする。その他の構成は前記第1実施形態と同様であり、同部材に同符号を付して説明を省略する。

【0068】

このことによって、ECR51が動作状態にされると、図7のステップS11に示すように管腔送気制御部57では、気腹装置41に設けられている気腹制御部41cから出力された気腹信号が告知信号検出部57aに入力されているか否かを確認する。ここで、管腔送気制御部57によって、告知信号検出部57aに対する気腹信号の入力が確認されなかった場合には送気待機状態を維持する。

30

【0069】

一方、ステップS11において、管腔送気制御部57が告知信号検出部57aに対する気腹信号の入力を確認した場合にはステップS12に移行する。ステップS12において、管腔送気制御部57は、バルブユニット56に送気信号を出力する。このことによって、電磁弁56bは閉状態から開状態に切り替えられる。このことによって、第2ポンベ52内の炭酸ガスがECR51を介して第2光源装置32に送気される送気状態になる。このとき、ブザー56dから電子音が間欠的に発報される。

40

【0070】

ステップS12で示した送気状態になると、ステップS13に示すように管腔送気制御部57は、告知信号検出部57aに気腹信号が継続して入力されているか否かを確認する。ここで、管腔送気制御部57によって告知信号検出部57aへの気腹信号の入力が確認された場合にはステップS12に移行して送気状態を維持する。

【0071】

一方、ステップS13において管腔送気制御部57が告知信号検出部57aへの気腹信号の入力を確認できなかった場合には、ステップS14に移行する。このステップS14において、管腔送気制御部57は、バルブユニット56に送気信号を出力することを停止

50

する。すると、電磁弁 5 6 b は、開状態から閉状態に切り替えられて、第 2 ポンペ 5 2 内の炭酸ガスが E C R 5 1 を介して第 2 光源装置 3 2 に送気されることが停止され、その後、ブザー 5 6 d の発報も停止する。

【 0 0 7 2 】

このように、気腹装置と E C R とを電氣的に接続し、管腔送気制御部において、気腹装置から告知信号検出部へ出力される気腹信号の有無を確認することによって、E C R を送気状態と送気停止状態とに切り替える制御を行うことができる。

【 0 0 7 3 】

このことによって、腹腔に炭酸ガスを供給して行う外科手術が終了して、気腹装置の電源スイッチが駆動停止状態に切り替える操作に連動させて、E C R に設けられている電磁弁を閉状態に切り替えて、第 2 ガスポンペ内の炭酸ガスが手術終了後において無駄に消費されることが確実に防止される。

10

【 0 0 7 4 】

なお、本実施形態のシステムコントローラ 6 は、図示しない通信回線を介して、集中表示パネル 8 及び集中操作パネル 9 や、内視鏡周辺装置である電気メス装置 1 2、光源装置 2 2、3 2、C C U 2 3、3 3 及び気腹装置 4 1 が双方向通信を行えるように接続されている。このため、システムコントローラ 6 に対して図示しない通信回線を介して E C R 5 1 を接続することによって、外科手術システム 1 全体の制御を一括して行える構成になる。

【 0 0 7 5 】

つまり、第 2 光源装置 3 2 と E C R 5 1 とを通信ケーブル 5 5 によって接続したり、気腹装置 4 1 と E C R 5 1 とを通信ケーブル 5 5 によって接続することなく、第 2 光源装置 3 2 の光源装置制御部 5 8 と E C R 5 1 に設けられている告知信号検出部 5 7 a との電氣的な接続、或いは気腹装置 4 1 の気腹制御部 4 1 c と E C R 5 1 に設けられている告知信号検出部 5 7 a との電氣的な接続を行える。

20

【 0 0 7 6 】

このことによって、第 2 光源装置 3 2 から出力される照明信号及び送気送水信号や気腹装置 4 1 から出力される気腹信号を、システムコントローラ 6 に設けられている制御部（不図示）を介して E C R 5 1 の告知信号検出部 5 7 a へ伝送することができる。このことによって、通信ケーブル 5 5 を不要にして、通信ケーブルを接続の作業が不要にすることができる。

30

【 0 0 7 7 】

図 8 は照明ランプが点灯状態であるか否か及び C C U が動作状態であるか否かを確認して E C R を送気状態、送気待機状態に切り替える制御例を説明するフローチャートである。

【 0 0 7 8 】

外科手術システム 1 全体の制御をシステムコントローラ 6 によって一括して行える構成においては E C R 5 1 の送気状態或いは送気停止状態の制御を、図 8 に示すように第 2 光源装置 3 2 及び第 2 C C U 3 3 が動作状態であるか否かを確認してシステムコントローラ 6 に設けられている図示しない制御部（システム制御部と記載する）を介して行うようにしてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

E C R 5 1 が動作状態にされると、図 8 のステップ S 2 1 において、システム制御部は、まず、第 2 光源装置 3 2 に設けられている照明ランプ 6 3 が点灯状態であるか否かの確認を行う。ここで、システム制御部によって、照明ランプ 6 3 の消灯状態を確認した場合には送気待機状態を維持する。

【 0 0 8 0 】

一方、ステップ S 2 1 において、照明ランプ 6 3 の点灯状態を確認した場合にはステップ S 2 2 に移行する。ステップ S 2 2 において、システム制御部は第 2 C C U 3 3 が動作状態であるか否かの確認を行う。ここで、システム制御部によって、第 2 C C U 3 3 が停

50

止状態であることを確認した場合にはステップ S 2 1 に移行して送気待機状態を維持する。

【 0 0 8 1 】

一方、ステップ S 2 2 において、システム制御部が第 2 C C U 3 3 が動作状態であることを確認した場合には、ステップ S 2 3 に移行する。ステップ S 2 3 におけるシステム制御部は、E C R 5 1 の管腔送気制御部 5 7 を介してバルブユニット 5 6 に送気信号を出力する。このことによって、電磁弁 5 6 b は閉状態から開状態に切り替えられて、第 2 ポンベ 5 2 内の炭酸ガスが E C R 5 1 を介して第 2 光源装置 3 2 に送気される送気状態になって電子音が発報される。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 2 3 で示した送気状態になると、ステップ S 2 4 に示すようにシステム制御部は、前記第 2 光源装置 3 2 の点灯状態が継続されているか否かの確認を行う。ここで、システム制御部によって点灯状態を確認した場合にはステップ S 2 5 に移行する。ステップ S 2 5 において、システム制御部は、第 2 C C U 3 3 の動作状態が継続されているか否かの確認を行う。ここで、システム制御部によって動作状態を確認した場合にはステップ S 2 3 に移行して送気状態を維持する。

【 0 0 8 3 】

一方、ステップ S 2 4 においてシステム制御部が第 2 光源装置 3 2 の消灯状態を確認した場合、或いはステップ S 2 5 においてシステム制御部が第 2 C C U 3 3 の停止状態を確認した場合には、ステップ S 2 6 に移行する。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 2 6 において、システム制御部は、E C R 5 1 の管腔送気制御部 5 7 を介してバルブユニット 5 6 に送気信号を出力することを停止させる。すると、電磁弁 5 6 b は、開状態から閉状態に切り替えられる。このことによって、第 2 ポンベ 5 2 内の炭酸ガスが E C R 5 1 を介して第 2 光源装置 3 2 に送気されることが停止され、その後、ブザー 5 6 d の発報も停止する。

【 0 0 8 5 】

このように、システムコントローラのシステム制御部によって、第 2 光源装置が動作状態であるか否か及び第 2 C C U が動作状態であるか否かを確認して、E C R を炭酸ガス送気状態又は送気停止状態に切り替える制御を行うことによって、第 2 内視鏡による内視鏡観察が行えない状態において、E C R を確実に送気停止状態にすることができる。

【 0 0 8 6 】

このことによって、照明ランプが点灯されている状態であっても第 2 内視鏡による観察を行えなくする第 2 C C U の停止操作に連動して、E C R に設けられている電磁弁を閉状態に切り替えて、ガスポンベ内の炭酸ガスが無駄に消費されることがより確実に防止される。加えて、内視鏡観察を行うに当たって、光源装置の照明ランプを安定した発光状態にするために、数 1 0 秒から数分の間、観察を行うことなく照明ランプを点灯させている状態においても、ガスポンベ内の炭酸ガスが無駄に消費されることが防止される。

【 0 0 8 7 】

図 9 は本発明の第 3 実施形態にかかる E C R と第 2 光源装置との関係を説明するブロック図である。

【 0 0 8 8 】

本実施形態においては、図 9 に示すように第 2 光源装置 3 2 に、光源コネクタ 3 6 d が接続されている状態であるか否かを検出する接続状態判別手段である光源コネクタ検出用センサ 6 9 を設けるようにしている。光源コネクタ検出用センサ 6 9 は、例えば光学式、接触式等のセンサであり、光源装置制御部 5 8 に電氣的に接続されている。その他の構成は前記第 1 実施形態と同様であり、同部材に同符号を付して説明を省略する。

【 0 0 8 9 】

本実施形態の構成においては、光源コネクタ 3 6 d が第 2 光源装置 3 2 に接続されている状態において、光源コネクタ検出用センサ 6 9 から光源装置制御部 5 8 に対して光源コ

10

20

30

40

50

ネクタが接続状態であることを告知するコネクタ接続信号が出力される。そして、コネクタ検知信号が入力された光源装置制御部 5 8 では、告知信号検出部 5 7 a に内視鏡接続信号を出力する。このことによって、E C R 5 1 は、動作状態である炭酸ガス送気状態において、第 2 光源装置 3 2 から光源コネクタ 3 6 d が抜去されると、送気停止状態に切り替えられる。

【 0 0 9 0 】

つまり、第 2 光源装置 3 2 から光源コネクタ 3 6 d が抜去されることによって、光源コネクタ検出用センサ 6 9 からのコネクタ接続信号の出力がなくなる。すると、光源装置制御部 5 8 から告知信号検出部 5 7 a への内視鏡接続信号の出力もなくなる。このことによって、E C R 5 1 の管腔送気制御部 5 7 は、パルプユニット 5 6 に対して送気信号を出力することを停止する。すると、E C R 5 1 が送気状態から送気停止状態に切り替わる。

10

【 0 0 9 1 】

このように、光源コネクタを第 2 光源装置から抜去する操作に連動して、E C R に設けられている電磁弁を閉状態に切り替えて、ガスポンペ内の炭酸ガスが内視鏡観察中以外に無駄に消費されることを防止することができる。

【 0 0 9 2 】

図 1 0 及び図 1 1 は本発明の第 4 実施形態にかかり、図 1 0 は E C R と第 2 光源装置との関係を説明するブロック図、図 1 1 は送気状態の E C R を送気停止状態に切り替えるまた他の制御例を説明するフローチャートである。

【 0 0 9 3 】

図 1 0 に示すように本実施形態においては管腔送気制御部 5 7 の図示しない C P U に演算部 5 7 b を設けている。この演算部 5 7 b には流量センサ 5 6 c を通過する炭酸ガスの計測値が伝送され、送気状態に切り替えられてからの送気総量を求めるようになっている。

20

【 0 0 9 4 】

図 1 1 のステップ S 3 1 に示すように電源スイッチ 5 1 b を操作する。すると、管腔送気制御部 5 7 はパルプユニット 5 6 に送気信号を出力する。このことによって、E C R 5 1 が送気状態になる。送気状態になると、ステップ S 3 2 に示すように演算部 5 7 b には流量センサ 5 6 c の計測値が入力される。ここで、演算部 5 7 b は、入力される計測値を基に所定の積算処理を行って送気総量を求める。

