

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02013/099507

発行日 平成27年4月30日 (2015. 4. 30)

(43) 国際公開日 平成25年7月4日 (2013. 7. 4)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 2 D 4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

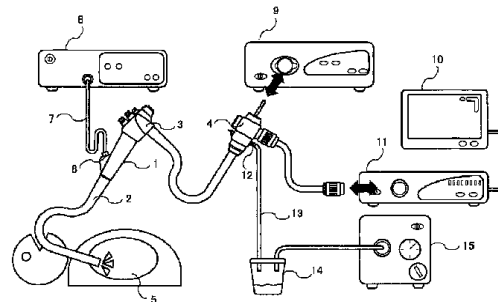
出願番号	特願2013-520661 (P2013-520661)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/080791	(74) 代理人	100074099 弁理士 大菅 義之
(22) 国際出願日	平成24年11月28日 (2012. 11. 28)	(72) 発明者	平賀 都敏 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5319862号 (P5319862)	(72) 発明者	上杉 武文 東京都渋谷区幡ヶ谷2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
(45) 特許公報発行日	平成25年10月16日 (2013. 10. 16)	(72) 発明者	糟谷 侑磨 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
(31) 優先権主張番号	特願2011-288523 (P2011-288523)		
(32) 優先日	平成23年12月28日 (2011. 12. 28)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体腔内圧調整装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネル17と体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネル19とを有する内視鏡1と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置8において、送気部24は、鉗子チャンネル19を介して、送気動作を行う。圧力計21及び流量計22は、吸引チャンネル17を介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知する。制御回路25は、圧力計21及び流量計22の検知結果に応じて、送気部24が送気動作を実行している間に吸引チャンネル17を介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、送気部24による送気動作を停止させる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置であって、

前記鉗子チャンネルを介して、送気動作を行う送気部と、

体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとを計測する吸引検知部と、

前記吸引検知部の検知結果に応じて、前記送気部による送気動作を制御し、該吸引検知部において計測した体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとにより、前記送気部が送気動作を実行している間に、前記吸引チャンネルを介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、該送気部による送気動作を停止させる制御部と

10

を備えることを特徴とする体腔内圧調整装置。

【請求項 2】

前記吸引検知部は、前記鉗子チャンネルと前記送気部とをつなぐ管路上に設けられることを特徴とする請求項 1 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 3】

前記吸引検知部は、体腔内圧を計測する圧力計及び前記管路内のガスの流れを計測する流量計を有し、

前記制御部は、前記流量計により前記体腔内圧調整装置外へと向かうガスの流れを検知し、且つ前記圧力計により体腔内圧が低下していることを検知した場合に、前記送気部による送気動作の制御を実行する

20

ことを特徴とする請求項 2 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 4】

前記吸引検知部は、体腔内圧を計測する圧力計及び前記管路内の差圧を計測する差圧計を有し、

前記制御部は、前記差圧計により前記体腔内圧調整装置外へと向かうガスの流れを検知し、且つ前記圧力計により体腔内圧が低下していることを検知した場合に、前記送気部による送気動作の制御を実行する

ことを特徴とする請求項 2 記載の体腔内圧調整装置。

30

【請求項 5】

前記制御部は、前記吸引検知部が前記吸引チャンネルを介して吸引動作が実行されていることを検知した場合には、前記送気部に対し、送気動作を停止するよう制御する

ことを特徴とする請求項 3 または 4 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記送気部による送気動作を停止させた後、前記吸引検知部が前記吸引チャンネルを介しての吸引動作が終了したことを認識すると、該送気部に対し、所定量の送気動作を行うよう制御を行う

ことを特徴とする請求項 5 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 7】

前記送気部は、電磁弁を有し、

前記制御部は、前記電磁弁の開閉を制御することにより、前記送気動作の停止や所定量の送気動作の実行を前記送気部に行わせる

ことを特徴とする請求項 6 記載の体腔内圧調整装置。

40

【請求項 8】

手動制御による吸引動作において吸引を行う吸引装置と、該手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と、該内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置とを有する内視鏡システムであって、

前記体腔内圧調整装置は、

50

前記鉗子チャンネルを介して、送気動作を行う送気部と、

体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとを計測する吸引検知部と、

前記吸引検知部の検知結果に応じて、前記送気部による送気動作を制御し、該吸引検知部において計測した体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとにより、前記送気部が送気動作を実行している間に、前記吸引チャンネルを介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、該送気部による送気動作を停止させる制御部と

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置、及び体腔内圧調整装置を有する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡を用いて体腔内の検査や治療を行うときは、外部から体腔内にガスを送り込み、ガスの圧力で体腔内壁を適度に伸展させて観察視野を確保する必要がある。このため、内視鏡システムでは、一般的に、ガスを体腔内に送り込む送気手段と、体腔内からガスを吸い出す吸引手段とを有する。術者は、内視鏡の操作部を操作して送気手段と吸引手段とを手動で制御することで、体腔内圧を調整する。体腔内圧の調整以外にも、ガスと共に吸引される汚物等を体腔内から除去するために、手動制御による吸引動作を実行することもある。

20

【0003】

これまでの内視鏡は検査に用いられることが多かったが、近年では、内視鏡下の手技も普及してきている。これに伴い、医師が手技中に行う動作も複雑化してきており、負担も大きくなってきている。この中で医師の負担を軽減するため、内視鏡関連装置の操作を簡略化することが求められており、内視鏡用の送気装置においては、体腔内圧の調整の自動化を望む声が挙がっていた。

【0004】

30

そこで、手動制御による送気手段と吸引手段のほかに、自動吸引を行う第2の吸引手段を備える体腔内圧調整装置について開示されている（例えば、特許文献1）。これによれば、体腔内圧調整装置は、第2の吸引手段、体腔内圧を計測する圧力センサ及び第2の吸引手段を制御する制御手段を有し、内視鏡検査や治療の際に、圧力センサで検知した体腔内圧に応じて第2の吸引手段を制御して自動吸引を行う。

【0005】

更には、吸引だけでなく、送気についても自動で行うことにより、体腔内圧の調整について、術者にかかる負担を更に軽減することのできる技術についても開示されている（例えば、特許文献2、3及び4）。これによれば、送気した空気の送気量や送水した水の送水量、吸引物の吸引量を検出して、送気機構、送水機構及び吸引機構を制御することにより、高精度な送気、送水及び吸引操作が実現される。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平3-24844号公報

【特許文献2】特開2007-20798号公報

【特許文献3】特開2010-88572号公報

【特許文献4】特開2006-181108号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 7 】

内視鏡の管路は、送気送水チャンネルと吸引チャンネルと鉗子チャンネルとから構成され、鉗子チャンネルは、管路の途中で吸引チャンネルに交わる。通常、内視鏡経由で送気を行うときは、送気送水チャンネル経由で行われるが、このチャンネル径は小さいため、体腔内圧調整装置は、高い圧力で送気する必要がある。この場合、高い圧力で送気を行っているため、内視鏡の耐圧を高く設計する必要がある。これを解決するため、送気送水チャンネルよりも径が大きい鉗子チャンネル経由で送気する必要がある。

【 0 0 0 8 】

しかし、この構成においても、体腔内圧調整装置が自動制御による送気動作を実施しているときに体腔内の汚物等を除去する目的で術者が手動制御による吸引を行うと、鉗子チャンネルと吸引チャンネルとが交わっているために、体腔内圧調整装置からの送ガスを吸引してしまい、体腔内の汚物等の除去に支障を来すことがある。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の態様の一つである体腔内圧調整装置は、手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置であって、前記鉗子チャンネルを介して、送気動作を行う送気部と、体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとを計測する吸引検知部と、前記吸引検知部の検知結果に応じて、前記送気部による送気動作を制御し、該吸引検知部において計測した体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとにより、前記送気部が送気動作を実行している間に、前記吸引チャンネルを介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、該送気部による送気動作を停止させる制御部と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

