

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6033147号

(P6033147)

(45) 発行日 平成28年11月30日(2016.11.30)

(24) 登録日 平成28年11月4日(2016.11.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 C

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-64660 (P2013-64660)
 (22) 出願日 平成25年3月26日(2013.3.26)
 (65) 公開番号 特開2014-188081 (P2014-188081A)
 (43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)
 審査請求日 平成27年10月14日(2015.10.14)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 外山 隆一
 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

審査官 北島 拓馬

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 挿入装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔内に挿入する細長い第1の挿入部を備える挿入装置であって、
 前記第1の挿入部の先端部に設けられる第1のバルーンと、
 前記第1のバルーンに対して流体を供給し、前記第1のバルーンを膨張させる加圧ポン
 プと、

前記第1のバルーンと前記加圧ポンプとを接続し、前記流体を通過させる流体管路と、
 前記流体管路を通過する流体の単位時間当たりの流量を測定し、該流量の測定結果を含
 む流量測定信号を生成する流量検出部と、

前記流体管路を通過する流体の圧力を検出し、該圧力の測定結果を含む圧力測定信号を
 生成する圧力検出部と、

前記管腔内において膨張した前記第1のバルーンに供給された前記流体の流量に関する
 前記流量測定信号と、前記管腔内で前記第1のバルーンが膨張しているときの前記流体管
 路を通過する前記流体の圧力に関する前記圧力測定信号と、各挿入装置の種類に応じて前
 記第1のバルーンが元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行った推定結果の信
 号と、を用いて前記加圧ポンプの駆動制御を行う制御部と、

を備えることを特徴とする挿入装置。

【請求項 2】

前記制御部は、各挿入装置の種類毎に前記第1のバルーンが元の形状に戻ろうとする復
 元力を推定する計算を行うとともに、

10

20

前記第 1 のバルーンの初期目標圧力を a 、

前記流量測定信号に基づく前記第 1 のバルーンに供給した流体から前記制御部が推定した前記第 1 のバルーンが膨張したときの復元力による圧力の損失を b とすると、

前記制御部は、前記第 1 のバルーンの圧力を、

$$a < X \leq a + b$$

が成立する圧力 X となるように、前記第 1 のバルーンの圧力制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の挿入装置。

【請求項 3】

前記第 1 の挿入部の長手方向と略同軸に延出し、先端部に第 2 のバルーンが設けられる第 2 の挿入部を更に備え、

前記制御部は、前記第 1 のバルーンと前記第 2 のバルーンとにそれぞれ供給する前記流体を個別に制御することを特徴とする請求項 1 に記載の挿入装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記第 1 のバルーンと前記第 2 のバルーンとが前記管腔の内壁を押付ける圧力を、それぞれ同じにする制御モードと、それぞれ異ならせる制御モードとを切り替えることを特徴とする請求項 3 に記載の挿入装置。

【請求項 5】

前記第 1 のバルーンと前記第 2 のバルーンとは、それぞれ表面の摩擦係数が異なることを特徴とする請求項 4 に記載の挿入装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入装置に関し、特に、バルーンが元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行って、バルーンの制御を行う挿入装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、消化管検査においては、内視鏡を用いることが知られている。このような内視鏡の挿入部を深部消化管、例えば小腸へ挿入する場合、単に挿入部を押し入れていくだけでは、複雑な腸管の屈曲のため挿入部先端に力が伝わりにくく、深部への挿入は困難である。

【0003】

例えば、内視鏡は、深部挿入によりできた内視鏡の余分な屈曲や撓みを伸ばそうとして引き戻してくると、挿入部先端も抜けてくるため、屈曲や撓みが取れづらくなる場合が考えられ、深部挿入が困難になる可能性もあり得る。

【0004】

そこで、内視鏡の挿入部先端外周部にバルーンを取り付け、このバルーンを膨らませて腸管に一時固定することにより、内視鏡の余分な屈曲や撓みを伸ばす際に、挿入部の先端が抜けてくるのを防止するようにした内視鏡装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0005】

このような内視鏡装置において、体腔内に挿入する挿入部の挿入補助に用いられるバルーンにより発生する摩擦力は、バルーンの摩擦係数とバルーンが管腔に押付けられる力との積で決定される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2010-264041 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、バルーンは、膨らむほど元の形状に戻ろうとする復元力が働くため、例えば、内径が大きい管腔では、バルーン内の圧力の大部分がその復元力を打ち消そうとすることに費やされてしまう。この場合、バルーンが管腔の内壁を押付ける力が低下してしまうという問題がある。

