

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2006-288880
(P2006-288880A)

(43) 公開日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

テーマコード (参考)
4 C O 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2005-115962 (P2005-115962)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成17年4月13日 (2005.4.13)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(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 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(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 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	上杉 武文 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		最終頁に続く	

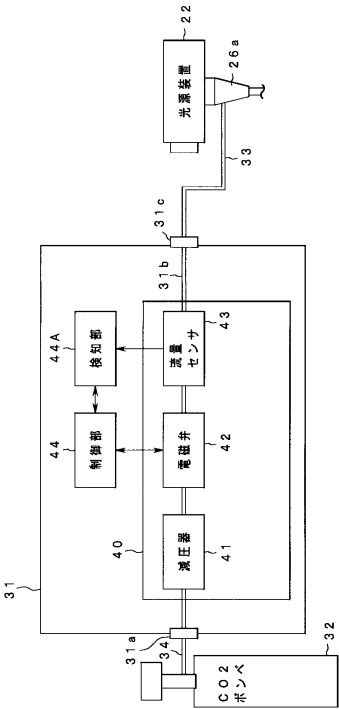
(54) 【発明の名称】 送気装置の制御方法及び送気装置及び送気装置を有する内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡観察に用いる気体の消費を軽減する送気装置を提供する。

【解決手段】送気装置31はバルブユニット40と制御部44と検知部44Aを有する。制御部44は電磁弁42を開かせて送気装置31を送気状態にする。検知部44Aは流量センサ43による流量測定値と閾値とを比較して、送気・送水ボタン25aの開閉状態を検知する。制御部44は、検知部44Aからの検知結果が送気・送水ボタン25aの開状態であると、電磁弁42を、閉状態と開状態とを予め設定された設定時間毎に切替えるように制御して送気流量を下げる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の送気管路を介して気体を送気する送気手順と、
前記送気管路内に送気される前記気体の流量を測定する測定手順と、
前記測定手順による測定結果に基づき、前記内視鏡による送気の操作がなされているか否かを検知する検知手順と、
前記検知手順により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手順による前記気体の送気流量を下げるように制御して前記気体の送気流量を調節する制御手順と、
を有することを特徴とする送気装置の制御方法。

10

【請求項 2】

前記制御手順は、
前記検知手順により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手順の前記気体の送気停止状態と前記送気手順の前記気体の送気状態とを、予め設定された設定時間毎に切替えるように制御して前記気体の送気流量を下げることを特徴とする請求項 1 に記載の送気装置の制御方法。

【請求項 3】

前記内視鏡の送気管路を介して前記体腔から前記気体を吸引する吸引手順を有し、
前記制御手順は、
前記検知手順により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手順による前記気体の送気を停止すると同時に、前記吸引手順による前記気体の吸引を行うように制御して前記気体の送気流量を下げることを特徴とする請求項 1 に記載の送気装置の制御方法。

20

【請求項 4】

内視鏡の送気管路を介して気体を送気する送気手段と、
前記送気管路内に送気される前記気体の流量を測定する測定手段と、
前記測定手段による測定結果に基づき、前記内視鏡による送気の操作がなされているか否かを検知する検知手段と、
前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段による前記気体の送気流量を下げるように制御して前記気体の送気流量を調節する制御手段と、
を有することを特徴とする送気装置。

30

【請求項 5】

前記制御手段は、
前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段の前記気体の送気停止状態と前記送気手段の前記気体の送気状態とを、予め設定された設定時間毎に切替えるように制御して前記気体の送気流量を下げることを特徴とする請求項 4 に記載の送気装置。

【請求項 6】

前記内視鏡の送気管路を介して前記体腔から前記気体を吸引する吸引手段を有し、
前記制御手段は、
前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段による前記気体の送気を停止すると同時に、前記吸引手段による前記気体の吸引を行うように制御して前記気体の送気流量を下げることを特徴とする請求項 4 に記載の送気装置。

40

【請求項 7】

送気管路を有する内視鏡と、
前記送気管路を介して気体を送気する送気手段と、前記送気管路内に送気される前記気体の流量を測定する測定手段と、前記測定手段による測定結果に基づき、前記内視鏡による送気の操作がなされているか否かを検知する検知手段と、前記検知手段により前記内視

50

鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段による前記気体の送気流量を下げるように制御して前記気体の送気流量を調節する制御手段と、を備えた送気装置と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 8】

前記制御手段は、

前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段の前記気体の送気停止状態と前記送気手段の前記気体の送気状態とを、予め設定された設定時間毎に切替えるように制御して前記気体の送気流量を下げることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 9】

前記送気装置は、

前記内視鏡の送気管路を介して前記体腔から前記気体を吸引する吸引手段を有し、

前記制御手段は、

前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段による前記気体の送気を停止すると同時に、前記吸引手段による前記気体の吸引を行うように制御して前記気体の送気流量を下げることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、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送気装置の制御方法、及び送気装置及び送気装置を有する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、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、患者の大腸等の管腔内に内視鏡の挿入部が挿入される。そして、内視鏡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、前記内視鏡の送気管路を介して管腔内に気体が注入される。

【0003】

30

管腔内に気体を注入することによって、管腔が膨らんだ状態になる。すると、管腔内に挿入された内視鏡によって、処置部位の観察及び内視鏡の処置具チャンネルを介して挿入された処置具の確認を行いながらの処置等を行うことができる。

【0004】

なお、前記気体としては、例えば従来用いられていた空気に替えて、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】

このような手技を行う際には、大腸等の管腔内に挿入する軟性な挿入部を備えた軟性内視鏡（以下、内視鏡と称す）と、この内視鏡に接続される光源装置及びカメラコントロールユニットと、内視鏡の挿入部、操作部及びユニバーサルコード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送気装置及び炭酸ガスポンペと、を備えた内視鏡システムを構成して行われる。

40

【0006】

前記従来の内視鏡システムは、前記炭酸ガスポンペから延出する高压ガス用チューブを前記送気装置の入力側に連結し、この送気装置の出力側には、基端側が前記光源装置に接続された管腔用の送気チューブの一端側を連結する。

【0007】

このことによって、前記光源装置に連結されている内視鏡の挿入部を、例えば患者の肛門から大腸内に挿入した状態にして、前記送気装置を動作状態にすることによって、炭酸ガスポンペ内の炭酸ガスが、光源装置に接続された内視鏡用コネクタに設けられている送

50

気口金、ユニバーサルコード内及び内視鏡の操作部、挿入部に設けられている送気・送水管路を介して管腔内に供給される。

【0008】

このような従来の内視鏡システムとしては、従来より数多く提案されている。例えば、特開2000-139827号公報には、前記送気装置の送気出力側に連結される送気チューブを内視鏡の鉗子孔に接続することにより、内視鏡の前記鉗子口に連通する鉗子管路（処置具管路）を介して気体を管腔内又は体腔内に送気する内視鏡用送気装置が開示されている。

【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】

【0009】

しかしながら、前記従来の内視鏡システムは、光源装置に接続される内視鏡の送気口金、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ため、内視鏡が接続される光源装置には、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、送気装置からの炭酸ガスが連続的に供給される。

【0010】

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。ところが、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、送気装置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ので、非経済的であるといった問題点があった。

【0011】

前記特開2000-139827号公報に記載の従来技術は、前記送気装置の送気出力側に連結される送気チューブを内視鏡の鉗子孔に接続し、内視鏡の前記鉗子口に連通する鉗子管路（処置具管路）を介して気体を管腔内又は体腔内に送気する構成であるので、送気動作中は処置具を鉗子管路に挿通できず、処置を行うことができないといった不具合が発生する。

【0012】

本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡観察に用いる気体の消費を軽減する送気装置の制御方法及び送気装置及び送気装置を有する内視鏡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】

【0013】

前記目的を達成するための本発明の送気装置の制御方法は、内視鏡の送気管路を介して気体を送気する送気手順と、前記送気管路内に送気される前記気体の流量を測定する測定手順と、前記測定手順による測定結果に基づき、前記内視鏡による送気の操作がなされているか否かを検知する検知手順と、前記検知手順により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手順による前記気体の送気流量を下げるように制御して前記気体の送気流量を調節する制御手順と、を有している。

【0014】

また、本発明の送気装置は、内視鏡の送気管路を介して気体を送気する送気手段と、前記送気管路内に送気される前記気体の流量を測定する測定手段と、前記測定手段による測定結果に基づき、前記内視鏡による送気の操作がなされているか否かを検知する検知手段と、前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段による前記気体の送気流量を下げるように制御して前記気体の送気流量を調節する制御手段と、を有している。

【0015】

また、本発明の内視鏡システムは、送気管路を有する内視鏡と、前記送気管路を介して気体を送気する送気手段と、前記送気管路内に送気される前記気体の流量を測定する測定手段と、前記測定手段による測定結果に基づき、前記内視鏡による送気の操作がなされて