また、本発明の態様の一つである内視鏡システムは、手動制御による吸引動作において吸引を行う吸引装置と、該手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と、該内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置とを有する内視鏡システムであって、前記体腔内圧調整装置は、前記鉗子チャンネルを介して、送気動作を行う送気部と、体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとを計測する吸引検知部と、前記吸引検知部の検知結果に応じて、前記送気部による送気動作を制御し、該吸引検知部において計測した体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとにより、前記送気部が送気動作を実行している間に、前記吸引チャンネルを介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、該送気部による送気動作を停止させる制御部と、を備えることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、体腔内圧の調整に関して術者にかかる負担を軽減しつつ、自動で送気／吸引動作を実行する体腔内圧調整装置の動作中に術者が手動制御による吸引動作を実行することによって生ずる不具合を回避することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明の実施形態に係る体腔内圧調整装置を有する内視鏡システムの使用環境を説明する図である。

【図 2】内視鏡システムの管路構成に関する部分を模式化した図である。

【図 3】第 1 の実施形態に係る内視鏡の鉗子チャンネル及び吸引チャンネルの構造を説明する図である。

【図 4】体腔内圧の調整処理についての第 1 の実施形態に係る体腔内圧調整装置の各部の状態を表したタイミングチャートである。

【図 5】制御回路による圧力調整処理を示したフローチャートである。

50

【図 6】第 1 の実施形態に係る体腔内圧調整装置の制御回路による各フェーズにおける制御処理を示したフローチャートである。

【図 7】第 2 の実施形態に係る体腔内圧調整装置の構成図である。

【図 8】第 3 の実施形態に係る体腔内圧調整装置の制御回路による各フェーズにおける制御処理を示したフローチャートである。

【図 9】第 4 の実施形態に係る内視鏡システムの管路構成に関する部分を模式化した図である。

【図 10】体腔内圧の調整処理についての第 4 の実施形態に係る体腔内圧調整装置の各部の状態を表したタイミングチャートである。

【図 11】第 4 の実施形態に係る体腔内圧調整装置の制御回路による各フェーズにおける制御処理を示したフローチャートである。

【図 12】内視鏡システムの管路構成の他の例を模式化した図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

< 第 1 の実施形態 >

図 1 は、本発明の実施形態に係る体腔内圧調整装置を有する内視鏡システムの使用環境を説明する図である。図 1 に示すとおり、本実施形態においては、内視鏡システムは、内視鏡 1、モニタ 10、映像処理装置 11、光源装置 9、体腔内圧調整装置 8 及び吸引装置 15 を有する。

【0014】

内視鏡 1 は、挿入部 2、操作部 3 及びコネクタ部 4 を有する。挿入部 2 は、患者の体腔内 5 へと挿通される部分であり、先端には、撮像素子をはじめとした光学系部材を内蔵している。操作部 3 は、内視鏡 1 を操作するための電氣的及び機械的な種々の操作ボタンで構成される。操作部 3 の周辺には、鉗子挿入口 6 が設けられている。

【0015】

体腔内圧調整装置 8 は、鉗子挿入口 6 に接続されるガストューブ 7 を介して、内視鏡 1 の鉗子チャンネルと接続され、鉗子チャンネルを介して送気または吸引を行って、体腔内圧を調整する。

【0016】

コネクタ部 4 は、光源装置 9 や映像処理装置 11 と接続される。光源装置 9 は、照明ランプを具備し、内視鏡 1 に照明光を供給する。映像処理装置 11 は、内視鏡像を観察するためのモニタ 10 との通信手段を備え、内視鏡 1 を用いて取得した内視鏡像の画像処理を行う。

【0017】

また、コネクタ部 4 は、下端に吸引口 12 を有する。内視鏡 1 の管路は、吸引口 12 において内視鏡 1 と接続される吸引チューブ 13、吸引ボトル 14 を介し、吸引装置 15 と接続されている。

【0018】

ここで、本実施形態に係る内視鏡システムでは、体腔内圧調整装置 8 が鉗子チャンネルを介して送気動作や吸引動作を実行することにより、体腔内圧を調整する。その一方で、内視鏡 1 を用いて体腔内の検査や治療を行う際には、体腔内圧調整装置 8 による吸引動作等とは別に、汚物等を除去するために、術者が手動制御で吸引動作を実行する必要がある。吸引装置 15 は、術者が手動制御により吸引動作を実行するときに使用され、吸引チャンネルを介して体腔内のガスや体腔内の汚物等を吸引する。吸引装置 15 がガスとともに吸引した体腔内の汚物等は、吸引ボトル 14 にて回収される。

【0019】

図 2 は、図 1 に示す内視鏡システムの管路構成に関する部分を模式化した図である。図 2 に示す構成のうち、図 1 と同様の構成については、同一の符号を付しており、以降の図面についても同様とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

吸引装置 1 5 は、吸引ポンプ 1 6 を内蔵する。吸引ポンプ 1 6 は、吸引ボトル 1 4 を介して吸引口 1 2 に通じており、内視鏡 1 内部の吸引チャンネル 1 7 へとつながっている。吸引チャンネル 1 7 は、操作部 3 の手動弁 1 8 を介して鉗子チャンネル 1 9 とつながっている。鉗子チャンネル 1 9 は、操作部 3 周辺の鉗子挿入口 6 及び内視鏡 1 の先端 2 0 に開口されており、内視鏡 1 を用いて体腔内の検査や治療を行うときには、鉗子挿入口 6 を介して処置具を挿入することができる。実施例では、体腔内圧調整装置 8 が、鉗子挿入口 6 を介して鉗子チャンネル 1 9 と接続される。

【 0 0 2 1 】

体腔内圧調整装置 8 は、吸引部 2 3、送気部 2 4、圧力計 2 1、流量計 2 2 及び制御回路 2 5 を有し、鉗子チャンネル 1 9 を通じて体腔内へのガスの送気や体腔内からのガスの吸引を行い、体腔内圧を調整する。

10

【 0 0 2 2 】

吸引部 2 3 は、吸引ポンプ 2 6 及び電磁弁 2 7 を有する。吸引ポンプ 2 6 は常に動作して負圧がかかっており、電磁弁 2 7 を開くと、鉗子チャンネル 1 9 を介して体腔内のガスを吸引する。

【 0 0 2 3 】

送気部 2 4 は、送気ポンプ 2 8 及び電磁弁 2 9 を有する。送気ポンプ 2 8 は常に動作して正圧がかかっており、電磁弁 2 9 を開くと、鉗子チャンネル 1 9 を介して体腔内に送気を行う。

20

【 0 0 2 4 】

圧力計 2 1 は、体腔内圧を計測し、流量計 2 2 は、管路内のガスの流れを計測する。

【 0 0 2 5 】

制御回路 2 5 は、圧力計 2 1 の計測値（以下、計測圧とする）が所定の圧力値（以下、設定圧とする）に満たない場合や設定圧を超える場合は、それぞれ送気部 2 4 の電磁弁 2 9 や吸引部 2 3 の電磁弁 2 7 の開閉を制御する。