【0008】

また、押し付ける力の低下を克服するためにバルーンに送る流体の圧力を高くすると、例えば、内径が小さい管腔にバルーンを強く押付け過ぎてしまい、バルーンが損傷したり、管腔を想定とは異なる圧力で圧迫したりする可能性もあり得た。

【0009】

そこで、本発明は、管腔の内径によらず、またバルーンの種類にも左右されず、所望の管腔への押付け力を安全に得ることができる挿入装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の一態様の挿入装置は、管腔内に挿入する細長い第1の挿入部を備える挿入装置であって、前記第1の挿入部の先端部に設けられる第1のバルーンと、前記第1のバルーンに対して流体を供給し、前記第1のバルーンを膨張させる加圧ポンプと、前記第1のバルーンと前記加圧ポンプとを接続し、前記流体を通過させる流体管路と、前記流体管路を通過する流体の単位時間当たりの流量を測定し、該流量の測定結果を含む流量測定信号を生成する流量検出部と、前記流体管路を通過する流体の圧力を検出し、該圧力の測定結果を含む圧力測定信号を生成する圧力検出部と、前記管腔内において膨張した前記第1のバルーンに供給された前記流体の流量に関する前記流量測定信号と、前記管腔内で前記第1のバルーンが膨張しているときの前記流体管路を通過する前記流体の圧力に関する前記圧力測定信号と、各挿入装置の種類に応じて前記第1のバルーンが元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行った推定結果の信号と、を用いて前記加圧ポンプの駆動制御を行う制御部と、を備える。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明の挿入装置によれば、管腔の内径によらず、またバルーンの種類にも左右されず、所望の管腔への押付け力を安全に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0012】

【図1】第1の実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を示す構成図である。

【図2】第1の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。

【図3】テストモード時の作用について説明するための説明図である。

【図4】記録部12aに記録される流量と圧力との相関関係を説明するための図である。

【図5】第2の実施の形態に係る内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図6】第2の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。

【図7】内視鏡の先端構成を説明するための図である。

【図8】第2の実施の形態の変形例に係る内視鏡の先端構成を示す図である。

【図9】第2の実施の形態の他の変形例に係る内視鏡の先端構成を示す図である。

40

【図10】第3の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。

。

【図11】内視鏡の先端構成を説明するための図である。

【図12】第4の実施の形態に係る内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【図13】第4の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。

。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0014】

50

(第1の実施の形態)

まず、図1及び図2を用いて、第1の実施の形態の内視鏡システムの構成について説明する。図1は、第1の実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を示す構成図であり、図2は、第1の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を説明するための図である。

【0015】

図1に示すように、挿入装置としての内視鏡システム1は、内視鏡2と、光源装置3と、ビデオプロセッサ4と、モニタ5と、内視鏡バルーン制御装置6と、リモートコントローラ7とを有して構成されている。

【0016】

内視鏡2は、例えば消化管内内視鏡検査に用いられるもので、体腔内に挿入するための細長い挿入部2Bと、この挿入部2Bの基端側に設けられた操作部2Aと、を有している。また、挿入部2Bの先端部内には、図示しない照明光学系及び撮像素子であるCCDを含む観察光学系が設けられており、被検体の消化管内の観察部位を照明し、被検体の消化管内の観察像を得ることが可能である。

【0017】

操作部2Aには、ユニバーサルコード2Cが延出されている。このユニバーサルコード2C内には、図示しない信号線及びライトガイドケーブルが設けられている。このユニバーサルコード2Cの基端部は、光源装置3のコネクタ3a、ビデオプロセッサ4のコネクタ4aに接続される。これにより、内視鏡2の照明光学系には、ユニバーサルコード2C内のライトガイドケーブルを介して光源装置3からの照明光が供給されて観察部位を照明し、CCDから出力される消化管内の撮像信号をビデオプロセッサ4に出力する。