10

20

30

40

50

いるか否かを検知する検知手段と、前記検知手段により前記内視鏡による送気の操作がなされていないことを検知した場合には、前記送気手段による前記気体の送気流量を下げるように制御して前記気体の送気流量を調節する制御手段と、を備えた送気装置と、を有している。

【発明の効果】

【0016】

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することができる送気装置の制御方法及び送気装置及び送気装置を有する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】

10

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0018】

図1乃至図6は本発明の実施例1に係り、図1は送気装置を有する内視鏡システムの構成例を示す構成図、図2は図1の送気装置の構成例を説明するブロック図、図3は送気装置の制御例を示すフローチャート、図4は送気装置の作用を説明するタイミングチャート、図5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断面図、図6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断面図である。

20

【0019】

図1に示す本実施例の内視鏡システムは、管腔鏡下手術システム（以下、手術システムと称す）1である。この手術システム1は、内視鏡システム2と、送気システム3と、システムコントローラ4と、表示装置であるモニタ5と、集中表示パネル6と、集中操作パネル7と、カート8と、を有して主に構成されている。

なお、手術システム1が配置された手術室には、患者10が横たわる手術台9が設けられている。

【0020】

内視鏡システム2は、例えば大腸等の管腔内に挿入される軟性な挿入部24を有する内視鏡（軟性内視鏡）21と、照明光供給手段である光源装置22と、カメラコントロール

30

【0021】

内視鏡21は、挿入部24と、操作部25と、ユニバーサルコード26と、を備えて構成されている。挿入部24の先端部には、図示はしないが撮像素子が設けられている。

【0022】

操作部25には送気・送水ボタン25aや吸引ボタン25b、図示しない湾曲部を湾曲動作させる湾曲操作ノブ27、図示しない処置具チャンネルに連通する処置具挿通口28が設けられている。ユニバーサルコード26の基端部には内視鏡コネクタ26aが設けられている。

【0023】

40

光源装置22は、内視鏡21に照明光を供給する照明手段である照明ランプ（図示せず）等を有している。この光源装置22には、光源コネクタを備えた内視鏡コネクタ26aが着脱自在に接続されるようになっている。

【0024】

そして、内視鏡コネクタ26aを光源装置22に接続することによって、光源コネクタと照明ランプとが対峙する配置状態になる。したがって、照明ランプ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24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。

【0025】

また、内視鏡コネクタ26aには、ユニバーサルコード26内の送気管路を介して上流

50

側送気管路 2 1 a と連通する送気用コネクタ 2 6 c が設けられている。この送気用コネクタ 2 6 c には送気チューブ 3 3 の一端部が接続され、この送気チューブ 3 3 の基端部は、後述する送気システム 3 の送気装置 3 1 に連結して気体が供給されるようになっている。

【 0 0 2 6 】

なお、内視鏡コネクタ 2 6 a からは図示はしないが送水チューブが延出し、送水タンクに連結されている。送水タンク内には例えば液体として水が貯留される。

【 0 0 2 7 】

送気システム 3 から送られる気体は、内視鏡コネクタ 2 6 a 内の送気管路（図示せず）、ユニバーサルコード 2 6 内の送気管路を通して、上流側送気管路 2 1 a（図 5 参照）を介して操作部 3 5 に設けられた送気・送水ボタン 2 5 a に送出される。また、同時に、送水チューブ（図示せず）内の管路を介して送水タンクの内部を加圧している。

10

【 0 0 2 8 】

このため、術者が送気・送水ボタン 2 5 a を操作して、上流側送水管路 2 1 a と後述する下流側送水管路 2 1 b とを連通した状態（図 6 参照）にすることによって、内視鏡 2 1 の送水管路に送られた気体または水が、挿入部 2 4 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。

【 0 0 2 9 】

C C U 2 3 は、内視鏡 2 1 の挿入部 2 4 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の映像信号への変換を行う。C C U 2 3 で変換された映像信号は、例えばモニタ 5 や集中表示パネル 6 に出力される。このことによって、モニタ 5 又は集中表示パネル 6 の画面上に内視鏡 2 1 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 2 9 は内視鏡コネクタ 2 6 a に設けられている電気コネクタ 2 6 b と C C U 2 3 とを電氣的に接続する電気ケーブルである。

20

【 0 0 3 0 】

送気システム 3 は体腔内に所定の気体、例えば生体に吸収され易い炭素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送気装置 3 1 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ボンベ（以下、ボンベと称す）3 2 と、送気チューブ 3 3 と、を有して主に構成されている。

【 0 0 3 1 】

送気装置 3 1 には、高圧コネクタ 3 1 a と、送気用コネクタ 3 1 c とが設けられている。送気用コネクタ 3 1 c には送気チューブ 3 3 の一端部が連結され、この送気チューブ 3 3 の他端部は光源装置 2 2 に接続される内視鏡コネクタ 2 6 a の送気用コネクタ 2 6 c に連結されている。なお、送気チューブ 3 3 はシリコンやテフロン（登録商標）で形成されている。

30

【 0 0 3 2 】

ボンベ 3 2 から延出される高圧ガス用チューブ 3 4 は、送気装置 3 1 に設けられている高圧コネクタ 3 1 a に連結されている。

【 0 0 3 3 】

システムコントローラ 4 は、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 4 には、図示しない通信回線を介して、集中表示パネル 6 及び集中操作パネル 7 や、光源装置 2 2、C C U 2 3、送気装置 3 1 が互いに通信を行えるように接続されている。

40

【 0 0 3 4 】

モニタ 5 の画面上には C C U 2 3 から出力される映像信号を受けて、内視鏡 2 1 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。集中表示パネル 6 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 6 はシステムコントローラ 4 に接続されている。したがって、表示画面上に被写体の内視鏡画像とともに、内視鏡周辺装置を有する場合にはこの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。

50

【 0 0 3 5 】

集中操作パネル 7 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（図示せず）とで構成されている。集中操作パネル 7 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。

【 0 0 3 6 】

つまり、集中操作パネル 7 がシステムコントローラ 4 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。すなわち、集中操作パネル 7 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。

【 0 0 3 7 】

カート 8 には、周辺装置である光源装置 2 2、CCU 2 3 及び送気装置 3 1 と、システムコントローラ 4 と、モニタ 5 と、集中表示パネル 6 と、集中操作パネル 7 とポンベ 3 2 等が搭載されている。

【 0 0 3 8 】

なお、本実施例の手術システム 1 においては、内視鏡システム 2 の他に、患者 1 0 の腹腔鏡下外科手術を行うための、光源装置 1 1、CCU 1 2 や図示しない硬性内視鏡、内視鏡用カメラで構成される第 2 の内視鏡システム及び内視鏡周辺装置である電気メス装置 1 3 等を備えても良い。

【 0 0 3 9 】

次に、送気装置 3 1 の構成を図 2 を参照しながら説明する。

図 2 に示すように、送気装置 3 1 は、バルブユニット 4 0 と、検知手段である検知部 4 4 A と、制御手段である管腔送気制御部（以下、制御部と称す）4 4 と、を有している。

送気装置 3 1 の高圧コネクタ 3 1 a には、ポンベ 2 2 から延出される高圧ガス用チューブ 3 4 が連結され、この高圧ガス用チューブ 3 4 を介してポンベ 2 2 からの炭酸ガスが供給されるようになっている。そして、高圧コネクタ 3 1 a には送気管路 3 1 b が連結されており、この送気管路 3 1 b はバルブユニット 4 0 に連通している。

【 0 0 4 0 】

バルブユニット 4 0 は、例えば減圧器 4 1、送気手段である電磁弁 4 2 及び流量測定手段である流量センサ 4 3 等を有している。

減圧器 4 1 は、高圧コネクタ 3 1 a を介して供給された炭酸ガスを所定の圧力に減圧する。

【 0 0 4 1 】

電磁弁 4 2 は、制御部 4 4 から出力される制御信号に基づいて開閉動作する。このことにより、電磁弁 4 2 の出力側の送気流量が調整されるようになっている。

【 0 0 4 2 】

電磁弁 4 2 の出力は、流量センサ 4 3、送気管路 3 1 b を介して送気用コネクタ 3 1 c に供給される。

【 0 0 4 3 】

流量センサ 4 3 は、送気用コネクタ 3 1 c に供給されていく炭酸ガスの流量を検出し、検出結果を検知部 4 4 A に出力する。

検知部 4 4 A は、検出結果を取り込み、この検出結果に基づいて体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 2 1 の送気・送水ボタン 2 5 a からリークしているか否かを検知し、検知結果を制御部 4 4 に供給する。

【 0 0 4 4 】

例えば、検知部 4 4 A は、流量センサ 4 3 からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値 V L（図 4 参照）との比較を行い、流量測定値が閾値 V L よりも大きい場合には体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 2 1 の送気・送水ボタン 2 5 a からリーク

10

20

30

40

50

しているものと検知し、一方、小さい場合には体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25 a からリークしていないものと検知する。