【 0 0 2 6 】

また、制御回路 2 5 は、圧力計 2 1 及び流量計 2 2 で計測する計測圧及び流量に基づき、図 1 の吸引装置 1 5 が吸引チャンネル 1 7 を介して吸引動作を実行していると判断する。制御回路 2 5 は、圧力計 2 1 及び流量計 2 2 の計測結果より、送気部 2 4 が送気動作を実行している間に、吸引装置 1 5 が吸引動作を実行中であると判断した場合には、送気部 2 4 による送気動作の制御を行う。これは、体腔内圧調整装置 8 が鉗子挿入口 6 を介して接続されている鉗子チャンネル 1 9 が、吸引装置 1 5 とつながっている吸引チャンネル 1 7 と管路を一部共有していることによる。本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 による送気 / 吸引の制御と内視鏡 1 の管路の構造との関係について、図 3 を参照して説明する。

30

【 0 0 2 7 】

図 3 は、本実施形態に係る内視鏡 1 の鉗子チャンネル 1 9 及び吸引チャンネル 1 7 の構造を説明する図である。

【 0 0 2 8 】

前述のとおり、体腔内圧調整装置 8 は、鉗子挿入口 6 を介して内視鏡 1 の鉗子チャンネル 1 9 に接続され、鉗子チャンネル 1 9 を介して、自動制御による送気動作及び吸引動作を行う。一方、吸引装置 1 5 は、コネクタ部 4 の吸引口 1 2 を介して内視鏡 1 の吸引チャンネル 1 7 と接続され、吸引チャンネル 1 7 を介して、手動制御による吸引動作を行う。

40

【 0 0 2 9 】

吸引装置 1 5 は、内部の吸引ポンプ 1 6 より生じた吸引力によって、鉗子チャンネル 1 9 から吸引チャンネル 1 7 を通じて、体腔内の汚物を吸引する。通常は、操作部 3 の手動弁 1 8 により、吸引チャンネル 1 7 と鉗子チャンネル 1 9 とが遮蔽されているため、吸引装置 1 5 による吸引は行われない。術者が操作部 3 の手動弁 1 8 を押下すると、弁が開き、吸引チャンネル 1 7 と鉗子チャンネル 1 9 とが管路的に接続されて、吸引が可能となる。

50

【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、内視鏡 1 の鉗子チャンネル 1 9 及び吸引チャンネル 1 7 は、挿入部 2 の一部において管路を共有している。このため、手動制御による吸引動作において、吸引装置 1 5 が吸引チャンネル 1 7 を介してガスを吸引した場合には、鉗子挿入口 6 を通じて内視鏡 1 の鉗子チャンネル 1 9 と管路が接続される体腔内圧調整装置 8 においても、管路内のガスが吸引される。したがって、手動制御での吸引動作の実行時には、体腔内圧調整装置 8 は、装置の外部へと向かうガスの流れを検知し、管路内の圧力の低下を検知することとなる。

【 0 0 3 1 】

前述のとおり、体腔内圧調整装置 8 は、管路内の圧力の低下を検知すると、送気部 2 4 による送気動作を実行する。しかし、術者が操作部 3 の手動弁 1 8 を操作して手動制御による吸引動作を実行しているときに、体腔内圧調整装置 8 が送気動作を行ってしまうと、手動制御による吸引力が低下し、汚物等の除去に支障を来すことがある。

【 0 0 3 2 】

そこで、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の制御回路 2 5 は、計測圧と設定圧とを比較して、体腔内圧を一定に維持するための送気 / 吸引の制御を行うだけでなく、流量計 2 2 及び圧力計 2 1 の計測値に基づき、吸引装置 1 5 が吸引動作を実行していることを認識し、これに応じた送気 / 吸引の制御を行う。以下に体腔内圧調整装置 8 による送気 / 吸引の制御の方法について、具体的に説明する。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、体腔内圧の調整処理についての本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の各部の状態を表したタイミングチャートである。図 4 のタイミングチャートのうち、縦軸は各部の状態、横軸は時間を表す。

【 0 0 3 4 】

まず、図 4 を参照して、体腔内圧の調整に関し、体腔内圧調整装置 8 の圧力計 2 1、流量計 2 2、吸引部 2 3 の電磁弁 2 7、送気部 2 4 の電磁弁 2 9、及び内視鏡 1 の操作部 3 に設けられる手動弁 1 8 の各部がどのように動作するかについて説明する。

【 0 0 3 5 】

以下においては、体腔内圧を所定の設定圧に維持するための処理を実行している期間をフェーズ A、術者が手動制御により吸引動作を行っている期間をフェーズ B、手動制御による吸引動作の終了後、フェーズ A の処理を開始するまでの期間をフェーズ C とする。

【 0 0 3 6 】

フェーズ A においては、設定圧に対して圧力計 2 1 が計測する値が高いか低いかに応じて、送気部 2 4 の電磁弁 2 9 や吸引部 2 3 の電磁弁 2 7 を開閉させて、送気動作や吸引動作を実行させる。以下の説明では、フェーズ A における体腔内圧を設定圧に維持するために送気 / 吸引動作を実行する処理を、体腔内圧調整処理という。

【 0 0 3 7 】

例えば、図 4 (d) に示すように、初期状態 (時刻 $t = 0$) では、圧力計 2 1 が計測する体腔内圧は、設定圧よりも低い。このため、図 4 (a) に示すように、時刻 t_1 から所定の期間に亘り、送気部 2 4 の電磁弁 2 9 を開いておく。流量計 2 2 では、送気によるガスの流れ、すなわち体腔内圧調整装置 8 から内視鏡 1 側へのガスの流れを検知し、圧力計 2 1 の計測値は上昇する (図 4 (d) (e) の時刻 $t_1 \sim t_2$ 参照) 。

【 0 0 3 8 】

ここで、送気動作中や吸引動作中に圧力計 2 1 で計測する値は、体腔内圧値とは一致しない点に留意すべきである。例えば、電磁弁 2 9 を開いて送気を行っている間 $t_1 \sim t_2$ は、圧力計 2 1 に送気圧がかかり、圧力計 2 1 の計測値が一時的に上昇する。しかし、このような圧力の上昇は一時的なものであり、電磁弁 2 9 を閉じると、再び正確な体腔内圧を計測できる。

【 0 0 3 9 】

また、流量計 2 2 は、電磁弁 2 9 や電磁弁 2 7 を開いている間は、ガスの流れを検知す

10

20

30

40

50

る。ここで、流量計の中には、一方の流れのみしか計測できないものもあるが、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の流量計 2 2 は、少なくとも、送気時のガスの流れを検知する必要がある。実施例では、図 4 (e) に示すように、送気時及び吸引時のいずれの方向についてもガスの流れを検知することが可能な流量計 2 2 を使用しており、また、送気時のガスの流れを正方向とする。

【 0 0 4 0 】

図 4 に示す例では、電磁弁 2 9 を閉じた後に圧力計 2 1 で計測した体腔内圧がまだ設定圧に満たないため、更に送気部 2 4 による送気動作を実行させる。電磁弁 2 9 を開き、所定の期間 $t_3 \sim t_4$ の経過後に電磁弁 2 9 を閉じる。図 4 においては、その後圧力計 2 2 で計測した体腔内圧は、設定圧を超えている場合を例示する (図 4 (d) の時刻 t_4 参照)。

10

【 0 0 4 1 】

体腔内圧が設定圧を超えている場合は、吸引部 2 3 の電磁弁 2 7 を開いて、吸引動作を実行する。前述のとおり、電磁弁 2 7 を開いて吸引を行っている間は、吸引圧がかかるため、送気動作中と同様に、正確な体腔内圧を計測することができない。しかし、吸引時についても前述の送気時と同様に、電磁弁 2 7 を閉じた後に圧力の計測を行うことにより、正確な体腔内圧を計測することができる。図 4 においては、所定の期間 $t_5 \sim t_6$ に亘り吸引動作を実行することにより、体腔内圧が設定圧に到達した場合を例示する (図 4 (b) (d) (e) の時刻 $t_5 \sim t_6$ 参照)。