30

【 0 0 9 5 】

次に、ステップ S 3 3 に移行し、管腔送気制御部 5 7 では、演算部 5 7 b で求められた送気総量と、手術開始前等に予め設定した送気設定量との比較を行う。ここで、管腔送気制御部 5 7 によって、送気総量が送気設定量より少ないと判定された場合にはステップ S 3 2 に戻って動作状態を維持する制御、つまり送気を継続して行う。一方、管腔送気制御部 5 7 によって、送気総量が送気設定量より多いと判定された場合にはステップ S 3 4 に移行する。ステップ S 3 4 において、管腔送気制御部 5 7 は、送気信号の出力を停止させて、E C R 5 1 を動作状態から停止状態に切り替える制御を行う。

【 0 0 9 6 】

このように、E C R から内視鏡に送気される炭酸ガスの総量を予め設定するとともに、E C R に設けた演算部で E C R が送気状態になってからの送気総量を算出する構成にして、管腔送気制御部で設定量と送気総量とを比較して E C R の動作状態を制御することによって、ガスポンペ内の炭酸ガスが無駄に消費されることを防止することができる。

40

【 0 0 9 7 】

なお、本実施形態においては、再度、E C R を送気状態にする場合にはステップ S 3 1 に示したように電源スイッチ 5 1 b を操作して E C R 5 1 を動作状態にする。そして、E C R から送気される送気総量の設定は、例えば集中操作パネル 9 上で適宜設定可能であり、そのときの送気設定量は例えば表示パネル上に表示される。

【 0 0 9 8 】

図 1 2 乃至図 1 5 は本発明の第 5 実施形態にかかり、図 1 2 は E C R と第 2 光源装置と

50

の関係を説明するブロック図、図13は送気状態のECRを送気停止状態に切り替えるまた別の制御例を説明するフローチャート、図14はECRと第2光源装置との関係を説明するブロック図、図15は送気状態のECRを送気停止状態に切り替えるさらに別の制御例を説明するフローチャートである。

【0099】

本実施形態は前記第4実施形態で示したように演算部を設けて送気総量を算出してECR51を動作状態から停止状態に切り替える制御を行う代わりに、図12に示すように計時手段である計時部(タイマとも記載する)57cを設け、送気計測時間を検出して、ECR51を動作状態から停止状態に切り替える制御を行う。

【0100】

つまり、計時部57cによって、送気が開始されてからの炭酸ガス送気計測時間を計測する。そして、この計測時間と予め設定した設置時間と比較する。

【0101】

具体的には、図13に示すようにステップS41に示すように電源スイッチ51bを操作する。すると、管腔送気制御部57はパルスユニット56に送信信号を出力する。このことによって、ECR51が送気状態になる。送気状態になると、ステップS42に示すように計時部57cでは送信信号が出力されてからの送気時間の計測を開始する。

【0102】

次に、ステップS43に移行し、管腔送気制御部57では、計時部57cで計測された送気計測時間と、手術開始前等に予め設定した送気設定時間との比較を行う。ここで、管腔送気制御部57によって、送気計測時間が送気設定時間より短いと判定された場合にはステップS42に戻って動作状態を維持する制御、つまり送気を継続して行う。一方、管腔送気制御部57によって、送気計測時間が送気設定時間より長いと判定された場合にはステップS44に移行する。ステップS44において、管腔送気制御部57は、送信信号の出力を停止させて、ECR51を動作状態から停止状態に切り替える制御を行う。

【0103】

このように、ECRから内視鏡に送気される炭酸ガスの送気時間を予め設定するとともに、ECRに設けた計時部でECRが送気状態になってからの送気時間を計測する構成にして、管腔送気制御部で送気設定時間と送気計測時間とを比較してECRの動作状態を制御することによって、ガスポンペ内の炭酸ガスが無駄に消費されることを防止することができる。本実施形態においても、再び、送気状態にする場合にはステップS41に示したように電源スイッチ51bを操作してECR51を動作状態にする。そして、ECRから送気される送気時間の設定を、例えば集中操作パネル9上で適宜設定可能であり、そのときの送気設定時間は例えば表示パネル上に表示される。

【0104】

なお、前記実施形態においては計時部57cによって、送気計測時間を検出して、ECR51を動作状態から停止状態に切り替える制御を行っているが、図14に示すように計時部57cを加える一方、流量センサ56cの代わりに圧力測定手段である圧力センサ56dを設けて、一定時間、圧力の変化があるか否かを検出して、圧力が一定時間変化しないとき、ECR51を動作状態から停止状態に切り替える制御を行うようにしてもよい。

【0105】

具体的には、図15に示すようにステップS45に示すように電源スイッチ51bを操作する。すると、管腔送気制御部57はパルスユニット56に送信信号を出力する。このことによって、ECR51が送気状態になる。すると、ステップS46に示すように圧力センサ56dによって送気圧力の計測が行われる。そして、この送気状態においてステップS47に示すように管腔送気制御部57内の計時部57cは、圧力センサ56dの計測に連動して計時状態に移行して、圧力値の変化の起こらない圧力無変化時間の計測を行う。

【0106】

次に、ステップS48に移行する。管腔送気制御部57は、計時部57cで計測された

10

20

30

40

50

圧力無変化時間と、予め設定した所定設定時間との比較を行う。ここで、管腔送気制御部 57 によって、圧力無変化時間が所定設定時間より短いと判定された場合にはステップ S 46 に戻って動作状態を維持する制御、つまり送気を継続して行う。一方、管腔送気制御部 57 によって、圧力無変化時間が所定設定時間より長いと判定された場合にはステップ S 49 に移行する。ステップ S 49 において、管腔送気制御部 57 は、送信信号の出力を停止させて、E C R 51 を動作状態から停止状態に切り替える制御を行う。

【0107】

このように、E C R から内視鏡に送気される炭酸ガスの送気圧力の時間的変化を、E C R に設けた計時部で計測する構成にして、管腔送気制御部で所定設定時間と圧力無変化時間とを比較して E C R の動作状態を制御することによって、ガスボンベ内の炭酸ガスが無駄に消費されることを防止することができる。本実施形態においても、再び、送気状態にする場合にはステップ S 45 に示したように電源スイッチ 51b を操作して E C R 51 を動作状態にする。また、E C R の操作パネル上にリセットスイッチを配して、これが押されることで圧力無変化時間がリセットされて 0 になるような手段を設けてもよい。そして、所定設定時間は、例えば集中操作パネル 9 上で適宜設定可能であり、そのときの所定設定時間は例えば表示パネル上に表示される。

10

【0108】

また、図 16 の操作部にジョイスティックを備えた内視鏡を有する内視鏡システムを説明する図に示すように第 2 内視鏡が操作部 31 に例えばジョイスティックのような操作レバー 35p を備える電動内視鏡 31A であった場合には、システムコントローラ 6 の制御部 6a で第 2 C C U 33 に設けられている電動湾曲制御部 33a に記録されている湾曲データから湾曲角度を読み取って、E C R 51 を動作状態或いは停止状態にして、ガスボンベ内の炭酸ガスが無駄に消費されることを防止するようにしてもよい。

20

【0109】

具体的に、システムコントローラ 6 の制御部においては、湾曲部 31m を直線状態にする、湾曲角度を零度に設定する湾曲データであった場合に送気を停止させる制御を行ったり、或いは湾曲部 31m の湾曲データの値が所定の時間を経過しても変化しない状態のときに、送気を停止させる制御を行うようにする。

【0110】

また、湾曲ワイヤを牽引操作して湾曲部を湾曲動作させる内視鏡においては、例えば、湾曲ワイヤを牽引移動させる湾曲操作ノブの回転軸にエンコーダを設ける。そして、湾曲操作ノブが操作されて、回転角度が設定値を超えたことをエンコーダによって判定されたとき、制御部 6a によって、送気を開始させる指示を行うようにしてもよい。このことによって、内視鏡使用前において、ガスボンベ内の炭酸ガスが無駄に消費されることをより確実に防止することができる。

30

【0111】

図 17 乃至図 20 は本発明の第 6 実施形態にかかり、図 17 は気腹装置と E C R との機能を備える送気装置を有する腹腔鏡下外科手術システムの構成を説明する図、図 18 は送気装置の構成を説明する図、図 19 は送気装置のパネル部の構成を説明する図、図 20 は送気装置に設けられている送気状態の管腔用流路を送気停止状態に切り替える制御例を説明するフローチャートである。

40

【0112】

本実施形態においては、気腹装置 41 及び第 1 ボンベ 42 と E C R 51 及び第 2 ボンベ 52 とを設ける代わりに、図 17 に示すように気腹装置 41 の機能と E C R 51 の機能とを備える送気手段である送気装置 70 と、この送気装置 70 に炭酸ガスを供給する 1 つのガスボンベとを設ける構成にしている。なお、ガスボンベとして本実施形態においては第 1 ボンベ 42 を使用する。また、第 2 光源装置 32 と送気装置 70 とを、前記第 2 光源装置 32 と E C R 51 と同様に、通信ケーブル 55 によって通信を行えるように接続されている。

【0113】

50

図18に示すように送気装置70は、供給圧センサ71、減圧器72、第1電空比例弁73及び第2電空比例弁74、第1電磁弁75及び前記電磁弁56bに対応する第2電磁弁76、圧力センサ77、第1流量センサ78及び前記流量センサ56cに対応する第2流量センサ79及び制御部80が主に設けられている。また、送気装置70には前記気腹用継手41aに対応する腹腔用継手81a及び前記送気用継手51aに対応する管腔用継手81bに加えて、高圧口金82、設定操作部83、表示部84とが設けられている。設定操作部83及び表示部84はパネル部85として構成されている。なお、符号86は前記ブザー56dに対応するブザーである。

【0114】

減圧器72の下流側は2つに分岐している。分岐した一方は、第1電空比例弁73、第1電磁弁75、圧力センサ77、第1流量センサ78、腹腔用継手81a、気腹チューブ43及び第3トラカール16で構成される腹腔用流路であり、他方は第2電空比例弁74、第2電磁弁76、第2流量センサ79、管腔用継手81b、管腔用チューブ86、第2光源装置32及び内視鏡31で構成される管腔用流路である。高圧口金82には高圧ガス用チューブ44が接続される。

10

【0115】

供給圧センサ71は、第1ポンベ42から気化されて供給された炭酸ガスの圧力を測定するとともに、その測定結果を制御部80に出力する。減圧器72は、気化されて高圧口金82を介して送気装置70内に供給された炭酸ガスを所定の圧力に減圧する。

【0116】

20

第1電空比例弁73は、減圧器72で減圧された炭酸ガスを制御部80から出力される制御信号に基づいて、送気圧をおよそ0~80mmHgの範囲に設定する。一方、第2電空比例弁74は、減圧器72で減圧された炭酸ガスを制御部80から出力される制御信号に基づいて、送気圧をおよそ0~500mmHgの範囲に設定する。

【0117】

第1電磁弁75及び第2電磁弁76は制御部80から出力される制御信号に基づいて開閉動作される。圧力センサ77は腹腔内圧力を測定して、その測定結果を制御部80に出力する。第1流量センサ78及び第2流量センサ79は継手81a、81bに供給されていく炭酸ガスの流量を測定して、その測定結果を制御部80に出力する。