【0045】

つまり、体腔内に挿入されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25 a からリークしているものと検知した場合は、送気・送水ボタン 25 a が開状態（術者が送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d を塞いでない状態）である。一方、体腔内に挿入されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25 a からリークしていないものと検知した場合は、送気・送水ボタン 25 a が閉状態（術者が送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d を塞いでいる状態）である。

【0046】

制御部 44 は、パルプユニット 40 の動作を制御する。詳しくは、制御部 44 は、検知部 44 A からの検知結果に基づいて、電磁弁 42 の開閉動作を制御する。なお、制御部 44 には図示しないタイマーが設けられており、制御部 44 はこのタイマーからの時刻情報を取得している。

【0047】

制御部 44 は、図示しない記憶部に記憶された後述するプログラム（図 3 参照）に基づき、タイマーからの時刻情報を用いて検知部 44 A による検知及び判断処理及びこの検知結果に基づく電磁弁 42 の開閉制御を実行する。

【0048】

次に、前記構成の手術システム 1 に設けられている送気装置 31 による管腔への炭酸ガスの供給動作について図 3 ないし図 6 を参照しながら説明する。

本実例の手術システム 1 に備えられている送気装置 31 においては、電源を投入すると、制御部 44 は、図 3 に示すプログラムを起動する。

【0049】

図 3 に示すように、制御部 44 は、ステップ S1 の処理により、電磁弁 42 を開いて炭酸ガスを体腔内に送気するように制御する。

【0050】

この場合、送気装置 31 の送気用コネクタ 31 c からの炭酸ガスは、送気チューブ 33、内視鏡コネクタ 26 a 内の送気管路（図示せず）、ユニバーサルコード 26 内の送気管路、上流側送気管路 21 a（図 5 参照）を介して操作部 25 に設けられている送気・送水ボタン 25 a が配設される送気・送水ボタン用シリンダ（以下、送気・送水シリンダと称す）25 c に到達する。

【0051】

ここで、送気・送水ボタン 25 a に設けられている孔部 25 d が開放状態である場合には、図 5 に示すように、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 25 d から外部に噴出されるリーク状態になる。

【0052】

一方、図 6 に示すように術者の手指で送気・送水ボタン 25 a に設けられている孔部 25 d が塞がれている場合においては、上流側送気管路 21 a 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 25 d から外部に漏れ出ることなく屈曲管 25 e を介して下流側送気管路 21 b 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。

【0053】

なお、符号 21 c は上流側送水管路、符号 21 d は下流側送水管路、符号 25 f は逆止弁、符号 25 g、符号 25 h はパッキン及び符号 25 i はスプリングである。

【0054】

また、図 6 に示す状態において、送気・送水ボタン 25 a をスプリング 25 i の付勢力に抗して所定量押し下げると、逆止弁 25 f 及びパッキン 25 g、25 h の位置が移動して、上流側送水管路 21 c と、下流側送水管路 21 d とが連通した状態になる。

【0055】

10

20

30

40

50

制御部 44 は、ステップ S2 の判断処理において、検知部 44A によって、流量センサ 43 からの検出結果である流量測定値と、予め設定された閾値 VL (図 4 参照) との比較を行わせる。

【0056】

そして、制御部 44 は、この比較結果において、流量測定値が閾値 VL よりも大きい場合には体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25a からリークしているものと検知し、すなわち、送気・送水ボタン 25a が開状態 (図 5 に示すように術者が送気・送水ボタン 25a の孔部 25d を塞いでない状態) であると判断する。

【0057】

一方、制御部 44 は、比較結果において、流量測定値が閾値 VL よりも小さい場合には体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25a からリークしていないものと検知し、すなわち、送気・送水ボタン 25a が閉状態 (図 6 に示すように術者が送気・送水ボタン 25a の孔部 25d を塞いでいる状態) であると判断する。

こうして、ステップ S2 判断処理によって、送気装置 31 の送気動作中に、送気・送水ボタン 25a の開閉状態が検知される。

【0058】

そして、制御部 44 は、ステップ S2 の判断処理により送気・送水ボタン 25a が開状態 (送気が行われていない状態) と判断した場合にはステップ S3 の処理に移行し、一方、送気・送水ボタン 25a が閉状態 (炭酸ガスの送気が行われている状態) と判断した場合にはステップ S2 を繰り返し実行する。

【0059】

ステップ S3 の処理においては、制御部 44 は、送気・送水ボタン 25a が開状態 (リーク状態) であるので、炭酸ガスが無駄に消費されることを防止するために電磁弁 42 を閉じるように制御して送気を停止させた後、予め設定された設定時間が経過すると、続くステップ S4 の処理により設定時間後に電磁弁 42 を開くように制御して処理をステップ S2 に戻す。

【0060】

前記制御例を実際に行った際の流量センサ 43 の流量測定値、送気・送水ボタン 25a の開閉動作、及び電磁弁 42 の開閉動作のタイミングチャートが、図 4 に示されている。

【0061】

図 4 に示すように、時刻 t0 以前では、送気装置 31 は、電磁弁 42 が制御部 44 によるステップ S1 の処理によって開状態に制御されて、炭酸ガスを送気用コネクタ 31 を介して内視鏡 21 へと送気する。

【0062】

そして、術者は、時刻 t1 において、送気・送水ボタン 25a の孔部 25d から手指を離してこの送気・送水ボタン 25a を開状態にしたとする。このため、送気・送水ボタン 25a はリーク状態となり、炭酸ガスの送気流量が増大する。

【0063】

すると、時刻 t0 において、制御部 44 によるステップ S2 の判断処理が行われることで、検知部 44A は、流量測定値が閾値 VL よりも大きくなったことを検知する。すなわち、送気・送水ボタン 25a が開状態であると判断する。

【0064】

そして、この検知結果に基づき、制御部 44 はステップ S3 の処理によって電磁弁 42 を閉じるように制御する。このことにより、電磁弁 42 が閉じられた結果、炭酸ガスの送気流量が低下することとなる。

【0065】

本実施例では、ステップ S2 の判断処理は、設定時間毎に行われる。なお、この設定時間は、図 4 の時刻 t1 ~ 時刻 t2 までの時間を示している。この設定時間は、例えば集中操作パネル 7 上に設定時間可能な操作部を設け、この操作部によって任意に設定可能である。

【 0 0 6 6 】

その後、設定時間経過後、つまり、時刻 t_2 において、制御部 44 によるステップ S 4 の処理によって電磁弁 42 が開かれるように制御されることにより、炭酸ガスの送気流量が増加することになる。

【 0 0 6 7 】

そして、時刻 t_3 において、再度、制御部 44 によるステップ S 2 の判断処理が行われることで、検知部 44 A は、流量測定値が閾値 V_L よりも大きくなったことを検知する。この場合も、送気・送水ボタン 25 a が開状態であると判断することになる。

【 0 0 6 8 】

そして、この検知結果に基づき、制御部 44 は同様にステップ S 3 の処理によって電磁弁 42 を閉じるように制御する。このことにより、時刻 t_3 において、電磁弁 42 が閉じられた結果、炭酸ガスの送気流量が低下することとなる。

【 0 0 6 9 】

このように送気・送水ボタン 25 a が開状態である期間内においては、ステップ S 2 ~ ステップ S 4 の処理が実行される。

このことにより、送気・送水ボタン 25 が開状態である場合に、設定時間毎にステップ S 2 の判断処理、ステップ S 3、及びステップ S 4 の電磁弁 42 の開閉制御処理を行うことで、送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d からリークされる送気流量は、従来の炭酸ガスの送気流量よりも小さくすることができる。

【 0 0 7 0 】

時刻 t_6 において、術者は送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d を手指で塞ぐ、すなわち、送気・送水ボタン 25 a を閉状態にしている。これにより、炭酸ガスの送気流量は低下する。

【 0 0 7 1 】

すると、時刻 t_7 において、制御部 44 によるステップ S 2 の判断処理が行われることで、検知部 44 A は、流量測定値が閾値 V_L よりも小さくなったことを検知する。すなわち、送気・送水ボタン 25 a が閉状態であると判断する。このとき、制御部 44 は電磁弁 42 を閉じることなく炭酸ガスの供給を継続する。

【 0 0 7 2 】

したがって、本実施例によれば、術者が送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d から手指を離れたときの炭酸ガスの送気量が少なくなるので、炭酸ガスの消費を軽減することができる。

【 実施例 2 】

【 0 0 7 3 】

図 7 乃至図 9 は本発明の実施例 2 に係り、図 7 は実施例 2 の送気装置の構成例を説明するブロック図、図 8 は送気装置の制御例を示すフローチャート、図 9 は送気装置の作用を説明するタイミングチャートである。なお、図 7 及び図 8 は、実施例 1 と同様の構成要素及び処理内容については同一の符号及びステップ S 番号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