【 0 0 4 2 】

20

フェーズ B においては、図 4 (c) に示すように、操作部 3 の手動弁 1 8 が押下されて手動弁 1 8 が開状態になっている期間 $t_7 \sim t_9$ に亘り、吸引装置 1 5 は、吸引チャンネル 1 7 を介して吸引動作を実行する。

【 0 0 4 3 】

フェーズ B においては、吸引装置 1 5 の吸引動作によって、体腔内圧調整装置 8 の管路に溜まっていたガスが吸引されることにより、送気部 2 4 の電磁弁 2 9 は閉じているにも関わらず、流量計 2 2 はガスの流れを検知する (図 4 (e) の時刻 $t_7 \sim t_8$ 参照)。また、手動弁 1 8 の開放後、体腔内圧調整装置 8 の管路内のガスも吸引されることにより、圧力計 2 1 の計測値は次第に減少していく (図 4 (d) の時刻 t_7 以降参照)。

【 0 0 4 4 】

30

なお、実施例では、正圧のみを計測できる圧力計 2 1 を使用しているため、手動弁 1 8 の開放後、圧力計 2 1 の計測値は「 0 」となる (図 4 (d) の時刻 t_8 参照)。但し、体腔内圧の値自体がゼロとなっているわけではなく、実際には、管路内は負圧となっている。吸引装置 1 5 内の吸引ポンプ 1 6 による吸引圧が管路内に作用することによる。

【 0 0 4 5 】

時刻 t_9 で操作部 3 の手動弁 1 8 の押下が終了し、フェーズ C に入ると、吸引装置 1 5 からの吸引動作が停止したことにより、圧力計 2 1 の計測値は、再び上昇に転ずる。これは、手動弁 1 8 を閉じると、それまで管路内に作用していた吸引圧が除去されて、体腔内のガスの一部が管路内に流れ込むことで、体腔内と管路内とで圧力が等しくなる (平衡化する) ためである。フェーズ C では、フェーズ B において下がっていた圧力が上昇するため、ガスは体腔内圧調整装置 8 に流入する方向 (負方向) で流れる (図 4 (e) の時刻 t_9 以降参照)。圧力が平衡化した後は、上記と同様に、フェーズ A の体腔内圧調整処理を実行していく。

40

【 0 0 4 6 】

次に、図 5 及び図 6 を参照して、制御回路 2 5 が、図 4 の各フェーズ A ~ C において、体腔内圧調整装置 8 内の各部を制御する方法について説明する。

【 0 0 4 7 】

図 5 は、制御回路 2 5 による圧力調整処理を示したフローチャートである。例えば、体腔内圧調整装置 8 の制御回路 2 5 は、定期的に図 5 に示す処理を実行する。

【 0 0 4 8 】

50

まず、ステップ S 1 で、制御回路 2 5 は、圧力計 2 1 から計測値を取得して、ステップ S 2 で、計測圧と図 2 においては不図示のメモリ等に記憶する設定圧とを比較する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 2 の判定において、計測値が設定圧を下回る場合は、制御回路 2 5 は、ステップ S 3 へと処理を移行させる。そして、ステップ S 3 で、制御回路 2 5 は、送気部 2 4 の電磁弁 2 9 を開くよう制御し、ステップ S 4 で、所定の期間送気動作を実行させる。ステップ S 5 で、制御回路 2 5 は、送気部 2 4 の電磁弁 2 9 を閉じるよう制御し、処理を終了する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 2 の判定において、計測値が設定圧以上である場合は、制御回路 2 5 は、ステップ S 6 へと処理を移行させる。そして、ステップ S 6 で、制御回路 2 5 は、吸引部 2 3 の電磁弁 2 7 を開くよう制御し、ステップ S 7 で、所定の期間吸引動作を実行させる。ステップ S 8 で、制御回路 2 5 は、吸引部 2 3 の電磁弁 2 7 を閉じるよう制御し、処理を終了する。

【 0 0 5 1 】

制御回路 2 5 は、術者が手動制御による吸引動作を行っておらず、体腔内と体腔内圧調整装置 8 の管路内とで圧力が平衡状態にあれば、図 5 に示す一連の処理を実行する。次に、図 6 を参照して、制御回路 2 5 が図 4 の各フェーズ A ~ C においてどのような制御を行うかについて、具体的に説明する。

【 0 0 5 2 】

図 6 は、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の制御回路 2 5 による各フェーズにおける制御処理を示したフローチャートである。制御回路 2 5 は、例えば体腔内圧調整装置 8 が起動し、圧力調整処理を開始する旨の指示を受けると、図 6 に示す処理を開始する。

【 0 0 5 3 】

まず先に説明した図 5 のフローチャートに示すとおり、ステップ S 1 3 の圧力調整処理を実施する。その後、ステップ S 1 1 で、制御回路 2 5 は、流量計 2 2 から計測値を取得して、ステップ S 1 2 で、体腔内圧調整装置 8 を送気方向のガスの流れが検知されたか否かを判定する。送気方向のガスの流れを検知しなかった場合、すなわち正の計測値を検知しなかった場合は、処理をステップ S 1 3 へと移行させる。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 3 で、制御回路 2 5 は、圧力調整処理を実行すると、処理をステップ S 1 1 に戻す。

【 0 0 5 5 】

一方、ステップ S 1 2 の判定において、送気方向のガスの流れ（正の計測値）を検知した場合は、制御回路 2 5 は、処理をステップ S 1 4 へと移行させる。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 4 で、制御回路 2 5 は、圧力計 2 1 から計測値を取得して、ステップ S 1 5 で、取得した計測値を参照して、圧力が上昇しているか否かを判定する。圧力が上昇しているか否かは、例えば、先に圧力計 2 1 から取得し、メモリ等の記憶手段に記憶しておいた計測値と、ステップ S 1 4 で取得した計測値とを比較することにより判定する。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 5 において、圧力の上昇が見られない場合は、ステップ S 1 4 に戻り、圧力が上昇し始めるまで、同様の処理を繰り返す。これは、ステップ S 1 2 においてガスの流量として、正の方向の流れを検知し、且つ圧力が上昇していない場合は、ガスの流れが送気部 2 4 の送気動作によるものでなく、吸引装置 1 5 の吸引動作によるものであると判断できるためである。ステップ S 1 5 において、圧力の上昇が検知されると、制御回路 2 5 は、処理をステップ S 1 1 に戻す。

【 0 0 5 8 】

なお、圧力調整処理において、送気部 2 4 による送気動作を実行している間も流量計 2 2 の計測値は正の値をとる。しかし、体腔内圧を設定圧に維持するための圧力調整処理で

10

20

30

40

50

は、図 5 のステップ S 4 の所定の期間に限り送気を行い、ステップ S 5 で送気部 2 4 の電磁弁 2 9 を閉じてから処理を終了している。このため、ステップ S 1 1 でガスの流量として、正の計測値を検知した場合は、体腔内圧調整装置 8 の送気動作によるものではないと判断することができる。

【 0 0 5 9 】

また、ステップ S 1 5 の判定においては、圧力が変動し、上昇し始めたことを認識できた場合には、図 4 のフェーズ B からフェーズ C へとフェーズが移行したと判断し、手動制御による吸引動作が終了したと判断している。

【 0 0 6 0 】

以上説明したように、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 によれば、流量計 2 2 及び圧力計 2 1 の計測値から、吸引チャンネル 1 7 を介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知する。手動制御による吸引動作が実行されていることを検知すると、送気部 2 4 による送気動作を制御する。具体的には、送気部 2 4 による送気動作を停止させる。手動制御による吸引動作によって管路内の圧力は低下するが、検知した圧力をそのまま認識して送気動作を行ってしまうことのないよう制御することで、手動制御による吸引の吸引力が低下することを回避する。圧力計 2 1 が計測する計測圧に応じて体腔内圧を設定値に維持することにより、体腔内圧の調整に関して術者にかかる負担を軽減しつつ、術者が手動制御による吸引動作を実行することによって生ずる、体腔内の汚物等の除去に支障を来す等の不具合を回避する。