【0118】

30

すなわち、第1ポンベ42内に貯留されている液状の炭素ガスは、気化されて送気装置70内に送られ減圧器72で減圧された後、制御部80から出力される制御信号に基づいて、腹腔用流路を介して腹腔内に供給される、又は管腔用流路を介して管腔内に供給されるようになっている。

【0119】

図19に示すように腹腔用継手81a及び管腔用継手81bを備える送気装置70の一面側には設定操作部83と表示部84とを備えるパネル部85が設けられている。

パネル部85には電源スイッチ91、腹腔送気開始ボタン92a、管腔送気開始ボタン93a、腹腔送気停止ボタン92b、管腔送気停止ボタン93b、設定操作部83である腹腔内圧力設定ボタン94a、94b及び腹腔側送気ガス流量設定ボタン95a、95b、管腔側送気ガス流量設定ボタン101a、101b、表示部84であるガス残量表示部96、腹腔内圧力表示部97a、97b、腹腔側流量表示部98a、98b、送気ガス総量表示部99、管腔内流量表示部100a、100b等が設けられている。

40

【0120】

電源スイッチ91は送気装置70の主電源を動作状態又は停止状態に切り替えるスイッチである。腹腔送気開始ボタン92aは腹腔側への炭酸ガスの送気開始を指示するボタンである。腹腔送気停止ボタン92bは腹腔側への炭酸ガスの送気停止を指示するスイッチである。管腔送気開始ボタン93aは管腔側への炭酸ガスの送気開始を指示するボタンである。管腔送気停止ボタン93bは管腔側への炭酸ガスの送気停止を指示するスイッチである。

50

【 0 1 2 1 】

腹腔内圧力設定ボタン 9 4 a 及び送気ガス流量設定ボタン 9 5 a、1 0 1 a は、ボタン操作することによって設定値を徐々に高くなる方向に変化させられる。一方、腹腔内圧力設定ボタン 9 4 b 及び送気ガス流量設定ボタン 9 5 b、1 0 1 b は、ボタン操作することによって設定値を徐々に低くなる方向に変化させられる。

【 0 1 2 2 】

ガス残量表示部 9 6 には第 1 ポンペ 4 2 内の炭酸ガスの残量が表示される。腹腔内圧力表示部 9 7 a には圧力センサ 7 7 で測定された腹腔圧の測定結果が表示される。一方、腹腔内圧力表示部 9 7 b には例えば腹腔内圧力設定ボタン 9 4 a、9 4 b をボタン操作して設定された設定圧が表示される。

10

【 0 1 2 3 】

腹腔側流量表示部 9 8 a には第 1 流量センサ 7 8 によって測定された測定結果が表示される。一方、腹腔側流量表示部 9 8 b には腹腔側送気ガス流量設定ボタン 9 5 a、9 5 b をボタン操作して設定された設定流量が表示される。送気ガス総量表示部 9 9 には第 1 流量センサ 7 8 の測定値に基づいて制御部 8 0 の CPU で演算によって求められる送気ガス総量が表示される。

【 0 1 2 4 】

胸腔側流量表示部 1 0 0 a には第 2 流量センサ 7 9 によって測定された測定結果が表示される。一方、胸腔側流量表示部 1 0 0 b には胸腔側送気ガス流量設定ボタン 1 0 1 a、1 0 1 b をボタン操作して設定された設定流量が表示される。

20

【 0 1 2 5 】

なお、腹腔内圧力の設定、腹腔側及び胸腔側の送気ガス流量の設定等は、前記集中操作パネル 9 によっても行える。また、前記集中表示パネル 8 上に腹腔内圧力表示部 9 7 a、9 7 b、流量表示部 9 8 a、9 8 b、1 0 0 a、1 0 0 b、送気ガス総量表示部 9 9 に表示される値の中から術者が予め指定した 1 つの値又は複数の値を表示させるようにしてもよい。

【 0 1 2 6 】

なお、第 2 光源装置及びその他の構成は前記第 1 実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。また、第 2 光源装置においては、光源装置制御部 5 8 から出力される照明信号及び送気送水信号は制御部 8 0 に通信ケーブル 5 5 を介して入力される。

30

【 0 1 2 7 】

上述のように構成した送気システム 4 を有する外科手術システム 1 の作用を説明する。

送気装置 7 0 を使用する際、気腹チューブ 4 3 を用意し、腹腔用継手 8 1 a と第 3 トラカール 1 6 とに連結する。また、必要に応じて胸腔用チューブ 8 6 を用意し、胸腔用継手 8 1 b と第 2 光源装置 3 2 とを連結する。

【 0 1 2 8 】

次に、電源スイッチ 9 1 をオン状態にする。すると、パネル部 8 5 の腹腔内圧力表示部 9 7 a に圧力センサ 7 7 で測定された圧力が表示される状態になる。また、腹腔内圧力表示部 9 7 b 及び流量表示部 9 8 b、1 0 0 b には、例えば集中操作パネル 9 で予め設定した腹腔内圧力及び設定流量がそれぞれ表示される。

40

【 0 1 2 9 】

なお、腹腔内圧力や設定流量を予め設定していない場合においては、ここで、腹腔内圧力設定ボタン 9 4 a、9 4 b や送気ガス流量設定ボタン 9 5 a、9 5 b、1 0 1 a、1 0 1 b を操作して腹腔内圧力及び流量の設定を行う。

【 0 1 3 0 】

その後、第 3 トラカール 1 6 を腹部の所定位置に所定量刺入する。すると、制御部 8 0 には供給圧センサ 7 1 の測定結果に加えて圧力センサ 7 7 で測定された測定結果が入力される。このことによって、ガス残量表示部 9 6 に第 1 ポンペ 4 2 内の炭酸ガスの残量が表

50

示され、腹腔内圧力表示部 77a に腹腔内圧力値が表示される。ここで、気腹を行う場合には腹腔送気開始ボタン 92a を操作する。すると、制御部 80 から第 1 電磁弁 75 に弁を開状態にする送気信号が出力されて腹腔用流路を介して腹腔内に炭酸ガスが送気される腹腔内炭酸ガス送気状態になる。

【0131】

一方、管腔への送気を行う場合には、まず、予め、内視鏡 31 の挿入部 34 を例えば肛門から大腸内の所定部位まで挿入し、管腔送気開始ボタン 93a を操作する。このことによって、管腔用流路を介して内視鏡 31 の送気・送水ボタン 35a まで炭酸ガスを送気することが可能な送気待機状態である。

【0132】

具体的に、本実施形態の外科手術システム 1A に備えられている送気装置 70 においては、管腔送気開始ボタン 93a が操作されると、図 20 のステップ S51 に示すように制御部 80 では、第 2 光源装置 32 に設けられている光源装置制御部 58 から出力された照明信号が入力されているか否かを確認する。ここで、制御部 80 によって、照明信号の入力が確認されなかった場合には送気待機状態を維持する。

【0133】

一方、ステップ S51 において、照明信号が入力されたことを確認した場合にはステップ S52 に移行する。ステップ S52 において、制御部 80 は、前記光源装置制御部 58 から送気送水信号が入力されているか否かを確認する。ここで、制御部 80 によって送気送水信号の入力が確認された場合には送気待機状態を維持する。

【0134】

一方、ステップ S52 において、制御部 80 によって送気送水信号の入力が確認されない場合にはステップ S53 に移行する。ステップ S53 において、制御部 80 は、第 2 電磁弁 76 に送気信号を出力する。このことによって、図示しないが閉状態から開状態に切り替えられて、第 2 ポンペ 52 内の炭酸ガスが管腔用流路を介して第 2 光源装置 32 に送気される送気状態になる。このとき、ブザー 56d から電子音が間欠的に発報される。また、前記図 4 で示したよう送気された炭酸ガスは送気・送水ボタン 35a の孔部 35d から噴出するリーク状態である。

【0135】

ここで、前記図 5 で示したように術者が手指を操作して送気・送水ボタン 35a の孔部 35d を塞ぐことにより、孔部 35d から漏れていた炭酸ガスが屈曲管 35e を介して下流側送気管路 31b に供給される。このことによって、炭酸ガスが前記ノズルを介して管腔内に炭酸ガスが送気される管腔内炭酸ガス送気状態になる。

【0136】

ステップ S53 で示した送気状態になると、ステップ S54 に示すように制御部 80 は、前記光源装置制御部 58 から送気送水信号が入力されるか否かの確認を行う。ここで、制御部 80 によって送気送水信号の入力が確認されない場合にはステップ S55 に移行する。ステップ S55 において、制御部 80 は、照明信号の入力が継続されているか否かを確認する。ここで、制御部 80 によって照明信号の入力が確認されている場合にはステップ S53 に移行して送気状態を維持する。

【0137】

一方、ステップ S54 において制御部 80 が送気送水信号の入力を確認した場合、或いはステップ S55 において制御部 80 が照明信号の入力の確認を行えなかった場合には、ステップ S56 に移行する。

【0138】

ステップ S56 において、制御部 80 は、第 2 電磁弁 76 に送気信号を出力することを停止する。すると、弁が開状態から閉状態に切り替えられる。このことによって、第 2 ポンペ 52 内の炭酸ガスが ECR 51 を介して第 2 光源装置 32 に送気されることが停止され、その後、ブザー 56d の発報も停止する。

【0139】

10

20

30

40

50

このように、第2光源装置と送気装置とを通信ケーブルで接続して、第2光源装置に設けられている照明ランプが点灯している状態のとき、第2光源装置の光源装置制御部から送気装置の制御部に照明信号及び送気送水信号を出力する構成にしたことによって、送気装置の制御部において、照明信号の有無及び送気送水信号の有無を確認して、送気装置の管腔用流路に設けられている第2電磁弁を制御して送気状態と送気停止状態とを切り替えることができる。

【0140】

このことによって、管腔送気開始ボタンを操作して管腔用流路を介しての送気を行える状態に切り替えた後、第2内視鏡から送気装置の制御部に照明信号が出力されている状態において送気状態になるが、照明信号の出力が停止されている状態或いは、送気送水信号が出力されている状態においてはECRが送気停止状態になる。したがって、医療従事者等が第2光源装置の光源用スイッチ或いはランプ用スイッチを操作して光源ランプを消灯させると、この光源ランプの消灯動作に連動して送気装置の管腔用流路を介しての送気が停止状態になるので、内視鏡観察中以外に送気装置に連結された第2ガスボンベ内の炭酸ガスが管腔用流路を介して無駄に消費されることが確実に防止される。その他の作用及び効果は前記実施形態と同様である。

【0141】

なお、送気装置70をシステムコントローラ6に対して図示しない通信回線を介して接続して、外科手術システム1全体の制御を一括して行える構成にするようにしてもよい。

【0142】

また、第2光源装置の光源装置制御部から出力される照明信号や送気送水信号を基に、制御部80によって管腔用流路の送気状態と送気停止状態とを制御する代わりに、前記図8で示したように第2光源装置32及び第2CCU33が動作状態であるか否かを確認してシステムコントローラ6に設けられている図示しない制御部(システム制御部と記載する)を介して行うようにしてもよい。