【 0 0 7 4 】

本実施例の手術システムの全体構成は、実施例 1 における図 1 の構成と略同様であるが、この手術システム 1 に用いられる送気装置 31 の構成が異なっている。

【 0 0 7 5 】

図 7 に示すように、送気装置 31 は、図 7 の構成と略同様であるが、吸引ポンプ 45 を有するバルブユニット 40 A と、吸引ポンプ 45 に接続した接続チューブ 31 d と、この接続チューブ 31 d の基端側が連結され、吸引ポンプ 45 により吸引した気体を大気上に放出するための排気口 31 e と、を有している。

【 0 0 7 6 】

バルブユニット 40 A において、吸引ポンプ 45 は、電磁弁 42 と流量センサ 43 との間の送気管路 31 b に連通するように配置されている。

10

20

30

40

50

したがって、吸引ポンプ４５は、送気管路３１ｂ、送気チューブ３３、内視鏡コネクタ２６ａ内の送気管路（図示せず）、ユニバーサルコード２６内の送気管路、上流側送気管路２１ａ（図５参照）を介して操作部２５の送気・送水ボタン２５ａの孔部２５ｄ（図５参照）に連通している。

【００７７】

吸引ポンプ４５は、駆動することによって送気管路３１ｂ内の気体を吸引するもので、制御部４４によって制御されるようになっている。

吸引ポンプ４５が駆動すると、送気管路３１ｂ内、すなわち、この送気管路３１ｂと連通している送気・送水ボタン２５ａの孔部２５ｄ（図５参照）を介して大気中の気体を吸引する。

10

【００７８】

そして、吸引ポンプ４５は、吸引した気体を、送気実行時とは逆の経路となる上流側送気管路２１ａ（図５参照）、ユニバーサルコード２６内の送気管路、内視鏡コネクタ２６ａ内の送気管路（図示せず）、送気チューブ３３、送気管路３１ｂ、吸引ポンプ４５内、接続チューブ３１ｄ、排気口３１ｅを介して大気中に放出する。

【００７９】

吸引ポンプ４５が停止して電磁弁４２が開いているとき、検知部４４Ａは、流量センサ４３からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値ＶＬ２（図９参照）との比較を行う。そして、流量測定値が閾値ＶＬ２よりも大きいときに、体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡２１の送気・送水ボタン２５ａからリークしている（送気・送水ボタン２５ａが開状態である）ことを検知する。

20

【００８０】

一方、電磁弁４２が閉じて吸引ポンプ４５が駆動しているとき、検知部４４Ａは、流量センサ４３からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値－ＶＬ１（図９参照）との比較を行う。そして、流量測定値が閾値－ＶＬ１より小さいときに、大気中の気体を内視鏡２１の送気・送水ボタン２５ａから吸引している（送気・送水ボタン２５ａが開状態である）と検知する。

なお、閾値ＶＬ２と閾値－ＶＬ１とは、実施例１と同様に任意に設定可能である。

【００８１】

制御部４４は、検知部４４Ａからの比較結果に基づき、電磁弁４２及び吸引ポンプ４５の駆動制御を行う。

30

その他の構成は、実施例１と同様である。

【００８２】

次に、本実施例の手術システム１に設けられている送気装置３１による管腔への炭酸ガスの供給動作について図８及び図９を参照しながら説明する。

本実施例の手術システム１に備えられている送気装置３１においては、電源を投入すると、制御部４４は、図示しない記憶部に記憶された図８に示すプログラムを起動する。

【００８３】

図８に示すように、制御部４４は、ステップＳ１の処理により、電磁弁４２を開いて炭酸ガスを体腔内に送気するように制御する。

40

【００８４】

これにより、送気装置３１の送気用コネクタ３１ｂからの炭酸ガスは、送気チューブ３３、内視鏡コネクタ２６ａ内の送気管路（図示せず）、ユニバーサルコード２６内の送気管路、上流側送気管路２１ａ（図５参照）を介して操作部２５に設けられている送気・送水ボタン２５ａが配設される送気・送水シリンダ２５ｃに到達する。

【００８５】

このとき、制御部４４はステップＳ１０の判断処理において、流量センサ４３からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値ＶＬ２（図９参照）との比較を、検知部４４Ａに行わせる。

【００８６】

50

制御部 4 4 は、流量測定値が閾値 V L 2 よりも小さい場合には、炭酸ガスは送気・送水ボタン 2 5 a からリークすることなく体腔内に供給されている。すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が閉じた状態であると判断する。送気・送水ボタン 2 5 a が閉じた状態であると判断した場合、制御部 4 4 は、炭酸ガスの供給を継続したまま、ステップ S 1 0 の処理を繰り返し実行する。

【 0 0 8 7 】

一方、流量測定値が閾値 V L 2 よりも大きい場合には、体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 2 1 の送気・送水ボタン 2 5 a からリークしている、すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が開いた状態であると判断する。送気・送水ボタン 2 5 a が開いた状態であると判断した場合、制御部 4 4 は処理をステップ S 1 1 に移行する。

10

【 0 0 8 8 】

制御部 4 4 は、ステップ S 1 1 において電磁弁 4 2 を閉じ、ステップ S 1 2 において吸引ポンプ 4 5 を駆動し、吸引を開始する。

【 0 0 8 9 】

制御部 4 4 は吸引を開始すると、大気中の気体が送気・送水ボタン 2 5 a の孔部 2 5 d (図 5 参照) より吸引されて、上流側送気管路 2 1 a (図 5 参照) 、ユニバーサルコード 2 6 内の送気管路、内視鏡コネクタ 2 6 a 内の送気管路 (図示せず) 、送気チューブ 3 3 , 送気管路 3 1 b を介して吸引ポンプ 4 5 に到達する。吸引ポンプ 4 5 に到達した気体は、接続チューブ 3 1 d 、排気口 3 1 e を介して大気中に放出される。

【 0 0 9 0 】

このとき、制御部 4 4 はステップ S 1 3 の判断処理において、流量センサ 4 3 からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値 - V L 1 (図 9 参照) との比較を、検知部 4 4 A に行わせる (負号は炭酸ガス送気時とは逆向きに気体が行っていることを表す) 。

20

【 0 0 9 1 】

制御部 4 4 は、流量測定値が閾値 - V L 1 よりも小さい (炭酸ガス送気時と逆向きに流れる気体の流量が大きい) 場合には、大気中の気体が送気・送水ボタン 2 5 a から吸引されている、すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が開いた状態であると判断する。送気・送水ボタン 2 5 a が開いた状態であると判断した場合、制御部 4 4 は大気中の気体の吸引を継続したまま、ステップ S 1 3 を繰り返し実行する。

30

【 0 0 9 2 】

一方、流量測定値が閾値 - V L 1 よりも大きい (炭酸ガス送気時と逆向きに流れる気体の流量が小さい) 場合には、大気中の気体が送気・送水ボタン 2 5 a から吸引されていない、すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が閉じた状態であると判断する。送気・送水ボタン 2 5 a が閉じた状態であると判断した場合、制御部 4 4 はステップ S 1 4 において吸引ポンプ 4 5 を停止し、ステップ S 1 の処理に移行して、炭酸ガスの送気を再開する。

【 0 0 9 3 】

制御例を実際に行った際の流量センサ 4 3 の流量測定値、術者による送気・送水ボタン 2 5 a の開閉動作、送気装置 3 1 における電磁弁 4 2 及び吸引ポンプ 4 5 の開閉動作を表したタイミングチャートが、図 9 に示されている。

40

【 0 0 9 4 】

図 9 に示す時刻 t 0 以前では、術者は送気・送水ボタン 2 5 a の孔部 2 5 d を手指で塞いでいる、すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が閉じた状態である。また、制御部 4 4 はステップ S 1 の処理によって電磁弁 4 2 を開いて、炭酸ガスを体腔内に送気するように制御する。

【 0 0 9 5 】

その後、制御部 4 4 は、ステップ S 1 0 の判断処理を行うが、流量測定値が閾値 V L 2 よりも小さいために送気・送水ボタン 2 5 a が開いたことを検知できず、時刻 t 0 までステップ S 1 0 の判断処理を繰り返すこととなる。

【 0 0 9 6 】

50

時刻 t_0 において、術者は送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d から手指を離す、すなわち、送気・送水ボタン 25 a を開状態にしている。これにより、送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d から炭酸ガスがリークした状態になり、炭酸ガスの送気流量が増大する。

【0097】

すると、時刻 t_1 において、制御部 44 によるステップ S 10 の判断処理が行われることで、検知部 44 A は、流量測定値が閾値 VL_2 よりも大きくなったことを検知する、すなわち、送気・送水ボタン 25 a が開状態であると判断する。

【0098】

そして、この検知結果に基づき、制御部 44 はステップ S 11 の処理によって電磁弁 42 を閉じ、ステップ S 12 の処理によって吸引ポンプ 45 を駆動するように制御する。これにより、時刻 t_1 において、炭酸ガスの供給が停止し、吸引ポンプ 45 による大気中の気体の吸引が開始する。この結果、炭酸ガス送気時と逆向きの送気流量が増大する。