【 0 0 6 1 】

更には、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 によれば、鉗子挿入口 6 を介して鉗子チャンネル 1 9 と接続する構成をとる。従来の内視鏡の構成では、図 1 の操作部 3 に、手動制御による送気動作や吸引動作を行うときに使用する弁（図 2 の手動弁 1 8 等）が設けられている。体腔内圧調整装置 8 を操作部 3 よりも上流側の鉗子挿入口 6 を介して接続する構成とすることで、操作部 3 の弁を押下して手動で送気 / 吸引を行う従来の内視鏡であっても、構成に変更を加えることなく、上記の送気 / 吸引の動作の制御を実行することが可能となる。

< 第 2 の実施形態 >

上記の実施形態においては、流量計 2 2 を用いて、管路内のガスの流れの方向を検知している。これに対し、本実施形態においては、流量計ではなく、差圧計を用いる点で異なる。

【 0 0 6 2 】

以下に、上記の実施形態と異なる点を中心に、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 について説明する。

【 0 0 6 3 】

本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 を有する内視鏡システムの使用環境については、上記の実施形態と同様であり、図 1 に示すとおりである。

【 0 0 6 4 】

図 7 は、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の構成図である。図面においては、上記の実施形態と同様の構成には同一の符号を付している。内視鏡 1 の管路構成等については、上記の実施形態と同様であり、図 2 や図 3 に示すとおりであるため、図 7 においては記載を省略している。

【 0 0 6 5 】

前述のとおり、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 は、流量計 2 2 の代わりに、差圧計 3 0 を備えている。差圧計 3 0 は、2 つのポートを備え、各ポートの圧力を計測して、体腔内圧調整装置 8 内の管路上の 2 定点の圧力差を検出する。検出した圧力差から、制御回路 2 5 は、ガスの流れ及びその向きを判断する。

【 0 0 6 6 】

図 7 に示す構成の体腔内圧調整装置 8 を用いた場合の図 4 の各フェーズ A ~ C における各部の動作等については、上記の実施形態の説明において図 4 ~ 6 を参照して説明したと

おりである。

【 0 0 6 7 】

本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 によれば、上記の実施形態と同様の方法により、手動制御による吸引動作を検知して、送気部 2 4 及び吸引部 2 3 による送気動作や吸引動作の制御を行うことが可能となる。これにより、上記の第 1 の実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 と同様の効果を得る。

< 第 3 の実施形態 >

上記の第 1 及び第 2 の実施形態においては、手動制御による吸引動作が終了したことを検知した後は、特に処理を行っていない。これに対し、本実施形態においては、手動制御による吸引動作の終了を検知すると、送気動作を実行する点で異なる。

10

【 0 0 6 8 】

以下に、上記の実施形態と異なる点を中心に、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 について説明する。

【 0 0 6 9 】

本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 を有する内視鏡システムの使用環境については、上記の第 1 及び第 2 の実施形態と同様であり、図 1 を参照して説明したとおりである。体腔内圧調整装置 8 の構成については、第 1 及び第 2 の実施形態のいずれの構成をとってもよく、体腔内圧調整装置 8 の各部の動作については、図 4 ~ 図 6 を参照して説明したとおりである。

【 0 0 7 0 】

20

図 8 は、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の制御回路 2 5 による各フェーズにおける制御処理を示したフローチャートである。制御回路 2 5 は、例えば体腔内圧調整装置 8 が起動し、圧力調整処理を開始する旨の指示を受けると、図 8 に示す処理を開始する。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 1 ~ ステップ S 2 5 の処理については、それぞれ図 6 のステップ S 1 1 ~ ステップ S 1 5 の処理と同様である。ステップ S 2 3 の圧力調整処理は、先に図 5 を参照して説明したとおりである。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 5 で、制御回路 2 5 は、圧力の上昇を検知した場合はステップ S 2 6 へと処理を移行させ、送気部 2 4 に対し、一定量の送気を行わせてから、ステップ S 2 1 に戻る。

30

【 0 0 7 3 】

一般的に、手動制御による吸引動作によって、内視鏡 1 の管路内は吸引圧によって負圧となる。その後、手動制御による吸引動作を終了させると、鉗子チャンネル 1 9 内に溜まっていた汚物がガスチューブ 7 内の負圧に導かれて体腔内圧調整装置 8 内に流入してしまうことがある。そこで、本実施形態においては、ステップ S 2 5 において、手動制御による吸引動作の終了を認識すると、一定量の送気を行って、汚物の流入を防いでいる。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 2 5 では、ガスチューブ 7 の容量分のガスを送気しておくのが好ましく、実施例では、例えば 1 0 c c 程度の送気を行う。

40

【 0 0 7 5 】

以上説明したように、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 によれば、手動制御による吸引動作が終了した後に、所定量の送気を行う。これにより、上記の第 1 及び第 2 の実施形態と同様の効果に加えて、更に、鉗子チャンネル 1 9 内に溜まっていた汚物等が体腔内圧調整装置 8 内に流入し、装置を汚染してしまう現象を回避することが可能となる。

< 第 4 の実施形態 >

上記の第 1 ~ 第 3 の実施形態においては、内視鏡 1 の鉗子チャンネルは 1 本であり、体腔内圧調整装置 8 が接続される鉗子チャンネル 1 9 は、吸引チャンネル 1 7 と管路を共有している。これに対し、本実施形態においては、内視鏡 1 が 2 本の鉗子チャンネルを備えており、このうち、体腔内圧調整装置 8 が鉗子挿入口を介して接続される方の鉗子チャン

50

ネルは、吸引チャンネルと管路を共有していない点で異なる。

【 0 0 7 6 】

以下に、上記の第 1 ～ 第 3 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 7 7 】

本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 を有する内視鏡システムの使用環境については、上記の実施形態と同様であり、図 1 を参照して説明したとおりである。

【 0 0 7 8 】

図 9 は、本実施形態に係る内視鏡システムの管路構成に関する部分を模式化した図である。図 9 に示す構成のうち、上記の実施形態と同様の構成については同一の符号を付している。

10

【 0 0 7 9 】

なお、体腔内圧調整装置 8 の構成としては、図 9 においては、第 1 の実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の構成と同様の構成をとる場合を例示しているが、これに限定されるものではない。例えば、第 2 の実施形態に係る体腔内圧調整装置のように、流量計 2 2 の代わりに差圧計 3 0 を備える構成であってもよい。

【 0 0 8 0 】

前述のとおり、本実施形態において使用する内視鏡 1 は、鉗子チャンネルを 2 本備える 2 チャンネル式の内視鏡装置である。2 本の鉗子チャンネルのうち、一方の鉗子チャンネル 1 9 は、吸引チャンネル 1 7 と直接につながっているが、他方の鉗子チャンネル 3 3 は、吸引チャンネル 1 7 とは直接にはつながっていない。本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 は、内視鏡 1 に設けられた鉗子挿入口 3 2 を介して、鉗子チャンネル 3 3 と接続される。