【0143】

さらに、前記第3実施形態に示したように、第2光源装置32に、光源コネクタ36dが接続されている状態であるか否かを検出する光源コネクタ検出用センサ69を設けるようにして、管腔用流路を介して送気している状態において、第2光源装置32から光源コネクタ36dが抜去されると、制御部80によって管腔用流路を介して送気を停止する制御を行うようにしてもよい。

【0144】

又、前記第4実施形態で示したように、第2流量センサ79の計測値を基に、制御部80のCPUで送気総量を演算によって求めて、前記図11に示したように制御部80で設定量と送気総量とを比較して管腔用流路を介しての送気状態を制御するようにしてもよい。

【0145】

また、前記第5実施形態で示したように、送気装置70に第2電磁弁76が開状態である時間を計測するに計時部57cを設けて送気時間を計測して、前記図13に示したように制御部80で送気設定時間と送気計測時間とを比較して管腔用流路を介しての送気状態を制御するようにしてもよい。

【0146】

なお、上述した実施形態においては、ECR51から炭酸ガスが送気されていることを流量センサ56cで検出している状態のとき、或いは送気装置70の管腔用流路を介して炭酸ガスが送気されていることを第2流量センサ79で検出している状態のときブザー56d、86を発報状態にして術者等に炭酸ガスが内視鏡31を介して管腔に送気することが可能な状態であることを認識させているが、発報に限らず以下に示す構成等によって、内視鏡31を介して管腔に炭酸ガスが送気される状態であることを認識させるようにしてもよい。

【0147】

10

20

30

40

50

本実施形態においては、図 2 1 の臭い付け用ポンペを有する内視鏡システムを説明する図に示すように送気装置 1 2 0 に、炭酸ガス用のポンペ 4 2 に加えて、炭酸ガスに臭い付けを行うための臭い付け用ポンペ 1 2 1 が用意されている。送気装置 1 2 0 の構成は、前記図 1 8 で示した送気装置 7 0 で説明した腹腔用流路 1 2 2 及び管腔用流路 1 2 3 に加えて、臭い付け用ポンペ 1 2 1 内の気体を所定の圧力に設定する第 2 減圧器 1 2 4 及び臭い付け気体を送気状態にするか否かを切り替える電磁弁 1 2 5 が設けられている。符号 1 2 6 は制御部であり、腹腔用流路 1 2 2、管腔用流路 1 2 3 及び電磁弁 1 2 5 の制御を行う。その他の構成は前記第 6 実施形態と同様である。

【 0 1 4 8 】

制御部 1 2 6 では、管腔用流路 1 2 4 を介して管腔内に送気を行うとき、電磁弁 1 2 5 に制御信号を出力する。すると、電磁弁 1 2 5 が開状態になって、管腔へ送気される炭酸ガスに、臭い付け気体が混入される。

【 0 1 4 9 】

このことによって、炭酸ガス送気状態において、内視鏡 3 1 の操作部 3 5 に配設されている送気・送水ボタン 3 5 a の孔部 3 5 d から炭酸ガスが噴出されたとき、例えば手術室内に臭いが充満して、炭酸ガスが送気されていることの認識を行える。

【 0 1 5 0 】

また、図 2 2 の吸引装置を有する内視鏡システムを説明する図に示すように手術室内に送気装置 7 0 に加えて吸引装置 1 3 0 を設けて、送気・送水ボタンから噴出される炭酸ガスを吸引したり、患者の例えば肛門から漏れる炭酸ガスを吸引するようにしてもよい。

【 0 1 5 1 】

本実施形態の吸引装置 1 3 0 には図示しない吸引ポンプが設けられている。吸引装置 1 3 0 には複数の吸引ポート 1 3 1、1 3 2 等が設けられている。各吸引ポート 1 3 1、1 3 2 から吸引部 1 3 3 a、1 3 4 a を備えた例えば吸引管路 1 3 3、1 3 4 が延出されるようになっている。さらに、吸引装置 1 3 0 は手術室内の壁 1 3 5 に設けられている換気口 1 3 6 から吸引された炭酸ガスを排出する構成になっている。

【 0 1 5 2 】

なお、吸引部 1 3 3 a、1 3 4 a を適宜、所望する部位に配設することを可能にするため、図示しない吸引部支持装置が備えられている。この吸引部支持装置は、手術室の天井或いは壁に直接取り付けられているものであっても台状のものであってもよい。

【 0 1 5 3 】

このように、手術室内に吸引装置を設けることによって、炭酸ガス送気中に、手術室内に炭酸ガスが充満することを防止することができる。

【 0 1 5 4 】

なお、送気装置 7 0 と吸引装置 1 3 0 とを例えば破線に示す通信ケーブル 5 5 で接続するようにしてもよい。このことによって、送気装置 7 0 の管腔への送気に連動して吸引装置 1 3 0 を動作させて、効率良く炭酸ガスの吸引を行うことができる。

【 0 1 5 5 】

図 2 3 乃至図 2 5 は本発明の第 7 実施形態にかかり、図 2 3 は送気装置と内視鏡の操作部に設けられている送気・送水スイッチとの関係を説明する図、図 2 4 は送気流量を設定するに当たっての閾値を説明するための図、図 2 5 は送気装置に設けられている管腔用流路を通過する気体の流量の制御を説明するフローチャートである。

【 0 1 5 6 】

本実施形態の送気装置は、図 2 3 に示すように送気・送水ボタン 3 5 a の孔部 3 5 d からリークされる炭酸ガスの噴出量を低減させて、第 2 ポンペ 4 2 内の炭酸ガスが無駄に消費されることをさらに抑えるものである。

【 0 1 5 7 】

本実施形態においては、図 2 3 に示すように送気装置 7 0 の管腔用流路を介して内視鏡 3 1 に炭酸ガスを送気している状態において、内視鏡 3 1 の操作部 3 5 に配置されている送気・送水ボタン 3 5 a に設けられている孔部 3 5 d を二点鎖線で示すように手指で塞い

10

20

30

40

50

でない状態と、孔部 35 d を手指で塞いだ状態とによって、流路が異なることによって流量が変化することに注目している。

【0158】

具体的には、送気・送水ボタン 35 a の孔部 35 d を塞いだ状態における、下流側送気管路 31 b に炭酸ガスが供給されている状態時の電空比例弁 74 の送気圧と、第 2 流量センサ 79 によって得られる流量との関係を基に制御部 80 で送気流量の設定を行う。

【0159】

図 24 に示すように送気・送水ボタン 35 a の孔部 35 d を塞いだ状態において、電空比例弁 74 の送気圧を P とするとき、図中の曲線に示すよう流量 Q が変化する。この流量 Q を閾値流量と呼ぶ。

【0160】

例えば、送気・送水ボタン 35 a の孔部 35 d を塞いだ状態で、管腔内に炭酸ガスを送気しているとき、管腔内圧が高い場合、管腔内への送気流量 Q_1 は、 $Q_1 < Q$ の関係になるので図中の斜線で示す範囲になる。一方、送気・送水ボタン 35 a の孔部 35 d が開放状態にされると、噴出流量 Q_2 は、 $Q_2 > Q$ の関係になるので図中の白地で示す範囲になる。

【0161】

つまり、白地部分は孔部 35 d が解放されている状態であり、斜線部分は孔部 35 d が塞がれている状態である。したがって、制御部 80 においては、第 2 流量センサ 79 による測定値 (q と記載) と、閾値流量 Q との比較から、送気状態を判定して、第 2 電空比例弁 74 の調整を行うようになっている。なお、送気圧 P0 と閾値流量 Q の関係は制御部 80 に設けられているボタン判別手段であるメモリ 80 a に記憶されている。

【0162】

具体的には、本実施形態の外科手術システム 1A に備えられている送気装置 70 においては、図示しない管腔送気開始ボタンが操作されると、図 25 に示すステップ S61 に示すように、制御部 80 では、第 2 電空比例弁 74 の送気圧値 P0 に対応する閾値流量 Q_P を取得する。また、第 2 流量センサ 79 の計測値である流量 q_0 を取得して、ステップ S62 に移行する。

【0163】

ステップ S62 において、制御部 80 は、第 2 流量センサ 79 で取得した流量 q_0 と閾値流量 Q_0 との比較を行う。具体的には、 $q_0 < Q_P$ の関係が成立しているか否かを確認する。

【0164】

ここで、制御部 80 によって、流量 q_0 が閾値流量 Q_0 より大きいと判定された場合、送気・送水ボタン 35 a の孔部 35 d が開放状態であると判断して、ステップ S65 に移行する。このステップ S65 において、制御部 80 は第 2 電空比例弁 74 の送気圧を十分に小さな圧力である圧力 P_{min} 、例えば 30 mmHg に下げる制御を行う。その後、ステップ S61 に移行して、再び、流量 q_0 を取得する。このことによって、制御部 80 は、孔部 35 d が塞がれていない状態においては、この孔部 35 d から噴出される炭酸ガスの流量を少なくする制御を行う。

【0165】

一方、ステップ S62 において、制御部 80 によって $q < Q$ の関係が成立していると判定された場合には、送気・送水ボタン 35 a の孔部 35 d が閉塞状態であると判断して、ステップ S63 に移行する。ステップ S63 において、制御部 80 は管腔内に送気する際の送気目標流量 q_1 と流量 q_0 との比較を行う。具体的には、 $q_0 < q_1$ の関係が成立しているか否かを確認する。ここで、制御部 80 によって、流量 q_0 が送気目標流量 q_1 より小さいと判定された場合には、ステップ S64 に移行する。ステップ S64 において、制御部 80 は第 2 電空比例弁 74 の送気圧を所定量 (+ p2) 上げる制御を行う。その後、ステップ S61 に移行して、再度、流量 q_0 を取得する。このことによって、制御部 80 は、孔部 35 d が塞がれている状態においては、流量を送気目標流量に近づけて所望の

10

20

30

40

50

送気状態で管腔内への送気を行える。

【0166】

一方、ステップS63において、制御部80によって、流量 q_0 が送気目標流量 q_1 より大きいと判定された場合には、ステップS66に移行する。このステップS66において、制御部80は第2電空比例弁74の送気圧を所定量(- p_1)下げる制御を行う。その後、ステップS61に移行して、再び、流量 q_0 を取得する。

【0167】

そして、管腔送気開始ボタン93aが操作されて、管腔用流路を介して送気が行われている間、前述した制御を継続して行う。

【0168】

このように、送気装置に設けられている、第2電空比例弁及び第2流量センサを備えて構成される管腔用流路を介して送気が行っている間、制御部によって、流量と閾値流量との関係や、流量と送気目標流量との関係を比較して、第2電空比例弁の送気圧を調整することにより、管腔内に対して目標流量で送気を行うことができるとともに、術者が送気が必要としないとき、言い換えれば、送気・送水ボタンの孔部が塞がれていない状態において炭酸ガスが無駄に消費されることを抑えることができる。

【0169】

図26乃至図30は送気・送水シリンダに配設される送気・送水ボタンと炭酸ガス用ボタンとを有する内視鏡システムにかかり、図26はそれぞれのボタンに抵抗を設けた内視鏡システムの構成例を説明する図、図27は送気・送水シリンダに配設された炭酸ガス用ボタンと流量との関係を説明する図、図28は送気位置に移動された炭酸ガス用ボタンと流量との関係を説明する図、図29は送気・送水シリンダに配設された送気・送水用ボタンと流量との関係を説明する図、図30は光源装置から内視鏡コネクタが外れた状態と流量との関係を説明する図である。