10

【0099】

その後、制御部 44 はステップ S 13 の判断処理を行うが、流量測定値が閾値 - VL_1 よりも小さいために送気・送水ボタン 25 a が閉じたことを検知できず、時刻 t_2 までステップ S 13 の判断処理を繰り返すこととなる。

【0100】

時刻 t_2 において、術者は送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d を手指で塞ぐ、すなわち、送気・送水ボタン 25 a を閉状態にしている。これにより、吸引ポンプ 45 は大気中の気体を吸引することができなくなり、炭酸ガス送気時と逆向きの送気流量が低下する。

20

【0101】

すると、時刻 t_3 において、制御部 44 によるステップ S 13 の判断処理が行われることで、検知部 44 A は、流量測定値が閾値 - VL_1 よりも大きくなったことを検知する、すなわち、送気・送水ボタン 25 a が閉状態であると判断する。

【0102】

そして、この検知結果に基づき、制御部 44 はステップ S 14 の処理によって吸引ポンプ 45 を停止し、ステップ S 1 の処理によって電磁弁 42 を開くように制御する。これにより、吸引ポンプ 45 による大気中の気体の吸引が停止し、炭酸ガスの供給が再開されることとなる。

【0103】

したがって、本実施例によれば、術者が送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d から手指を離れたときには炭酸ガスの送気を行わないので、炭酸ガスの消費を軽減することができる。

30

【実施例 3】

【0104】

図 10 乃至図 13 は本発明の実施例 3 に係り、図 10 は実施例 3 の送気装置の構成例を説明するブロック図、図 11 は送気装置の制御例を示すフローチャート、図 12 は図 11 の流量絞り弁の電圧 - 流量特性を示すグラフ、図 13 は送気装置の作用を説明するタイミングチャートである。なお、図 10 及び図 11 は、実施例 1 と同様の構成要素及び処理内容については同一の符号及びステップ S 番号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

40

【0105】

本実施例の手術システムの全体構成は、実施例 1 における図 1 の構成と略同様である。この手術システム 1 に用いられる送気装置 31 は、図 10 に示すように、実施例 1 とは内部構成が異なるバルブユニット 40 B を有している。

【0106】

バルブユニット 40 B は、図 2 のバルブユニット 40 A における電磁弁 42 に替えて流量絞り弁 46 を設けて構成される。この流量絞り弁 46 は、制御部 44 からの制御信号における電圧に応じて絞りの開度を自在に可変することが可能である。

【0107】

50

すなわち、制御部 44 は、制御信号の電圧を変化させるように制御して流量絞り弁 46 の絞りの開度を調整することで、供給する炭酸ガスの送気流量の調節が可能である。

【0108】

流量絞り弁 46 の特性は、図 12 に示すように、横軸を制御信号の電圧値、縦軸を流量値とすると、電圧値 P1 のときに流量値 F1 となり、電圧値 P1 よりも大きな電圧値 P2 のときには流量値 F1 よりも大きな流量値 F2 となる特性を有している。

【0109】

本実施例では、実施例 2 と同様に、検知部 44A によって流量センサ 43 による流量測定値と 2 つの閾値 VLL、VLH との比較を行うことにより、送気・送水ボタンの開閉状態を検知しているが、2 つの閾値 VLL、VLH は、図 12 に示すように流量値 F1、F2 にそれぞれ対応した閾値であり、VLH > VLL の関係を満足している。

10

【0110】

この場合、閾値 VLH は、送気・送水ボタン 25a が開状態であると判断するための閾値であり、また、閾値 VLL は、送気・送水ボタン 25a が閉状態であると判断するための閾値である。

【0111】

そして、本実施例では、流量絞り弁 46 の動作状態は、例えば流量値 F1 のときの絞り動作状態（以下、F1 の状態と称す）と、流動値 F2 のときの絞り動作状態（以下、F2 の状態と称す）との 2 つの絞り動作状態としている。

【0112】

なお、2 つの F1、F2 の状態は、それらの流量値に限定されるものではなく、任意に設定することが可能である。また 2 つの閾値 VLH、VLL についても、実施例 2 と同様に任意に設定することが可能である。

20

その他の構成は、実施例 1 と略同様である。

【0113】

次に、本実施例の手術システム 1 に設けられている送気装置 31 による管腔への炭酸ガスの供給動作について図 11 及び図 13 を参照しながら説明する。

本実施例の手術システム 1 に備えられている送気装置 31 においては、電源を投入すると、制御部 44 は、図示しない記憶部に記憶された図 11 に示すプログラムを起動する。

【0114】

図 11 に示すように、制御部 44 は、ステップ S19 の処理により、流量絞り弁 46 が F2 の状態となるように絞りを開いて炭酸ガスを体腔内に送気するように制御する。

30

【0115】

この場合、送気装置 31 の送気用コネクタ 31 からの炭酸ガスは、送気チューブ 33、内視鏡コネクタ 26a 内の送気管路（図示せず）、ユニバーサルコード 26 内の送気管路、上流側送気管路 21a（図 5 参照）を介して操作部 25 に設けられている送気・送水ボタン 25a が配設される送気・送水シリンダ 25c に到達する。

【0116】

そして、制御部 44 は、ステップ S20 の判断処理において、検知部 44A によって、流量センサ 43 からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値 VLH、VLL（図 12 及び図 13 参照）との比較を行わせる。

40

【0117】

そして、制御部 44 は、この比較結果において、流量測定値が閾値 VLH よりも大きい場合には体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25a からリークしているものと検知し、すなわち、送気・送水ボタン 25a が開状態であると判断する。

【0118】

一方、制御部 44 は、前記比較結果において、流量測定値が閾値 VLL よりも小さい場合には体腔内に送気されるべき炭酸ガスが内視鏡 21 の送気・送水ボタン 25a からリークしていないものと検知し、すなわち、送気・送水ボタン 25a が閉状態であると判断す

50

る。

こうして、ステップ S 2 0 の判断処理によって、送気装置 3 1 の送気動作中に、送気・送水ボタン 2 5 a の開閉状態が検知される。

【0 1 1 9】

そして、制御部 4 4 は、ステップ S 2 0 の判断処理により送気・送水ボタン 2 5 a が開状態（送気が行われていない状態）と判断した場合にはステップ S 2 1 の処理に移行し、一方、送気・送水ボタン 2 5 a が閉状態（炭酸ガスの送気が行われている状態）と判断した場合にはステップ S 2 2 の処理に移行する。

【0 1 2 0】

ステップ S 2 1 の処理においては、制御部 4 4 は、送気・送水ボタン 2 5 a が開状態（リーク状態）であるので、炭酸ガスが無駄に消費されることを防止するために流量絞り弁 4 6 を F 1 の状態になるように制御して送気流量を低下させる。その後、制御部 4 4 は、処理をステップ S 2 0 に戻す。 10

【0 1 2 1】

一方、ステップ S 2 2 の処理においては、制御部 4 4 は、炭酸ガスの送気が行われている状態（送気・送水ボタン 2 5 a が閉状態）であるので、流量絞り弁 4 6 を F 2 の状態になるように制御して送気流量を増加させる。その後、制御部 4 4 は、処理をステップ S 2 0 に戻す。

【0 1 2 2】

前記制御例を実際に行った際の流量センサ 4 3 の流量測定値、送気・送水ボタン 2 5 a の開閉動作、及び流量絞り弁 4 6 の絞り動作のタイミングチャートが、図 1 3 に示されている。 20

【0 1 2 3】

図 1 3 に示すように、時刻 t 0 以前では、送気装置 3 1 は、流量絞り弁 4 6 が制御部 4 4 によるステップ S 1 の処理によって F 2 の状態に制御されて、炭酸ガスを送気用コネクタ 3 1 を介して内視鏡 2 1 へと送気する。

【0 1 2 4】

そして、術者は、時刻 t 0 において、送気・送水ボタン 2 5 a の孔部 2 5 d から手指を離してこの送気・送水ボタン 2 5 a を開状態にしたとする。このため、送気・送水ボタン 2 5 a はリーク状態となり、炭酸ガスの送気流量が増大する。 30

【0 1 2 5】

すると、時刻 t 1 において、制御部 4 4 によるステップ S 2 0 の判断処理が行われることで、検知部 4 4 A は、流量測定値が閾値 V L H よりも大きくなったことを検知する。すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が開状態であると判断する。

【0 1 2 6】

そして、この検知結果に基づき、制御部 4 4 はステップ S 2 1 の処理によって流量絞り弁 4 6 を F 1 の状態になるように制御する。このことにより、時刻 t 1 において、炭酸ガスの送気流量が低下することとなる。

【0 1 2 7】

時刻 t 2 において、術者は送気・送水ボタン 2 5 a の孔部 2 5 d を手指で塞ぐ、すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a を閉状態にしている。これにより、炭酸ガスの送気流量は低下する。 40