20

【 0 0 8 1 】

ここで、体腔内圧調整装置 8 が 2 チャンネル式の内視鏡 1 と鉗子挿入口 3 2 を介して接続される場合であっても、吸引チャンネル 1 7 を介して手動制御による吸引が実行されると、体腔を通じて鉗子チャンネル 3 3、及び体腔内圧調整装置 8 の管路内に溜まっていたガスも吸引される。このため、手動制御による吸引の実行時には、圧力計 2 1 が計測する圧力も低下する。そこで、上記の実施形態と同様に、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 についても、手動制御による吸引動作を実行しているときに送気部 2 4 による送気動作を行ってしまうことのないよう、圧力計 2 1 及び流量計 2 2 の計測値に基づき、送気 / 吸引の制御を行う。

30

【 0 0 8 2 】

本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 が、図 9 に示す管路構成をとる内視鏡 1 と接続される場合に、体腔内圧調整装置 8 の各部をどのように制御して送気 / 吸引動作を実行するかについて、具体的に説明する。

【 0 0 8 3 】

図 1 0 は、体腔内圧の調整処理についての本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の各部の状態を表したタイミングチャートである。図 4 と同様に、縦軸は各部の状態、横軸は時間を表す。また、図 1 0 においては、図 4 のタイミングチャートと同様の構成については同一の符号を付している。

40

【 0 0 8 4 】

まず、図 1 0 を参照して、体腔内圧の調整に関し、体腔内圧調整装置 8 の圧力計 2 1、流量計 2 2、吸引部 2 3 の電磁弁 2 7、送気部 2 4 の電磁弁 2 9、及び内視鏡 1 の操作部 3 に設けられる手動弁 1 8 の各部がどのように動作するかについて説明する。

【 0 0 8 5 】

図 4 の説明と同様に、体腔内圧調整処理を実行している期間をフェーズ A とする。術者が手動制御により吸引動作を行っている期間及び手動制御による吸引動作の終了後、フェーズ A の体腔内圧調整処理を開始するまでの期間については、上記の実施形態のそれと区別して、それぞれフェーズ B' 及びフェーズ C' とする。

【 0 0 8 6 】

50

フェーズ A (時刻 $t_1 \sim t_7$) における体腔内圧調整装置 8 の動作については、先に図 4 を参照して説明したとおりである。

【0087】

フェーズ B' においては、図 4 のフェーズ B (時刻 $t_7 \sim t_9$) と同様に、操作部 3 の手動弁 18 が押下されて手動弁 18 が開状態になっている期間 $t_7 \sim t_8'$ に亘り、吸引装置 15 は、吸引チャンネル 17 を介して吸引動作を実行する。

【0088】

ここで、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 では、鉗子挿入口 32 を介して接続している鉗子チャンネル 33 は、手動制御による吸引において使用される吸引チャンネル 17 と管路的なつながりを持たないため、鉗子チャンネル 33 には吸引圧がはたらかない。2 チャンネル式の内視鏡装置を使用する場合、鉗子チャンネル 33 に吸引圧がはたらかないため、体腔内圧調整装置 8 は、手動制御による吸引時であっても、鉗子チャンネル 33 及び鉗子チャンネル 19 を介して、正確な体腔内圧を計測することができる。

【0089】

具体的には、術者により操作部 3 の手動弁 18 が押下されている期間 (図 10 (c) の時刻 $t_7 \sim t_8'$) においては、圧力計 21 の計測値は、ゼロにはならず、吸引装置 15 によるガスの吸引にともなって徐々に低下していく (図 10 (d) の時刻 $t_7 \sim t_8'$ 参照)。

【0090】

吸引チャンネル 17 を介して体腔内のガスが吸引されると、鉗子チャンネル 33 も体腔へと通じているため、鉗子チャンネル 33 と接続されている体腔内圧調整装置 8 の管路内に溜まっていたガスも吸引される。このため、術者により手動弁 18 が押下されている間 $t_7 \sim t_8'$ においては、流量計 22 は、正の計測値を検知する (図 10 (e) の時刻 $t_7 \sim t_8'$ 参照)。

【0091】

時刻 t_8' で手動弁 18 の押下が終了し、フェーズ C' に入ると、吸引装置 15 からの吸引動作の停止により、体腔内圧の低下も止まり、圧力計 21 の計測値は、安定する。

【0092】

次に、図 11 を参照して、制御回路 25 が図 10 の各フェーズ A、B' ~ C' において体腔内圧調整装置 8 内の各部を制御する方法について説明する。

【0093】

図 11 は、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 の制御回路 25 による各フェーズにおける制御処理を示したフローチャートである。制御回路 25 は、例えば体腔内圧調整装置 8 が起動し、圧力調整処理を開始する旨の指示を受けると、図 11 に示す処理を開始する。

【0094】

ステップ S31 ~ ステップ S33 の処理については、それぞれ図 6 のステップ S11 ~ ステップ S13 の処理と同様である。ステップ S33 の圧力調整処理は、先に図 5 を参照して説明したとおりである。

【0095】

ステップ S32 の判定において、流量計 22 で送気方向のガスの流れ (正の計測値) を検知した場合は、制御回路 25 は、処理をステップ S34 へと移行させる。ステップ S22 の判定は、操作部 3 の手動弁 18 が押下され、吸引チャンネル 17 を介して吸引動作が行われている場合は、鉗子チャンネル 33、19 を介して体腔内圧調整装置 8 の管路内のガスも徐々に吸引されるため、流量計 22 にて正の流量が計測されることに基づく。

【0096】

ステップ S34 で、制御回路 25 は、圧力計 21 から計測値を取得して、ステップ S35 で、圧力が安定しているか否かを判定する。圧力が安定しているか否かは、例えば、先に圧力計 21 から取得し、メモリ等の記憶手段に記憶しておいた計測値と、ステップ S34 で取得した計測値とを比較することにより判定する。比較の結果、圧力の低下が止まっ

10

20

30

40

50

ている場合には、圧力が安定したと判定する。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 3 5 において、圧力が安定していない場合には、ステップ S 3 4 に戻り、圧力が安定するまで、同様の処理を繰り返す。これは、ステップ S 3 2 においてガスの正の流量を検知し、且つ圧力が安定していない場合には、ガスの流れが送気部 2 4 の送気動作によるものでなく、吸引装置 1 5 が吸引チャンネル 1 7 を介して吸引動作を行っていることによるものと判断できるためである。ステップ S 3 5 において、圧力の安定が検知されると、制御回路 2 5 は、処理をステップ S 3 1 に戻す。

【 0 0 9 8 】

なお、上記の実施例では、鉗子チャンネルを 2 本備える構成の内視鏡を例に説明しているが、これに限定されるものではない。3 本以上の鉗子チャンネルを備える場合であっても、同様の制御を行うことが可能である。すなわち、術者が手動制御による吸引動作を実行すると、体腔内圧調整装置 8 は、圧力の低下と、正方向のガスの流れを検知する。圧力の低下と正方向のガスの流れを検知した場合には、手動制御による吸引動作が開始したと判断し、送気部 2 4 による送気動作を停止させる。その後圧力が安定したことをもって、手動制御による吸引動作の終了を判断すると、体腔内圧を設定値に維持するための圧力調整処理を再開させる。

【 0 0 9 9 】

また、上記実施例において、吸引装置 1 5 が内視鏡の吸引チャンネル 1 7 に接続されているが、これに限定されるものではない。例えば、図 1 2 に示すように、吸引装置 1 5 は、ガスチューブ 7 を介して内視鏡の鉗子チャンネル 6 に接続されてもよい。このとき、吸引動作は、内視鏡の吸引ボタン 1 8 ではなく、吸引装置に接続されているフットスイッチを押下することで行われる。

【 0 1 0 0 】

以上説明したように、本実施形態に係る体腔内圧調整装置 8 によれば、鉗子チャンネルを複数本備える内視鏡 1 に接続される場合であっても、上記の実施形態と同様に、圧力計 2 1 や流量計 2 2 の検知結果から吸引チャンネル 1 7 を介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知することができる。検知結果に応じて送気部 2 4 の送気動作を制御することで、上記の実施形態と同様の効果を得る。