【0170】

ところで、前記図4に示したように操作部35に設けられている送気・送水シリンダ35cに送気・送水ボタン35aを配設した場合、送気・送水ボタン35aに設けられている孔部35dから送気された炭酸ガスが噴出される。この不具合を解決するため、送気・送水シリンダ35cに、送気・送水ボタン35aに代えて、孔部35dを排除した炭酸ガス送気用ボタン(以下、炭酸ガス用ボタンと略記する)を配設することが考えられる。

【0171】

しかし、1つの送気・送水シリンダ35cに対して送気・送水ボタン35aと、炭酸ガス用ボタンとを使用状態を考慮して使い分けなければならない、誤って使用状態と異なるスイッチを取り付けてしまうことによって不具合が発生するおそれがあった。

【0172】

本実施形態においては、前記不具合を解消するため、図26に示すように送気・送水ボタン35aと炭酸ガス用ボタン140とのそれぞれに、スイッチ検出部として異なる抵抗値の抵抗R1と抵抗R2とを設ける。

また、内視鏡150の操作部35にはボタン35a、140に設けた電気接点141、142と電氣的に接触する接点接触部151が設けてある。

【0173】

さらに、内視鏡150が接続される第2光源装置32には判別手段であるボタン判定部152を設けられている。ボタン判定部152は、接点接触部151に接触するように配設されたボタンが、抵抗R1を有する送気・送水ボタン35aであるか、抵抗R2を有する炭酸ガス用ボタン140であるかを判別する。また、ボタン判定部152は、送気・送水シリンダ35cに配設されたスイッチが送気・送水ボタン35aであると判別したとき、例えばECR51の告知信号検出部57aに炭酸ガスの送気を待機状態にさせる例えば前記送気送水信号と同様な信号を出力する。一方、ボタン判定部152で、送気・送水シリンダ35cに配設されたスイッチが炭酸ガス用ボタン140であると判別したときには、ECR51の告知信号検出部57aに例えば前記照明信号と同様な信号を出力する。こ

10

20

30

40

50

のことによって、管腔送気制御部 57 から指示信号を出力されて管腔に炭酸ガスが送気される送気状態になる。

【0174】

なお、本実施形態においては第2光源装置32にECR51が接続される構成を示しているが、第2光源装置32に送気装置70が接続される構成であってもよい。

【0175】

このように、送気送水ボタン及び炭酸ガス用ボタンに異なる抵抗を有する電気接点を設ける一方、内視鏡の操作部に電気接点に接触する接点接触部を設け、この内視鏡が接続される第2光源装置に操作部に配置されたボタンが送気・送水用であるか、炭酸ガス用であるかを判別するボタン判定部を設けたことによって、操作部に配置されたボタンが送気・送水用であるか、炭酸ガス用であるかを判別した上で、所定の気体を送気することができる。

10

【0176】

なお、前記図26に示したように各ボタン35a、140に抵抗を設け、操作部35に接点接触部151を設け、第2光源装置32にボタン判定部152を設ける代わりに、ECR51に設けられている流量センサ56c、或いは、送気装置70に設けられている第2流量センサ79による測定値を基に、操作部35に配設されたボタンが送気・送水ボタン35aであるか、炭酸ガス用ボタン140であるかを判定して、ECR51又は送気装置70を管腔に炭酸ガスを送気する送気状態又は管腔に炭酸ガスを送気することを停止する送気停止状態に切り替えるようにしてもよい。

20

【0177】

具体的には、図27乃至図29に示すように、操作部35に設けられた送気・送水シリンダ35cに配設されるボタンが送気・送水ボタン35aであるときと、炭酸ガス用ボタン140であるときによって流量が異なることを利用する。

【0178】

図27に示すように送気・送水シリンダ35cに炭酸ガス用ボタン140が配設されている状態のときであって、この炭酸ガス用ボタン140が押し込み操作されていない状態においては、上流側送気管路31aに送り込まれた気体がそれより先に流ることができない。このため、流量センサ79の計測値は0L/minとなる。これに対して、図28に示すように炭酸ガス用ボタン140が矢印に示すように押し込み操作されたときには、矢印に示すように上流側送気管路31aから下流側送気管路31bに気体が流れる。このため、流量センサ79の計測値は例えば2L/minに変化する。

30

【0179】

一方、図29に示すように送気・送水シリンダ35cに送気・送水ボタン35aが配設された状態のときには、上流側送気管路31aに送り込まれた気体が孔部35dからリークされる。このため、流量センサ79の計測値は例えば3L/minとなる。

【0180】

なお、図30に示すように第2光源装置32に対して光源コネクタ36dが外れた状態において、送気装置70から管腔に対して炭酸ガスが送気されている状態であるときには、送気・送水シリンダ35cに配設されているボタンに関わらず、流量センサ79の計測値は例えば5L/minになる。

40

【0181】

したがって、本実施形態においては、流量センサ79による計測値2.5L/minを第1閾値として制御部80に設定するとともに、流量センサ79による計測値5L/minを第2閾値として制御部80に設定する。

【0182】

このことによって、制御部80において、流量センサ79による計測値が第1閾値以下であると判定したときには、送気・送水シリンダ35に取り付けられているボタンが使用目的に対応した炭酸ガス用ボタンであると判別して、炭酸ガス送気状態を継続する。一方、制御部80によって、流量センサ79による計測値が第1閾値以上であると判定された

50

ときには、送気・送水シリンダ35に取り付けられているボタンが使用目的と異なる送気・送水ボタン35aであると判別して、炭酸ガス送気状態を送気停止状態に切り替える制御を行う。

【0183】

なお、流量センサ79による計測値が第2閾値を示しているときには、第2光源装置32と光源コネクタ36dとの取付け状態に不具合が生じていることを術者等に告知するため、例えばブザー56dを発報状態にして警告する。

【0184】

また、本実施形態においては第2光源装置32に送気装置70が接続される構成を示しているが、第2光源装置32にECR51が接続される構成であってもよい。

10

【0185】

このように、制御部において、流量センサの計測値と閾値とを比較することによって、操作部に配設されているボタンが、使用目的に対応したスイッチであるか否かの判別を行うことができる。このことによって、管腔に炭酸ガスを送気する際、炭酸ガス用ボタンを配設して、ポンペ内の炭酸ガスが無駄に消費されることをより効果的に防止することができる。

【0186】

なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

20

【0187】

【図1】図1乃至図5は本発明の第1実施形態に係り、図1は送気システムを有する内視鏡システムの構成例を説明する図

【図2】ECR及び第2光源装置の構成を説明するブロック図

【図3】送気状態のECRを送気待機状態に切り替える制御例を説明するフローチャート

【図4】送気・送水ボタンに設けられている孔部から炭酸ガスが噴出しているリーク状態を説明する図

【図5】送気・送水ボタンに設けられている孔部を塞いで炭酸ガスを挿入部側に送気している状態を説明する図

【図6】図6及び図7は本発明の第2実施形態にかかり、図6はECR、第2光源装置及び気腹装置との関係を説明するブロック図

30

【図7】気腹装置が動作状態であるか否かを確認してECRを送気状態、送気待機状態に切り替える制御例を説明するフローチャート

【図8】照明ランプが点灯状態であるか否か及びCCUが動作状態であるか否かを確認してECRを送気状態、送気待機状態に切り替える制御例を説明するフローチャート

【図9】本発明の第3実施形態にかかり、ECRと第2光源装置との関係を説明するブロック図

【図10】図10及び図11は本発明の第4実施形態にかかり、図10はECRと第2光源装置との関係を説明するブロック図

【図11】送気状態のECRを送気停止状態に切り替えるまた他の制御例を説明するフローチャート

40

【図12】図12及び図13は本発明の第5実施形態にかかり、図12はECRと第2光源装置との関係を説明するブロック図

【図13】送気状態のECRを送気停止状態に切り替えるまた別の制御例を説明するフローチャート

【図14】図14はECRと第2光源装置との関係を説明するブロック図

【図15】送気状態のECRを送気停止状態に切り替えるさらに別の制御例を説明するフローチャート

【図16】操作部にジョイスティックを備えた内視鏡を有する内視鏡システムを説明する図

50

【図 17】図 17 乃至図 20 は本発明の第 6 実施形態にかかり、図 17 は気腹装置と ECR との機能を備える送気装置を有する腹腔鏡下外科手術システムの構成を説明する図

【図 18】送気装置の構成を説明する図

【図 19】送気装置のパネル部の構成を説明する図

【図 20】送気装置に設けられている送気状態の管腔用流路を送気停止状態に切り替える制御例を説明するフローチャート

【図 21】臭い付け用ポンペを有する内視鏡システムを説明する図

【図 22】吸引装置を有する内視鏡システムを説明する図

【図 23】図 23 乃至図 25 は本発明の第 7 実施形態にかかり、図 23 は送気装置と内視鏡の操作部に設けられている送気・送水スイッチとの関係を説明する図

10

【図 24】送気流量を設定するに当たっての閾値を説明するための図

【図 25】送気装置に設けられている管腔用流路を通過する気体の流量の制御を説明するフローチャート

【図 26】図 26 乃至図 30 は送気・送水シリンダに配設される送気・送水ボタンと炭酸ガス用ボタンとを有する内視鏡システムにかかり、図 26 はそれぞれのボタンに抵抗を設けた内視鏡システムの構成例を説明する図