【0 1 2 8】

すると、時刻 t 3 において、制御部 4 4 によるステップ S 2 0 の判断処理が行われることで、検知部 4 4 A は、流量測定値が閾値 V L L よりも小さくなったことを検知する、すなわち、送気・送水ボタン 2 5 a が閉状態であると判断する。

【0 1 2 9】

そして、この検知結果に基づき、制御部 4 4 はステップ S 2 2 の処理によって流量絞り弁 4 6 を F 2 の状態になるように制御する。このことにより、炭酸ガスの送気流量が増大することとなる。 50

【 0 1 3 0 】

したがって、本実施例によれば、術者が送気・送水ボタン 25 a の孔部 25 d から手指を離れたときに炭酸ガスの送気流量を低下させるので、炭酸ガスの消費を軽減することができる。

【 0 1 3 1 】

なお、実施例 2 における送気装置 31 は、後述する変形例 1 及び変形例 2 に示すように構成しても良い。図 14 乃至図 18 を参照しながら実施例 2 における送気装置 31 の変形例 1 及び変形例 2 を説明する。

【 0 1 3 2 】

図 14 及び図 15 は変形例 1 を説明するもので、図 14 は変形例 1 の送気装置の構成例を説明するブロック図、図 15 は送気装置の制御例を示すフローチャートであり、図 16 乃至図 18 は変形例 2 を説明するもので、図 16 は変形例 2 の送気装置の構成例を説明するブロック図、図 17 は図 16 の送気管路に設けられたオリフィスの断面図、図 18 は送気装置の制御例を示すフローチャートである。

【 0 1 3 3 】

図 14 に示すように、変形例 1 の送気装置 31 は、実施例 3 における流量絞り弁 46 に替えて第 1、第 2 電磁弁 42 a、42 b を設けたバルブユニット 40 C を有している。

【 0 1 3 4 】

バルブユニット 40 C において、第 1、第 2 電磁弁 42 a、42 b は、流量絞り弁 46 と同様に制御部 44 から出力される制御信号に基づいて開閉動作が制御される。なお、第 2 電磁弁 42 b は、第 1 電磁弁 42 a と並列になるように送気管路 31 b に配置される。

【 0 1 3 5 】

第 1 電磁弁 42 a は開状態に動作すると、大きな流量値 F a で炭酸ガスを送気できる特性を有し、第 2 電磁弁 42 b は開状態に動作すると、小さな流量値 F b で炭酸ガスを送気できる特性を有している。

【 0 1 3 6 】

すなわち、実施例 3 の流量絞り弁 46 における F 1 の状態は、第 1 電磁弁 42 a を閉じ第 2 電磁弁 42 b を開くことによって送気流量が流量値 F b となる状態としている。

【 0 1 3 7 】

また、実施例 3 の流量絞り弁 46 における F 2 の状態は、第 1 電磁弁 42 a 及び第 2 電磁弁 42 b を開くことによって送気流量が（流量値 F a + 流量値 F b ）となる状態としている。

【 0 1 3 8 】

このことにより、実施例 3 の流量絞り弁 46 と同様の作用が得られる。

【 0 1 3 9 】

変形例 1 の送気装置 31 は、実施例 3 の送気装置と略同様の制御方法（図 11 に示すプログラム）で動作するが、図 15 に示すように、ステップ S 29、ステップ S 31 及びステップ S 32 の処理内容が異なる。

【 0 1 4 0 】

すなわち、変形例 1 における制御部 44 は、ステップ S 29 の処理によって第 1、第 2 電磁弁 42 a、42 b が F 2 の状態となるように共に開いて炭酸ガスを体腔内に送気するように制御する。

【 0 1 4 1 】

そして、制御部 44 は、ステップ S 20（図 11 参照）と同様の判断処理を行うステップ S 30 において、検知部 44 A によって、流量センサ 43 からの検出結果である流力測定値と、予め設定された閾値 V L H、V L L（図 12 及び図 13 参照）との比較を行わせる。このことにより、制御部 44 は、実施例 3 と同様に送気・送水ボタン 25 a の開閉状態を検知できる

そして、制御部 44 は、ステップ S 30 の判断処理により送気・送水ボタン 25 a が開状態（リーク状態）と判断した場合にはステップ S 31 の処理に移行し、一方、送気・送

10

20

30

40

50

水ボタン 25 a が閉状態（リークしていない状態）と判断した場合にはステップ S 3 2 の処理に移行する。

【0142】

ステップ S 3 1 の処理においては、制御部 4 4 は、送気・送水ボタン 25 a が開状態（リーク状態）であるので、炭酸ガスが無駄に消費されることを防止するために第 1 電磁弁 4 2 a を閉じ第 2 電磁弁 4 2 b を開いて送気流量が小さい流量値 F b である F 1 の状態（実施例 3 における流量絞り弁 4 6 の F 1 の状態）になるように制御して送気流量を低下させる。その後、制御部 4 4 は、処理をステップ S 3 0 に戻す。

【0143】

一方、ステップ S 3 2 の処理においては、制御部 4 4 は、炭酸ガスの送気が行われている状態（送気・送水ボタン 25 a が閉状態）であるので、第 1、第 2 電磁弁 4 2 a、4 2 b を共に開いて送気流量が（流量値 F a + 流量値 F b）の状態（実施例 3 における流量絞り弁 4 6 の F 2 の状態）になるように制御して送気流量を増加させる。その後、制御部 4 4 は、処理をステップ S 3 0 に戻す。このことにより、実施例 3 と略同様の作用及び効果が得られる。

10

【0144】

したがって、変形例 1 によれば、流量絞り弁 4 6 を用いずとも第 1、第 2 電磁弁 4 2 a、4 2 b を用いて流量絞り弁 4 6 と略同様の作用及び効果が得られるので、実施例 3 よりも安価な送気装置 3 1 を構成できる。

【0145】

変形例 2 の送気装置 3 1 は、図 1 6 に示すように、実施例 3 における流量絞り弁 4 6 に替えて電磁弁 4 2 及び流量調整部材であるオリフィス 4 7 を設けたバルブユニット 4 0 D を有している。

20

【0146】

バルブユニット 4 0 D において、電磁弁 4 2 は、開状態に動作すると、変形例 1 と同様に大きな流量値 F a で炭酸ガスを送気できる特性を有している。また、電磁弁 4 2 と並列になるようにオリフィス 4 7 が送気管路 3 1 b に設けられている。

【0147】

オリフィス 4 7 は、例えば、図 1 7 に示すように、小さな気体送気孔 4 7 a を有することによって送気管路 3 1 b の管路径を小さくして送気流量を制限する流量調整部材であって、電磁弁 4 2 をバイパスする送気管路 3 1 b の所定箇所内に設けて連通管路を形成している。すなわち、このオリフィス 4 7 を設けることによって形成された送気管路 3 1 b の連通管路は、変形例 1 と同様に小さな流量値 F b で炭酸ガスを送気できる特性を有している。

30

【0148】

したがって、電磁弁 4 2 を閉じるのみで送気流量が流量値 F b となり、実施例 3 の流量絞り弁 4 6 における F 1 の状態としている。

【0149】

また、電磁弁 4 2 を開くのみで送気流量が（流量値 F a + 流量値 F b）となり、実施例 3 の流量絞り弁 4 6 における F 2 の状態としている。

40

【0150】

なお、オリフィス 4 7 を設けることによって形成される連通管路（送気管路 3 1 b）は、常に送気用コネクタ 3 1 c に対し連通しているので、この送気用コネクタ 3 1 c に送気チューブ 3 3 が連結していない場合には炭酸ガスが送気用コネクタ 3 1 c から大気中に漏れてしまう。しかしながら、変形例 2 では、送気用コネクタ 3 1 c に図示はしないが逆止弁が設けられており、この逆止弁は送気チューブ 3 3 が連結されない場合には送気用コネクタ 3 1 c 内の管路を遮断して炭酸ガスの漏洩を防止するようになっている。

【0151】

上記構成によって、実施例 3 の流量絞り弁 4 6 と同様の作用が得られる。

【0152】

50

変形例 2 の送気装置 3 1 は、実施例 3 の送気装置と略同様の制御方法（図 1 1 に示すプログラム）で動作するが、図 1 8 に示すようにステップ S 4 1 及び図 4 2 の処理内容が異なる。

【0153】

すなわち、制御部 4 4 は、ステップ S 4 0 の判断処理により送気・送水ボタン 2 5 a が開状態（リーク状態）と判断した場合には、ステップ S 4 1 の処理により、炭酸ガスが無駄に消費されることを防止するために第電磁弁を閉じオリフィス 4 7 を介する連通管路が形成されることにより送気流量が小さい流量値 F b の状態（実施例 3 における流量絞り弁 4 6 の F 1 の状態）になるように制御して送気流量を低下させる。その後、制御部 4 4 は、処理をステップ S 4 0 に戻す。