【 0 1 0 1 】

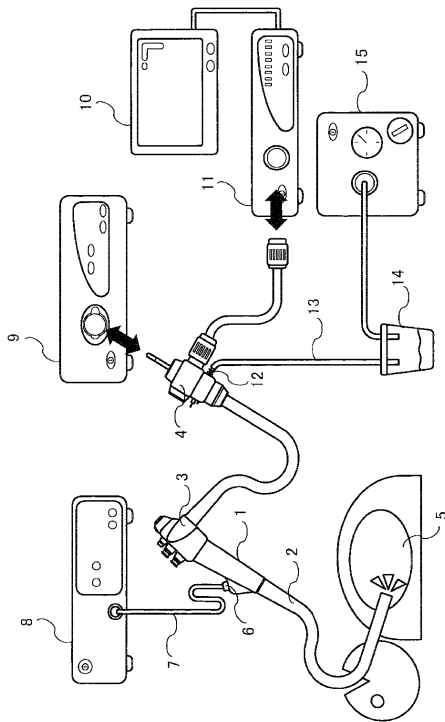
この他にも、本発明は、本発明の要旨を逸脱しない範囲内で、種々の改良及び変更が可能である。例えば、前述の各実施形態に示された全体構成からいくつかの構成要素を削除してもよく、更には各実施形態の異なる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