【図 27】送気・送水シリンダに配設された炭酸ガス用ボタンと流量との関係を説明する図

【図 28】送気位置に移動された炭酸ガス用ボタンと流量との関係を説明する図

【図 29】送気・送水シリンダに配設された送気・送水用ボタンと流量との関係を説明する図

20

【図 30】光源装置から内視鏡コネクタが外れた状態と流量との関係を説明する図

【図 31】従来の腹腔鏡下外科手術システムの構成例を説明する図

【符号の説明】

【0188】

1 ... 腹腔鏡下外科手術システム

3 2 ... 第 2 光源装置

3 3 ... 第 2 C C U

3 5 a ... 送気・送水ボタン

3 5 c ... 送気・送水シリンダ

3 5 d ... 孔部

4 1 ... 気腹装置

4 2、5 2 ... ガスポンペ

5 2 ... E C R

5 6 ... バルブユニット

5 6 b ... 電磁弁

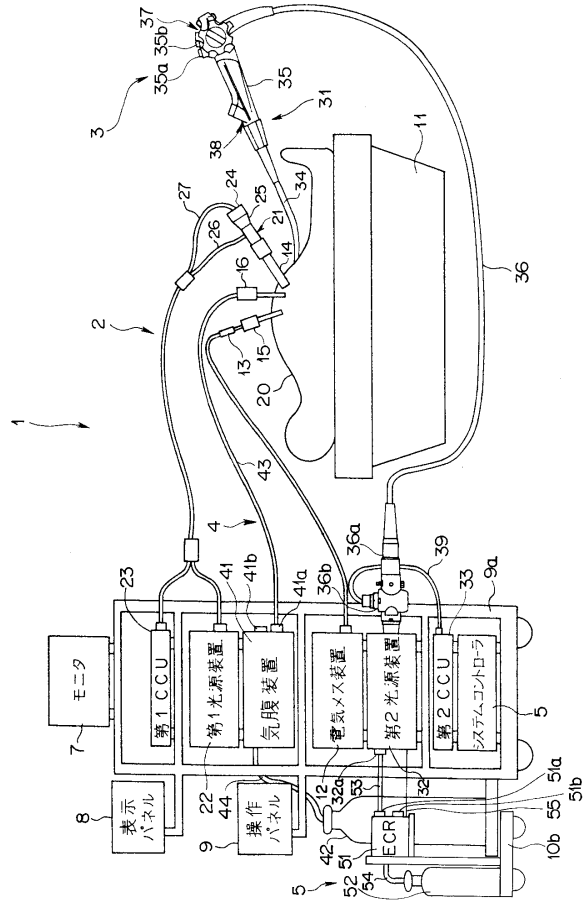
5 6 c ... 流量センサ

5 7 ... 管腔送気制御部

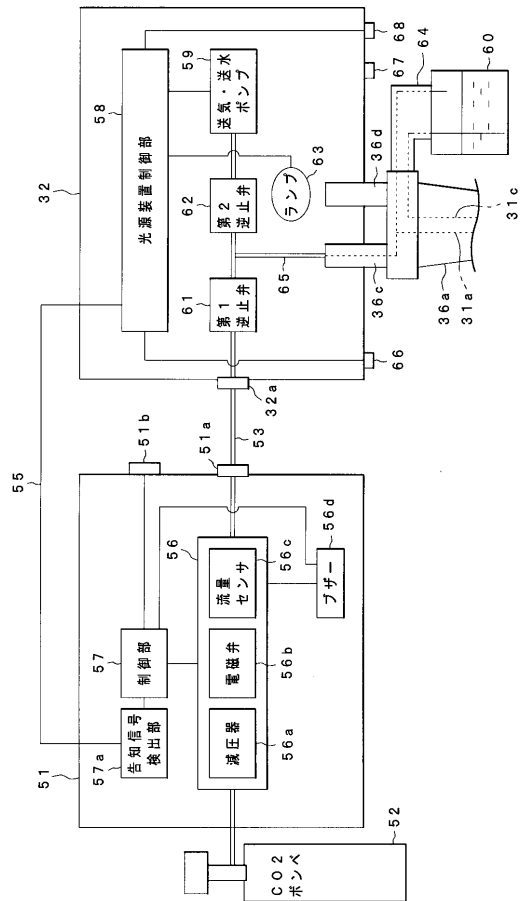
30

代理人 弁理士 伊藤 進

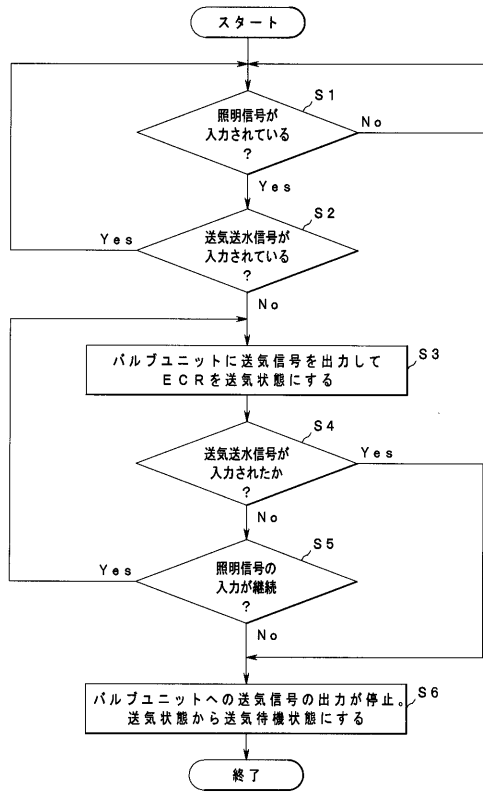
【図1】



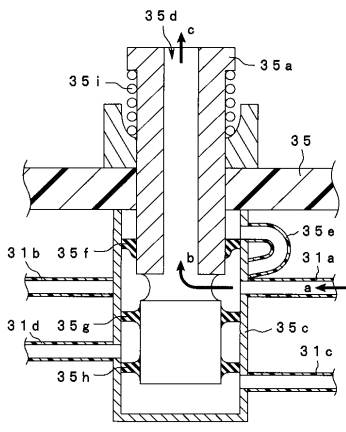
【図2】



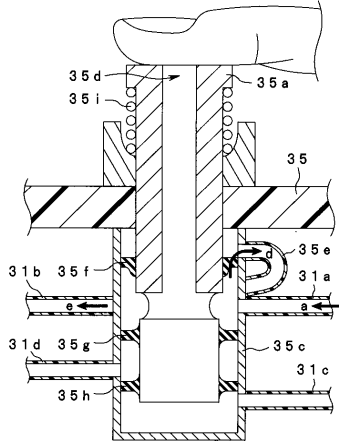
【図3】



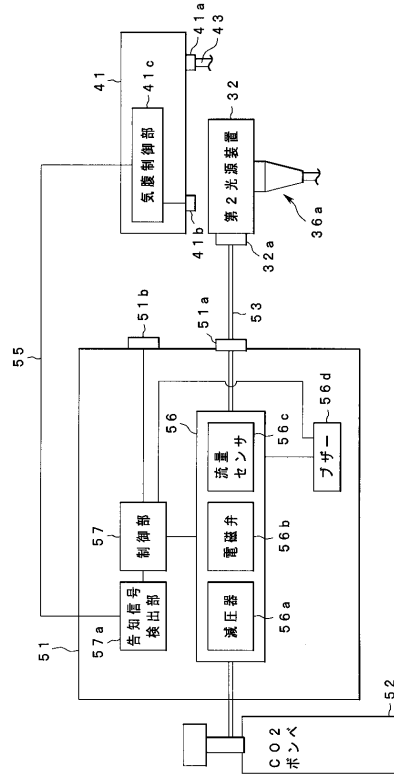
【図4】



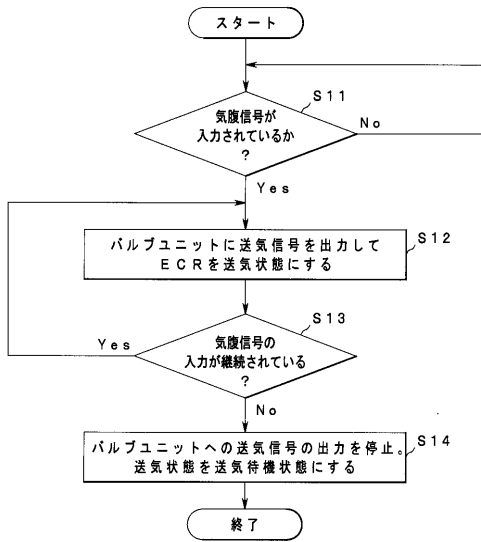
【図5】



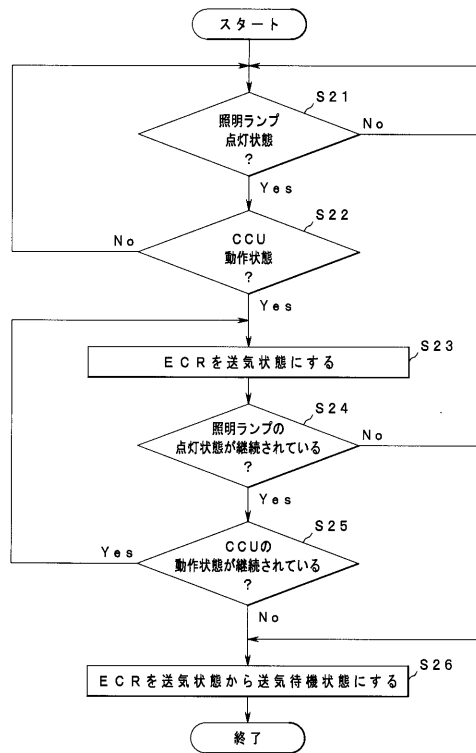
【図6】



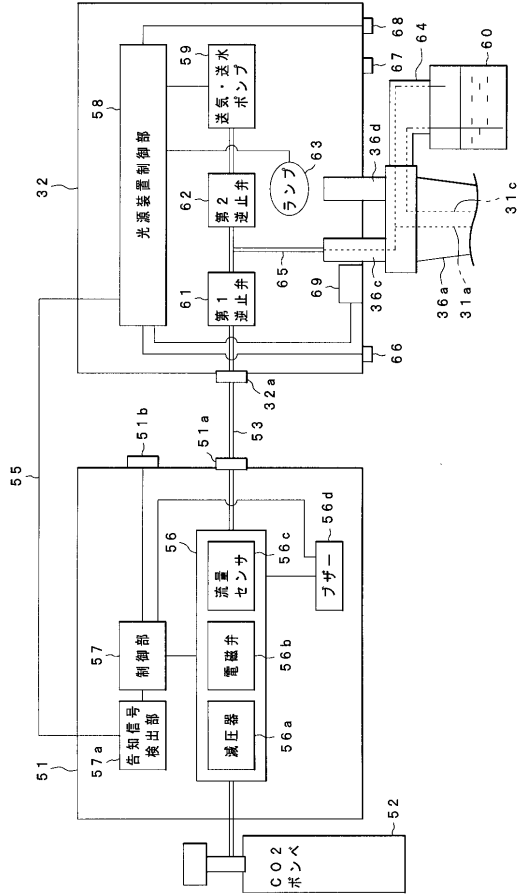
【図7】



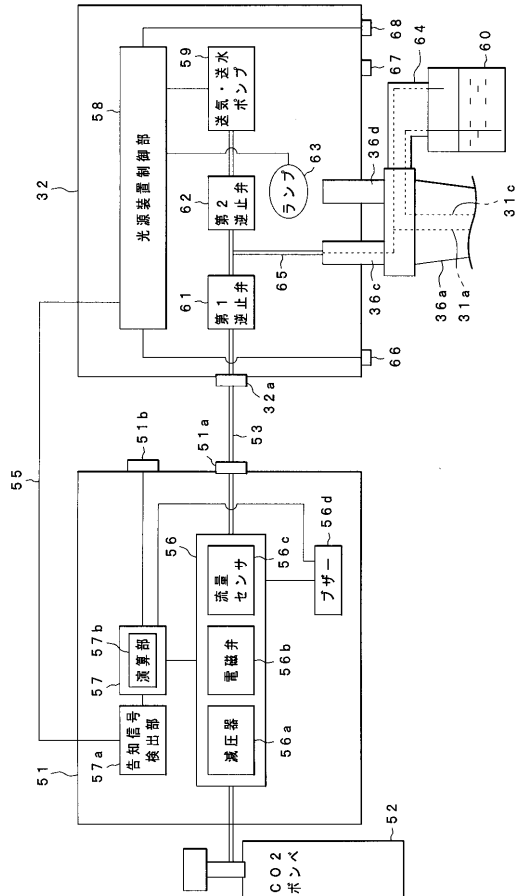
【図8】



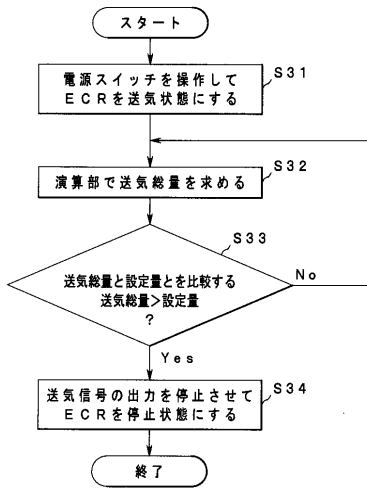
【図 9】



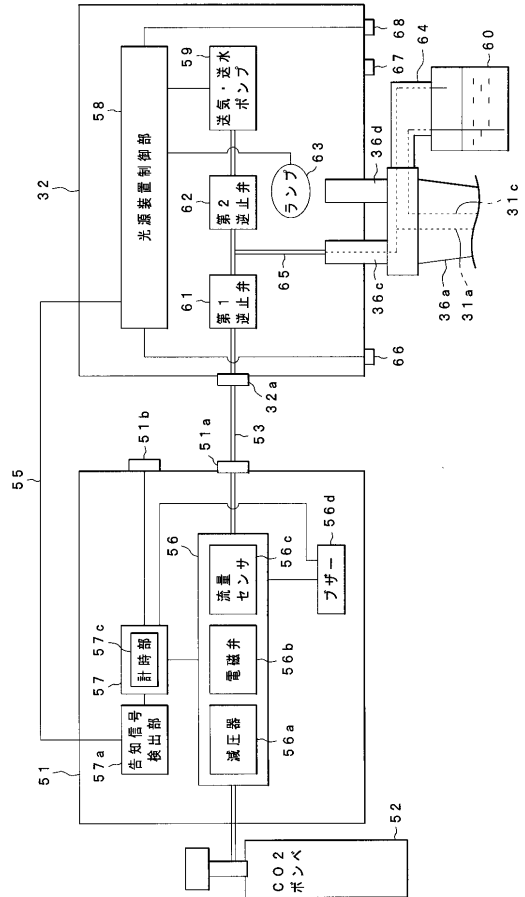
【図 10】



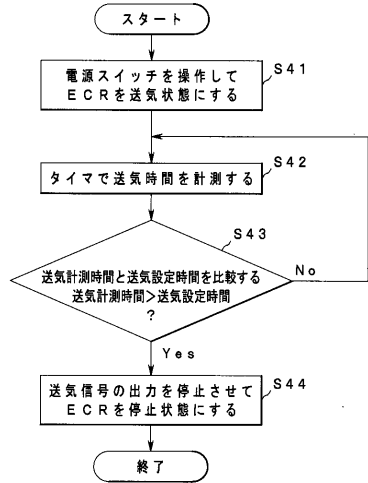
【図 11】



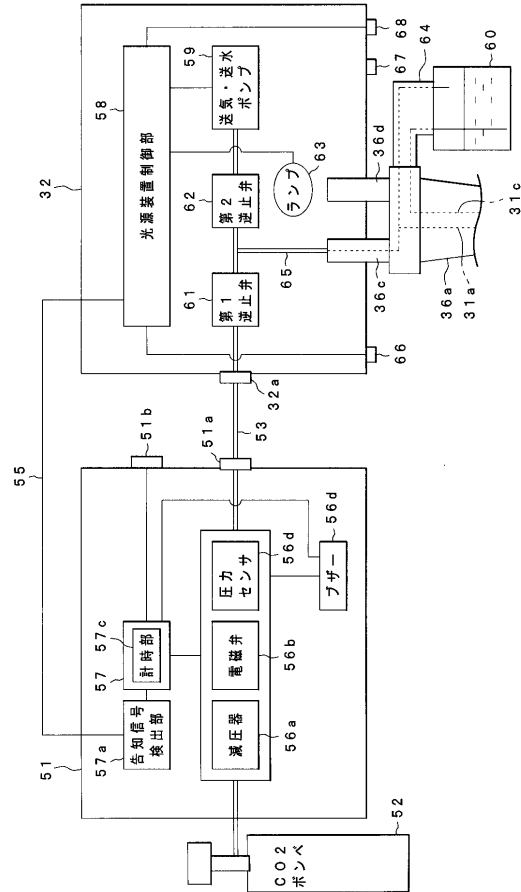
【図 12】