10

【0154】

一方、制御部 4 4 は、ステップ S 4 0 の判断処理により送気・送水ボタン 2 5 a が閉状態（リークしていない状態）と判断した場合には、ステップ S 4 2 の処理により、電磁弁 4 2 を開きオリフィス 4 7 を介する連通管路が形成されることにより送気流量が（流量値 F a + 流量値 F b ）の状態（実施例 3 における流量絞り弁 4 6 の F 2 の状態）になるように制御して送気流量を増加させる。その後、制御部 4 4 は、処理をステップ S 4 0 に戻す。このことにより、実施例 3 と略同様の作用及び効果が得られる。

【0155】

したがって、変形例 2 によれば、流量絞り弁 4 6 を用いずとも電磁弁 4 2、オリフィス 4 7 を用いて同様の作用、効果が得られるので、実施例 3 よりも安価な送気装置 3 1 を構成できる。また、変形例 1 よりも簡単で且つ安価である。

20

【0156】

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】

【0157】

【図 1】図 1 は本発明の実施例 1 に係る送気装置を有する内視鏡システムの構成例を示す構成図。

【図 2】図 1 の送気装置の構成例を説明するブロック図。

【図 3】図 1 の送気装置の制御例を示すフローチャート。

30

【図 4】図 1 の送気装置の作用を説明するタイミングチャート。

【図 5】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断面図。

【図 6】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断面図。

【図 7】本発明の実施例 2 に係る送気装置の構成例を説明するブロック図。

【図 8】図 7 の送気装置の制御例を示すフローチャート。

【図 9】図 7 の送気装置の作用を説明するタイミングチャート。

【図 10】本発明の実施例 3 に係る送気装置の構成例を説明するブロック図。

【図 11】図 11 の送気装置の制御例を示すフローチャート。

40

【図 12】図 11 の流量絞り弁の電圧 - 流量特性を示すグラフ。

【図 13】図 11 の送気装置の作用を説明するタイミングチャート。

【図 14】実施例 3 の変形例 1 における送気装置の構成例を説明するブロック図。

【図 15】変形例 1 の送気装置の制御例を示すフローチャート。

【図 16】実施例 3 の変形例 2 における送気装置の構成例を説明するブロック図。

【図 17】図 16 の送気管路に設けられたオリフィスの断面図。

【図 18】変形例 2 の送気装置の制御例を示すフローチャート。

【符号の説明】

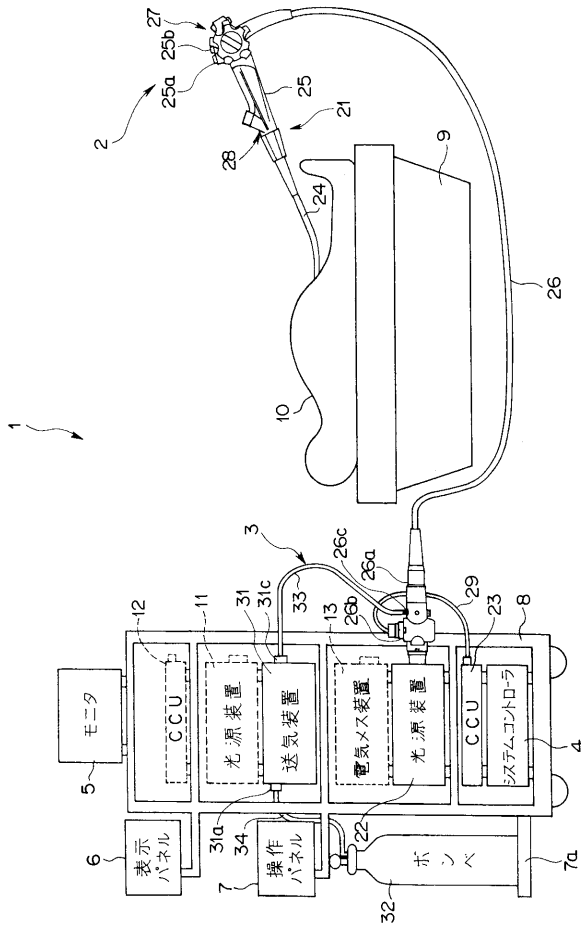
【0158】

1 ... 手術システム、

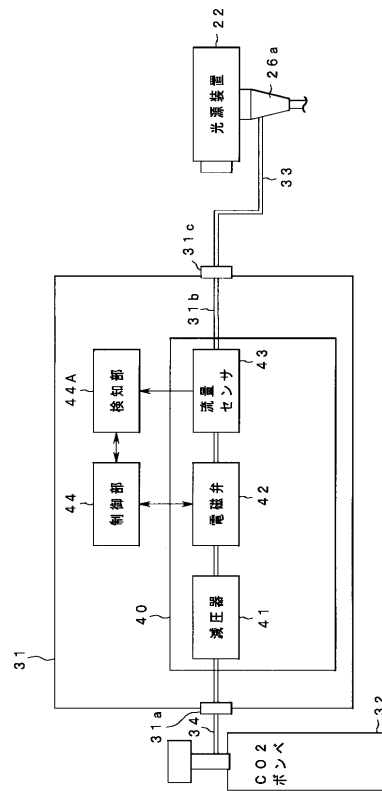
50

2 ... 内視鏡システム、	
3 ... 送気システム、	
4 ... システムコントローラ、	
5 ... モニタ、	
6 ... 集中表示パネル、	
7 ... 集中操作パネル、	
2 1 ... 内視鏡、	
2 1 a ... 上流側送気管路、	
2 1 b ... 下流側送気管路、	
2 2 ... ポンベ、	10
2 2 ... 光源装置、	
2 3 ... C C U、	
2 4 ... 挿入部、	
2 5 ... 操作部、	
2 5 a ... 送気・送水ボタン、	
2 5 d ... 孔部、	
2 6 ... ユニバーサルコード、	
3 1 ... 送気装置、	
3 1 a ... 高圧コネクタ、	
3 1 b ... 送気管路、	20
3 1 c ... 送気用コネクタ、	
3 1 e ... 排気口、	
3 2 ... ポンベ、	
3 3 ... 送気チューブ、	
3 4 ... 高圧ガス用チューブ、	
4 0 ... バルブユニット、	
4 1 ... 減圧器、	
4 2 ... 電磁弁、	
4 3 ... 流量センサ、	
4 4 ... 制御部、	30
4 4 A ... 検知部、	
4 5 ... 吸引ポンプ。	