【0018】

光源装置3は、ライトガイドケーブル内のライトガイド（図示せず）を介して内視鏡2に設けられた照明光学系に対して照明光を供給するための光源装置である。

【0019】

ビデオプロセッサ4は、内視鏡2のCCDからの撮像信号に信号処理を施し、撮像信号に基づく画像データ（例えば内視鏡ライブ画像データ）をモニタ5に供給する。

【0020】

モニタ5は、接続ケーブル4Aによりビデオプロセッサ4に接続されている。モニタ5は、ビデオプロセッサ4からの画像データに基づく内視鏡画像を表示する。

【0021】

本実施の形態の内視鏡システム1では、第1の挿入部としての挿入部2Bの先端外周部には、固定用の第1のバルーンとしてのバルーン8が取り付けられている。このバルーン8には、挿入部2Bの基端部側から先端部側にかけて挿入部2Bに沿って設けたエア供給チューブ9が接続されている。

【0022】

エア供給チューブ9の操作部2A側基端部は、操作部2Aの下部に設けられたコネクタ2aに接続されている。このコネクタ2aには、内視鏡バルーン送気用チューブ（以下、第1送気用チューブと称す）10の一端に設けられたコネクタ10Aが接続される。また、この第1送気用チューブ10の他端に設けられたコネクタ10Bは、内視鏡バルーン制御装置6のコネクタ6Aに接続される。これにより、内視鏡バルーン制御装置6からの送気によりバルーン8内を膨らませて腸管などの消化管に一時固定する。

【0023】

内視鏡バルーン制御装置6は、内視鏡2のバルーン8の送気流量等の各種動作を制御するものである。この内視鏡バルーン制御装置6の一面には、接続ケーブル7Aを介して、リモートコントローラ7が接続されている。このリモートコントローラ7は、接続ケーブル7Aを介して、後述する内視鏡バルーン制御装置6の内部に設けられた圧力制御部12に電氣的に接続されている。

【0024】

10

20

30

40

50

本実施の形態において、内視鏡バルーン制御装置 6 は、術中、術者によるリモートコントローラ 7 の操作によって、バルーン 8 の圧力制御及び送気量制御のための操作信号が供給されるようになっている。

【0025】

ここで、内視鏡バルーン制御装置 6 の詳細な構成について説明する。

【0026】

図 2 に示すように、内視鏡バルーン制御装置 6 は、テストモードスイッチ 11 と、圧力制御部 12 と、吸引ポンプ 13 と、送気ポンプ 14 と、圧力検出部 15 と、流量計 16 と、バルーン管路 17 とを有して構成されている。

【0027】

テストモードスイッチ 11 は、内視鏡バルーン制御装置 6 の一面に設けられており、圧力制御部 12 に電氣的に接続されている。このテストモードスイッチ 11 が例えば術者によって押されると、圧力制御部 12 は、後述するテストモードを実行して、バルーン 8 が膨張する際の流体の流量と圧力との関係を圧力制御部 12 内の記録部 12a に記録する。

【0028】

圧力制御部 12 には、リモートコントローラ 7 が電氣的に接続されている。このリモートコントローラ 7 には、バルーン膨張スイッチ 7a 及びバルーン収縮スイッチ 7b が設けられている。術者がバルーン膨張スイッチ 7a またはバルーン収縮スイッチ 7b を操作すると、その操作信号が圧力制御部 12 に供給される。

【0029】

圧力制御部 12 は、バルーン膨張スイッチ 7a が操作されたことを示す操作信号が供給されると、送気ポンプ 14 を制御する。加圧ポンプとしての送気ポンプ 14 は、圧力制御部 12 からの制御に基づき、バルーン 8 に流体を供給し、バルーン 8 を膨張させる。一方、圧力制御部 12 は、バルーン収縮スイッチ 7b が操作されたことを示す操作信号が供給されると、吸引ポンプ 13 を制御する。吸引ポンプ 13 は、圧力制御部 12 からの制御に基づき、バルーン 8 から流体を吸引し、バルーン 8 を収縮させる。

【0030】

圧力検出部 15 は、バルーン管路 17 を通過する流体の圧力を検出し、この圧力の測定結果を含む圧力測定信号を生成し、圧力制御部 12 に出力する。

【0031】

流量検出部としての流量計 16 は、バルーン管路 17 を通過する流体の単位時間当たりの流量を測定し、この流量の測定結果を含む流量測定信号を生成し、圧力制御部 12 に出力する。

【0032】

バルーン管路 17 は、コネクタ 6A 及びコネクタ 10B を介して第 1 送気用チューブ 10 に接続される。エア供給チューブ 9、第 1 送気用チューブ 10 及びバルーン管路 17 は、バルーン 8 と、吸引ポンプ 13 及び送気ポンプ 14 とを接続し、流体を通過させる流体管路を構成する。