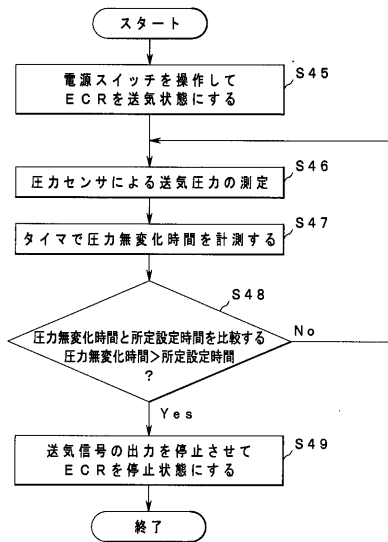
【図13】



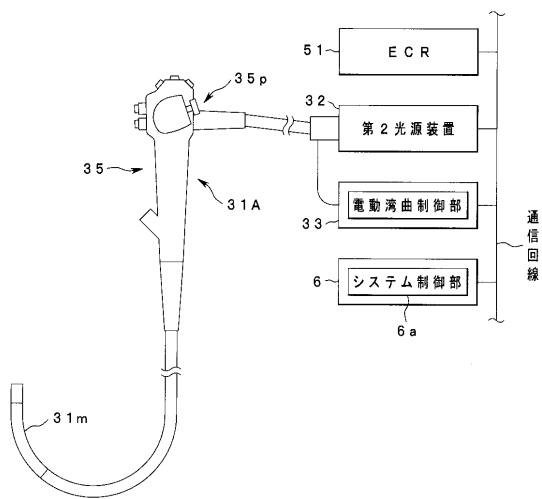
【図14】



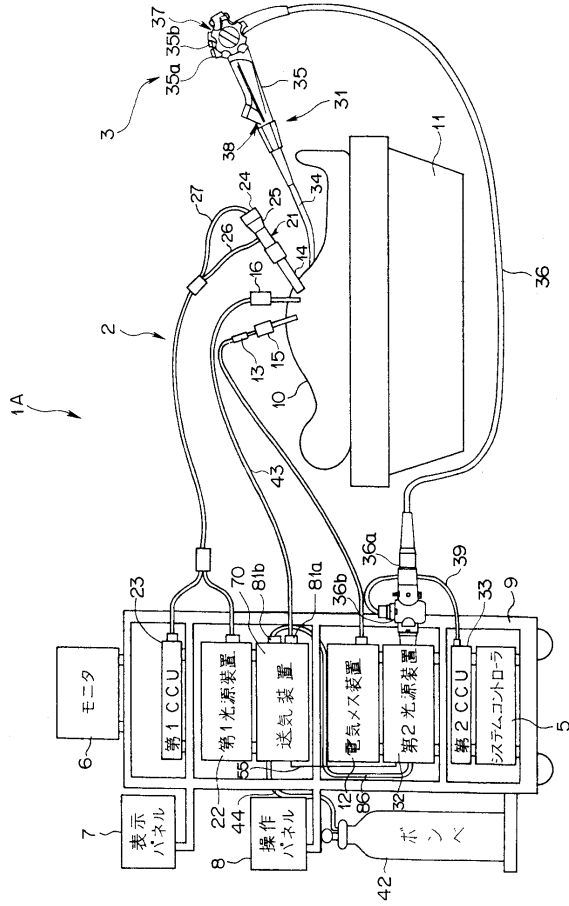
【図15】



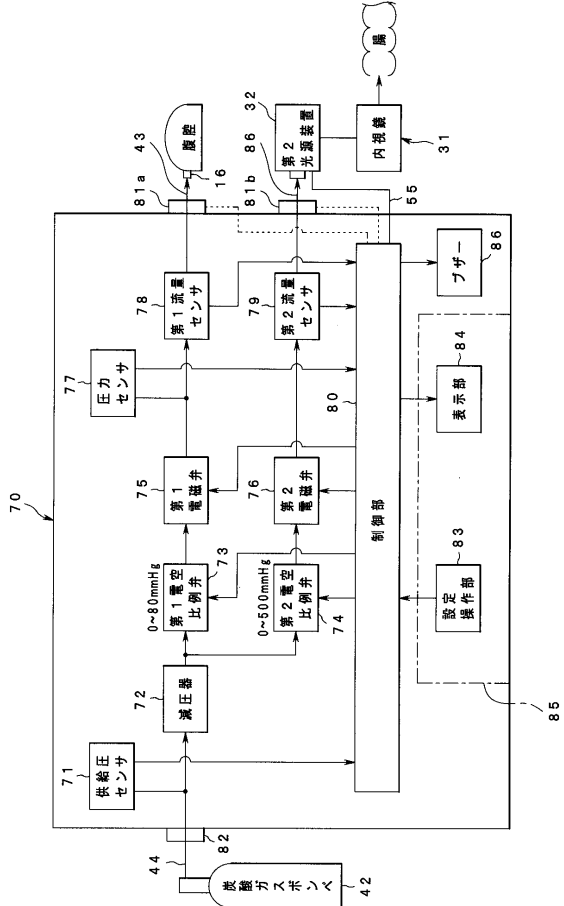
【図16】



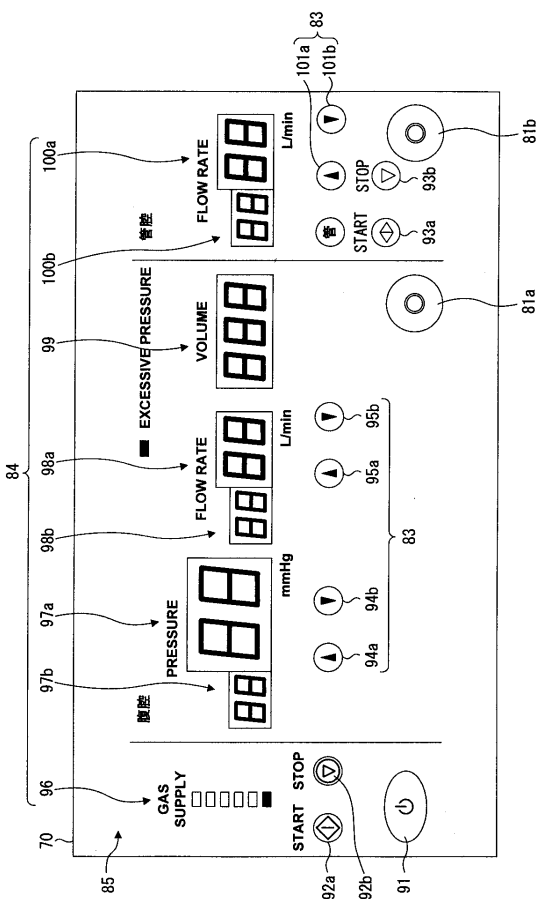
【図17】



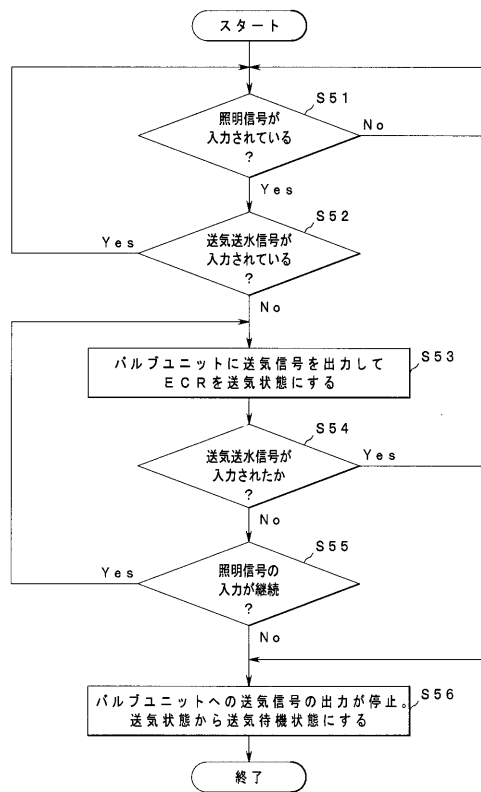
【図18】



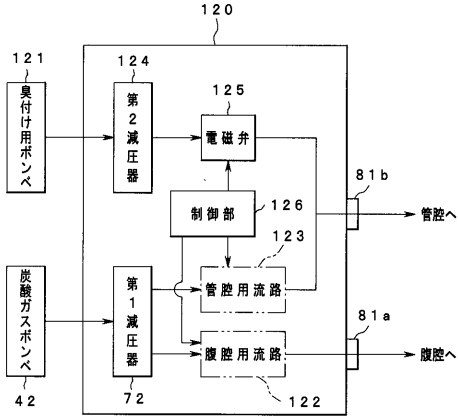
【図19】



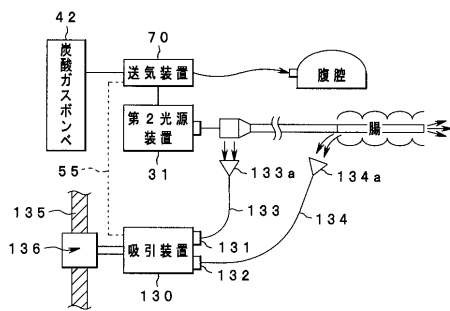
【図20】



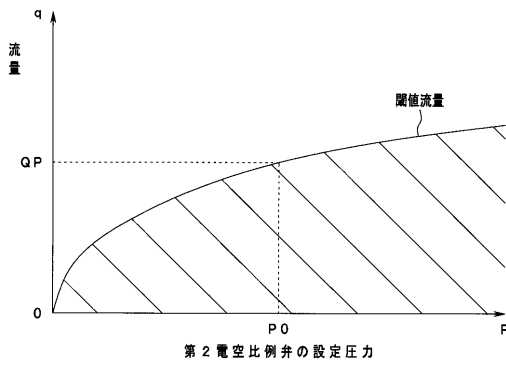
【図 2 1】



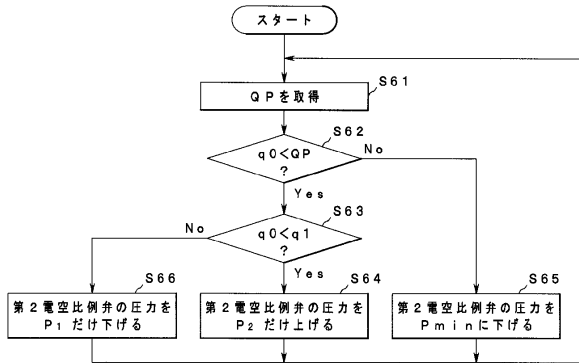
【図 2 2】



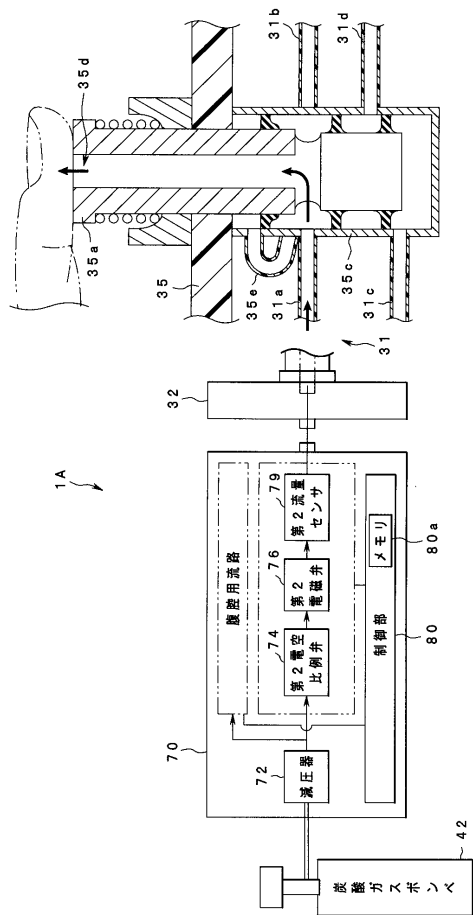
【図 2 4】



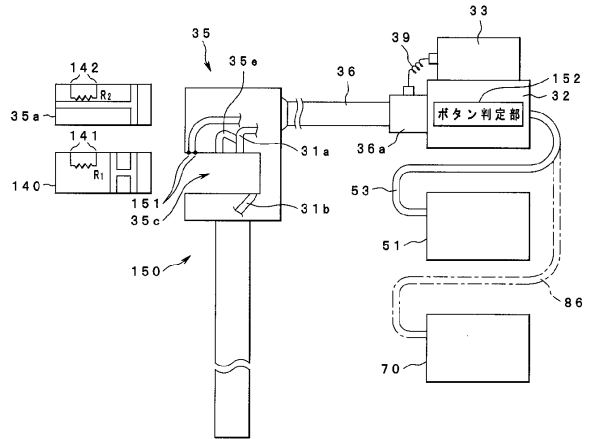
【図 2 5】



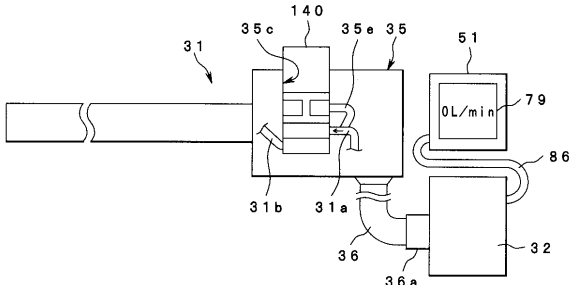
【図 2 3】



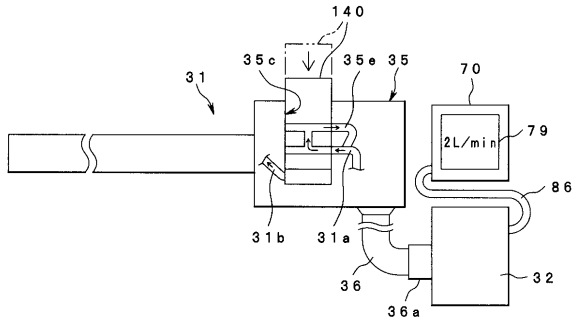
【図 2 6】



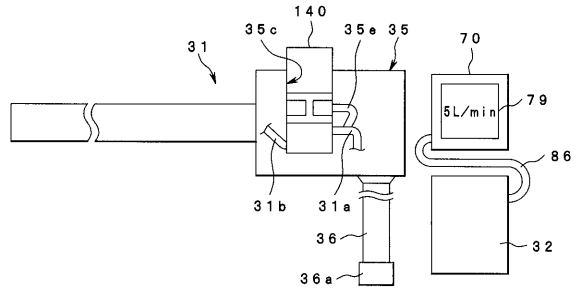
【図 2 7】



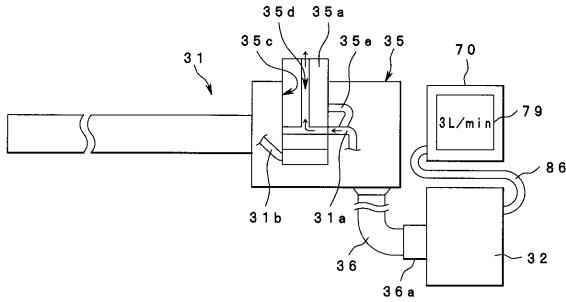
【図28】



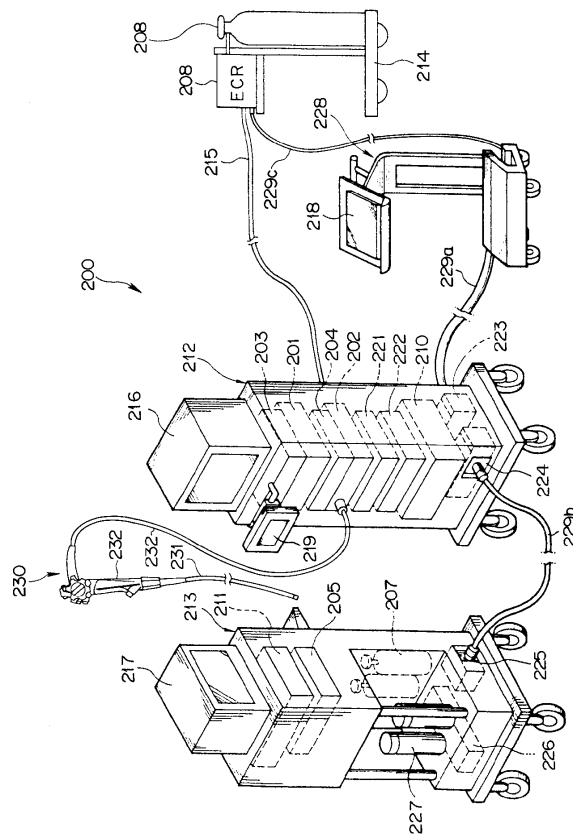
【図30】



【図29】



【図31】



フロントページの続き

- (72)発明者 野田 賢司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 小林 至峰
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 大島 睦巳
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 佐野 大輔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開平08-140927(JP,A)
特開平03-049730(JP,A)