10

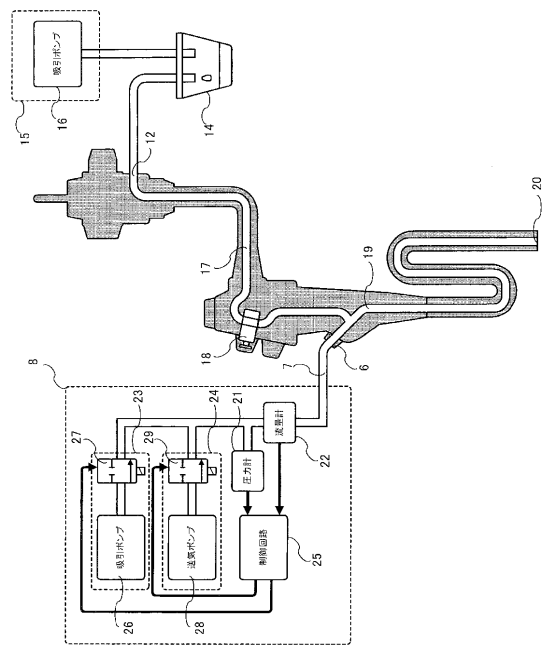
20

30

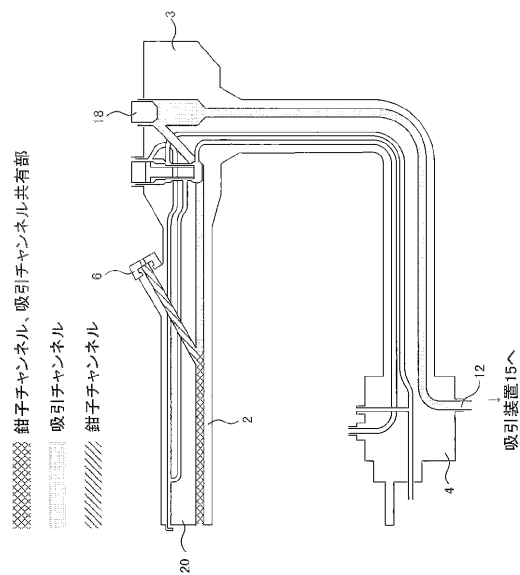
【 図 1 】



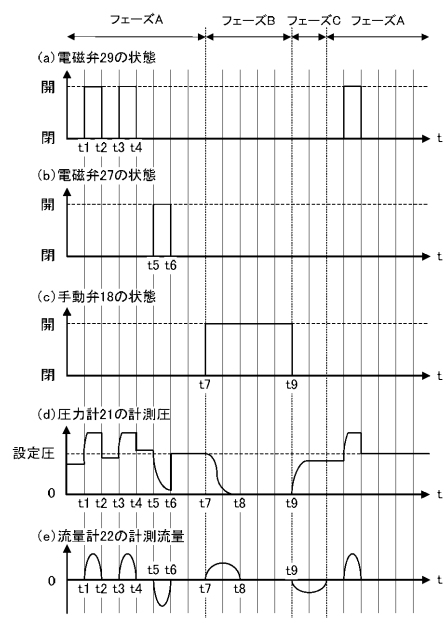
【圖 2】



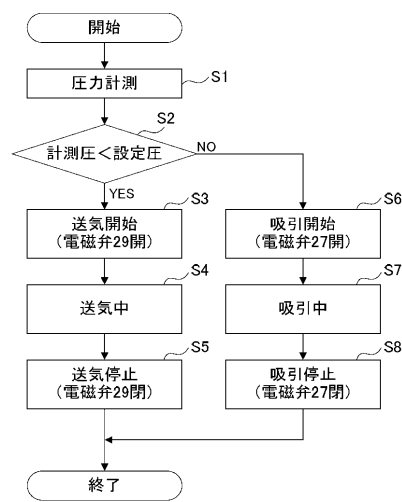
【 図 3 】



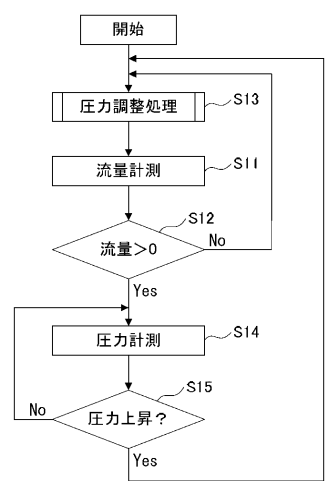
【 図 4 】



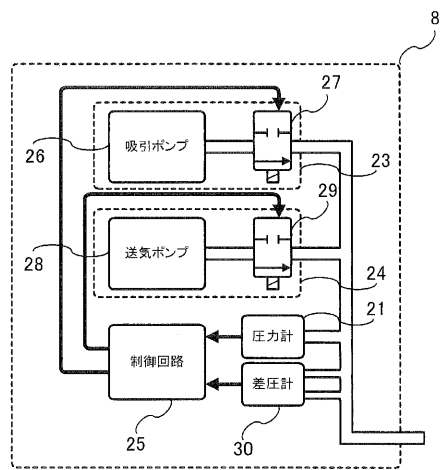
【図5】



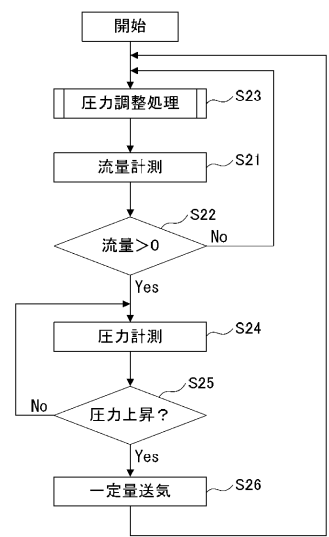
【図6】



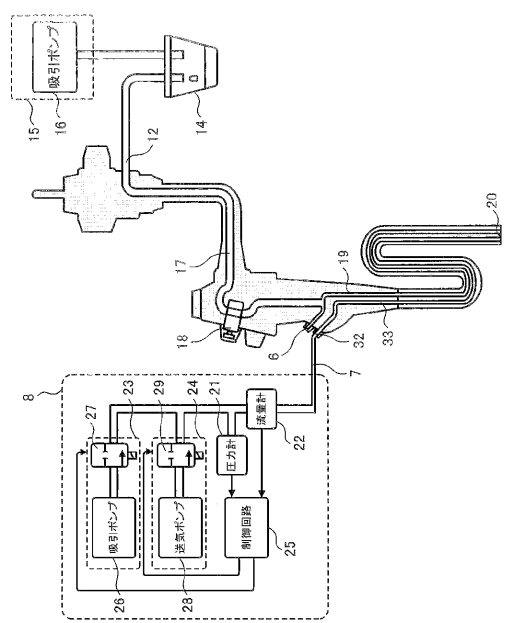
【図7】



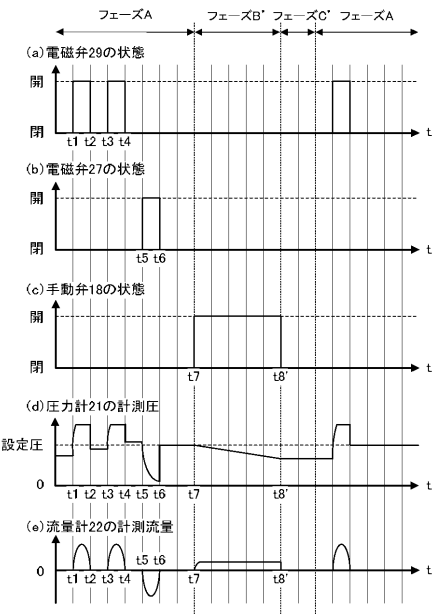
【図8】



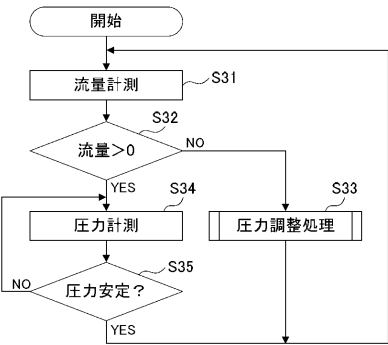
【図 9】



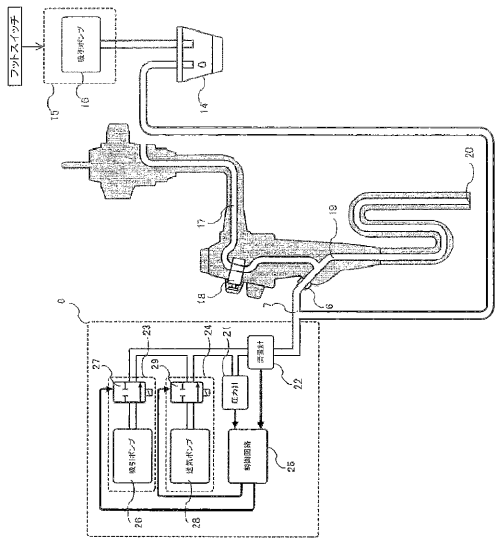
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



【手続補正書】

【提出日】平成25年5月2日(2013.5.2)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置であって、

前記鉗子チャンネルを介して、送気動作を行う送気部と、

体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとを計測する吸引検知部と、

前記吸引検知部の検知結果に応じて、前記送気部による送気動作を制御し、該吸引検知部において計測した体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとにより、前記送気部が送気動作を実行している間に、前記吸引チャンネルを介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、該送気部による送気動作を停止させる制御部と

を備えることを特徴とする体腔内圧調整装置。

【請求項 2】

前記吸引検知部は、前記鉗子チャンネルと前記送気部とをつなぐ管路上に設けられることを特徴とする請求項 1 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 3】

前記吸引検知部は、体腔内圧を計測する圧力計及び前記管路内のガスの流れを計測する流量計を有し、

前記制御部は、前記流量計により前記体腔内圧調整装置外へと向かうガスの流れを検知し、且つ前記圧力計により体腔内圧が低下していることを検知した場合に、前記送気部による送気動作の制御を実行する

ことを特徴とする請求項 2 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 4】

前記吸引検知部は、体腔内圧を計測する圧力計及び前記管路内の差圧を計測する差圧計を有し、

前記制御部は、前記差圧計により前記体腔内圧調整装置外へと向かうガスの流れを検知し、且つ前記圧力計により体腔内圧が低下していることを検知した場合に、前記送気部による送気動作の制御を実行する

ことを特徴とする請求項 2 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記吸引検知部が前記吸引チャンネルを介して吸引動作が実行されていることを検知した場合には、前記送気部に対し、送気動作を停止するよう制御する

ことを特徴とする請求項 3 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記送気部による送気動作を停止させた後、前記吸引検知部が前記吸引チャンネルを介しての吸引動作が終了したことを認識すると、該送気部に対し、所定量の送気動作を行うよう制御を行う

ことを特徴とする請求項 5 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 7】

前記送気部は、電磁弁を有し、

前記制御部は、前記電磁弁の開閉を制御することにより、前記送気動作の停止や所定量の送気動作の実行を前記送気部に行わせる

ことを特徴とする請求項 6 記載の体腔内圧調整装置。

【請求項 8】

手動制御による吸引動作において吸引を行う吸引装置と、該手動制御による吸引動作に使用する吸引チャンネルと体腔内に処置具を挿入するための鉗子チャンネルとを有する内視鏡装置と、該内視鏡装置と接続されて、体腔内圧を調整する体腔内圧調整装置とを有する内視鏡システムであって、

前記体腔内圧調整装置は、

前記鉗子チャンネルを介して、送気動作を行う送気部と、

体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとを計測する吸引検知部と、

前記吸引検知部の検知結果に応じて、前記送気部による送気動作を制御し、該吸引検知部において計測した体腔内圧と前記鉗子チャンネル内のガスの流れとにより、前記送気部が送気動作を実行している間に、前記吸引チャンネルを介して手動制御による吸引動作が実行されていることを検知した場合には、該送気部による送気動作を停止させる制御部と

、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/080791

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, A61B17/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B17/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-288880 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0073] to [0103]; fig. 7 to 9 & US 2007/0244363 A1 & EP 1825802 A1 & WO 2006/064713 A1	1-8
A	JP 5-269079 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 October 1993 (19.10.1993), paragraphs [0030] to [0031]; fig. 4 (Family: none)	1-8
A	JP 2006-280594 A (Olympus Medical Systems Corp.), 19 October 2006 (19.10.2006), paragraph [0041] (Family: none)	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14 December, 2012 (14.12.12)Date of mailing of the international search report
25 December, 2012 (25.12.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/080791

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-20798 A (Olympus Medical Systems Corp.), 01 February 2007 (01.02.2007), paragraphs [0024] to [0031] & US 2008/0146876 A1 & EP 1902661 A1 & WO 2007/007875 A1 & CN 1895157 A & CN 200970223 Y	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 0 7 9 1	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B17/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B17/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2006-288880 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 段落【0073】-【0103】、【図7】-【図9】 & US 2007/0244363 A1 & EP 1825802 A1 & WO 2006/064713 A1	1-8	
A	JP 5-269079 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.10.19, 段落【0030】-【0031】、【図4】 (ファミリーなし)	1-8	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 14.12.2012		国際調査報告の発送日 25.12.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 大塚 裕一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3202

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 8 0 7 9 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-280594 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.19, 段落【0041】 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2007-20798 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.02.01, 段落【0024】-【0031】 & US 2008/0146876 A1 & EP 1902661 A1 & WO 2007/007875 A1 & CN 1895157 A & CN 200970223 Y	1-8

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

Fターム(参考) 4C161 CC06 FF08 HH02 HH05 HH09 JJ11 JJ17 LL02

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