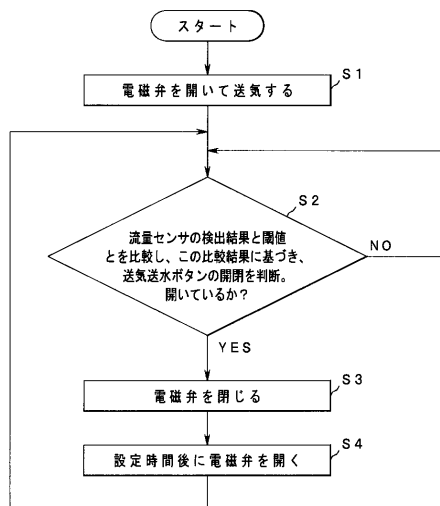
【図 1】



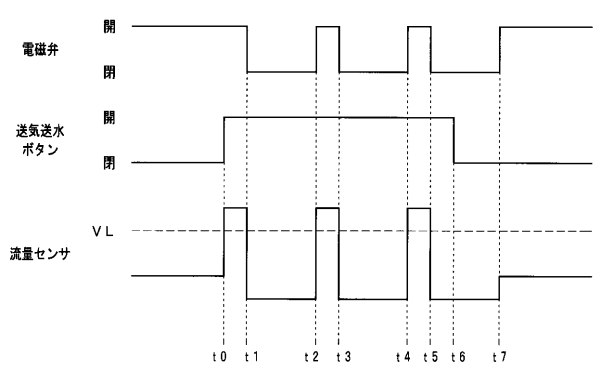
【図 2】



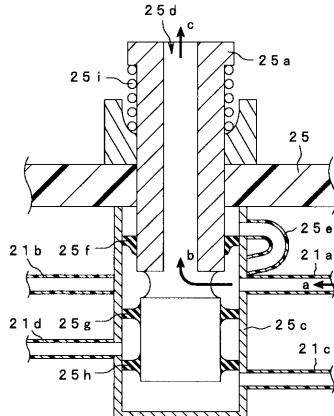
【図 3】



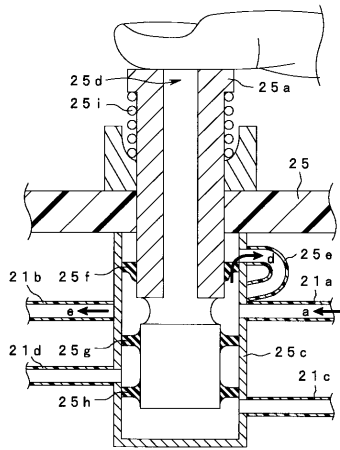
【図 4】



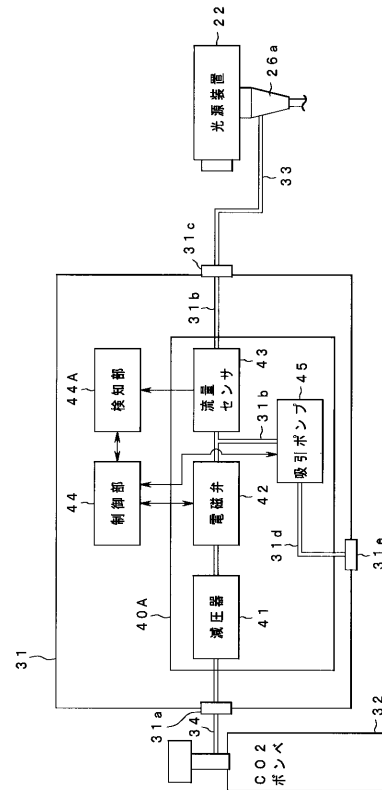
【図 5】



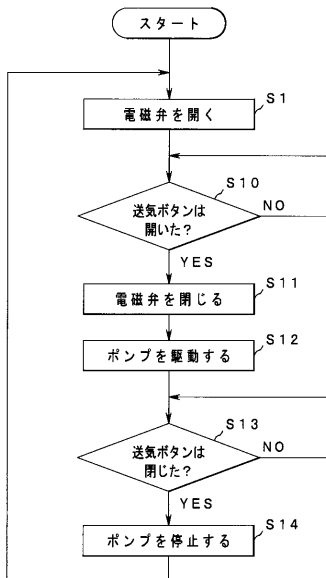
【図 6】



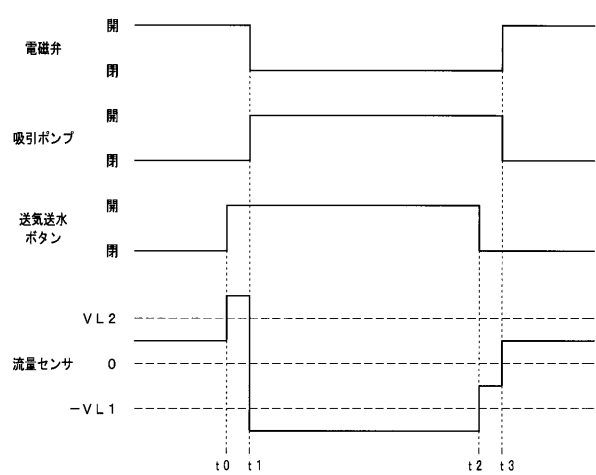
【図 7】



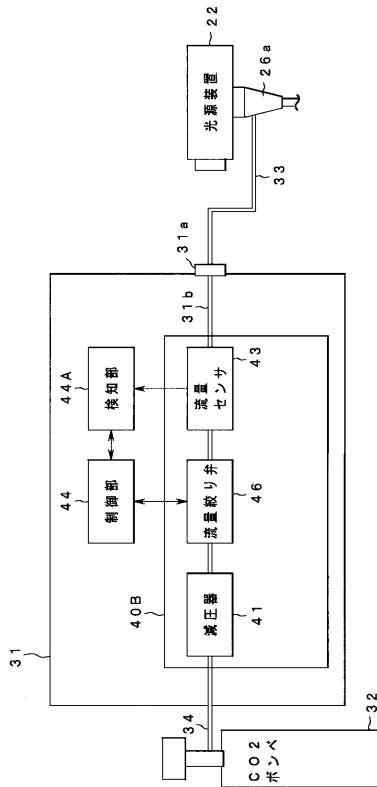
【図 8】



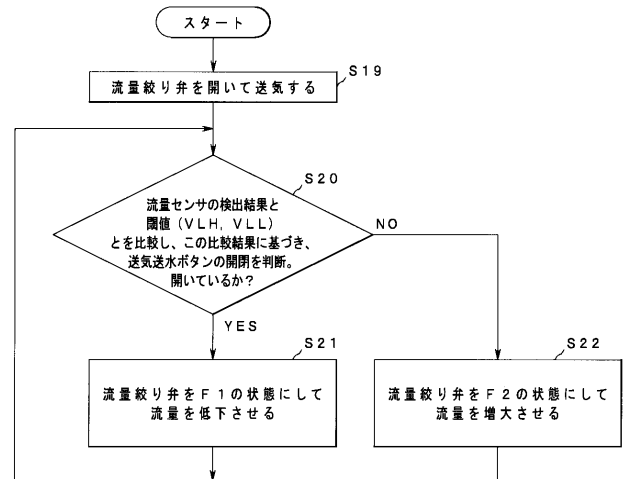
【図 9】



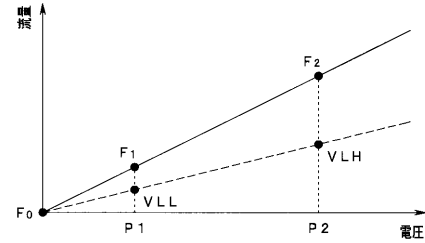
【図 10】



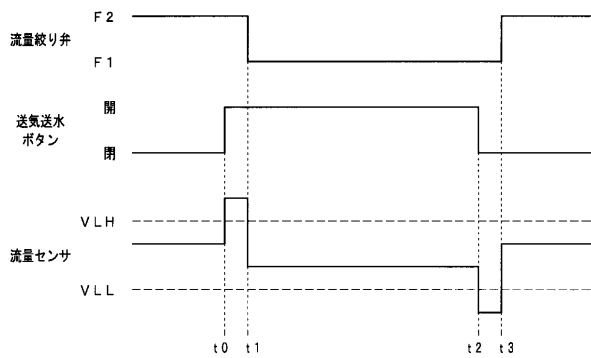
【図 11】



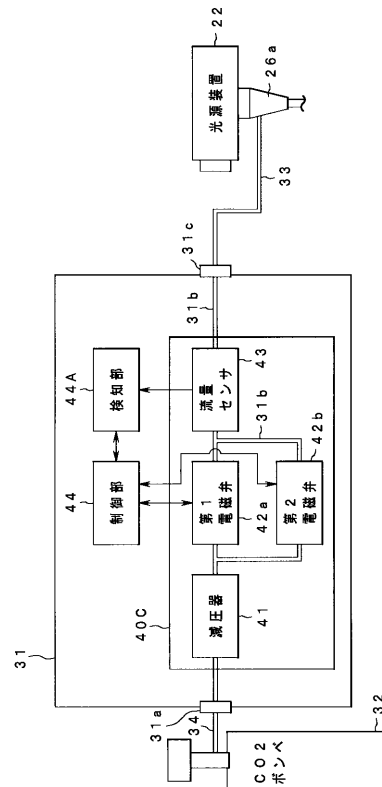
【図 12】



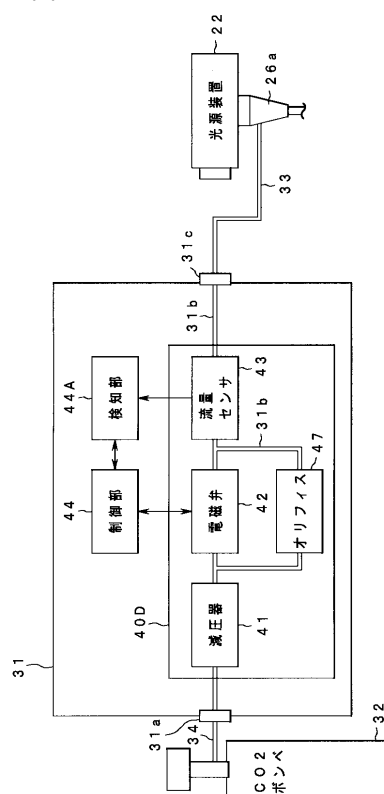
【図 13】



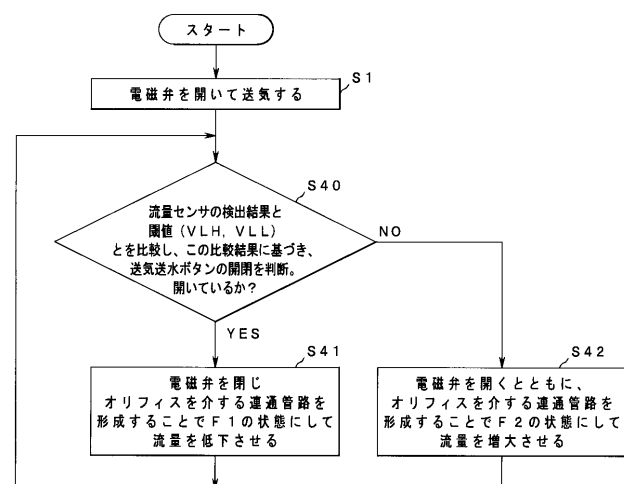
【図 14】



【 図 1 6 】



【 図 1 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 梅村 昌史

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA04 BB02 CC06 DD03 HH02 HH03 HH09 HH13 HH57 JJ17