特開2000-189380(JP,A)
特開2000-217779(JP,A)
特開2000-217778(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4716689B2	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	JP2004228441	申请日	2004-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	上杉武文 西家武弘 重昆充彦 野田賢司 小林至峰 大島睦巳 佐野大輔		
发明人	上杉 武文 西家 武弘 重昆 充彦 野田 賢司 小林 至峰 大島 睦巳 佐野 大輔		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00068 A61B1/015 A61B1/3132		
FI分类号	A61B1/00.332.D A61B1/00.332.C A61B1/015.511 A61B1/015.514		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH02 4C061/HH03 4C061/HH09 4C061/JJ11 4C061/NN01 4C061/RR02 4C061/RR22 4C161/CC06 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH09 4C161/JJ11 4C161/NN01 4C161/RR02 4C161/RR22		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2006043130A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，该系统在非观察状态下防止观察气体的浪费消耗，其中在没有进行内腔中引入的内窥镜观察时以及在观察或手术结束之后。解决方案：ECR51具有阀单元56和管腔送风控制部分57。当ECR51进入运行状态时，电磁阀56b处于阀门关闭的送风待机状态。当第二光源设备32处于操作状态时，光源设备控制部分58输出照明信号，该照明信号给出照明灯63处于照明状态的信息以及用于给出信息的送风和送水信号。送风和送水泵59处于驱动状态，信息信号检测部分57a。送风待机状态保持在管腔送风控制部57不能确认向信息信号检测部57a输入照明信号的状态，或者管腔送风控制部57确认了送风待机状态的状态。在ECR51处于操作状态的状态下输入送风和送水状态。Z

【 図 4 】