【0033】

制御部としての圧力制御部 12 は、記録部 12a に記録されているバルーン 8 が膨張する際の流体の流量と圧力との関係から、バルーン 8 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行う。そして、圧力制御部 12 は、圧力検出部 15 からの圧力測定信号と、流量計 16 からの流量測定信号と、バルーン 8 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行った推定結果の信号とを用いて、送気ポンプ 14 の駆動制御を行う。

【0034】

次に、このように構成された内視鏡システム 1 の作用について説明する。

【0035】

図 3 は、テストモード時の作用について説明するための説明図である。

【0036】

まず、テストモード時について説明する。術者は、内視鏡システム 1 を使用する前に、

10

20

30

40

50

内視鏡 2 の挿入部 2 B を 2 つの台 1 8 a 及び 1 8 b に置いて固定し、テストモードスイッチ 1 1 を押す。これにより、バルーン 8 には、送気ポンプ 1 4 から流体が供給され、自動的に加圧される。その際にバルーン 8 に注入された流体の流量と圧力上昇との関係が圧力制御部 1 2 内の記録部 1 2 a に記録される。なお、内視鏡 2 の挿入部 2 b を固定する台は、2 つに限定されるものではない。

【0037】

図 4 は、記録部 1 2 a に記録される流量と圧力との相関関係を説明するための図である。

【0038】

テストモードスイッチ 1 1 が押されると、図 4 に示すように、テストモード時の流体の流量と圧力との関係が記録される。例えば、テストモード時には、流量が V_1 のとき、圧力が P_1 となる。このとき、圧力制御部 1 2 は、バルーン 8 のデータが標準的なバルーンのデータと著しく乖離がある場合、不良品と判断して、モニタ 5 にエラーメッセージを表示する、あるいは、警告音を鳴らし、内視鏡システム 1 の使用中止を促すようにする。

【0039】

圧力制御部 1 2 は、このように記録されたバルーン 8 に供給された流体の流量と、バルーン管路 1 7 を通過する流体の圧力との関係に基づき、バルーン 8 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行い、バルーン 8 が膨張したときの復元力による圧力の損失を求める。圧力制御部 1 2 は、求めた復元力による圧力の損失から加算圧力 ΔP を求める。この加算圧力 ΔP は、 $\Delta P = k P_1$ ($k \leq 1$) の関係を満たす。ここで、 k は測定誤差等のばらつきを考慮した安全係数である。この安全係数 k は、定数でもよいし、流体の流量毎の変動値でもよい。

【0040】

次に、症例時について説明する。バルーン膨張スイッチ 7 a を術者が押すと、送気ポンプ 1 4 から流体がバルーン管路 1 7、第 1 送気用チューブ 1 0、及びエア供給チューブ 9 を介してバルーン 8 に供給され、バルーン 8 が膨張し始める。

【0041】

従来のバルーン用ポンプでは、初期目標圧力が例えば 5.4 kPa で固定であるが、本実施の形態では、バルーン 8 が膨張したときの復元力による圧力の損失を考慮して目標圧力が設定される。

【0042】

例えば、初期目標圧力 a を 5.4 kPa、ある送気流量時のバルーン 8 の復元力による圧力の損失 b が 1 kPa (= 加算圧力 ΔP) と計算された場合、 $5.4 + 1 = 6.4$ kPa が目標圧力 X となる。より具体的には、圧力制御部 1 2 は、初期目標圧力 $a <$ 目標圧力 $X \leq$ 初期目標圧力 $a +$ 復元力による圧力の損失 b を満たすように制御する。なお、目標圧力 X の上限は、安全を考慮して設定した、例えば 8.2 kPa とする。

【0043】

以上のように、内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 を使用する前にテストモードを実行し、バルーン 8 が膨張する際にバルーン 8 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定し、加算圧力 ΔP を求める。そして、内視鏡システム 1 は、初期目標圧力に加算圧力 ΔP を加算した目標圧力によってバルーン 8 を制御する。

【0044】

このような構成の本実施の形態の内視鏡システム 1 によれば、管腔の内径によらず、またバルーンの種類にも左右されず、所望の管腔への押付け力を安全に得ることができる。

【0045】

なお、内視鏡 2 を使用する前にテストモードを実行し、流量と圧力の関係の曲線を全て求めようとする手間がかかるので、以下のように制御するようにしてもよい。まず、バルーンの大きさ、長さ、内径、外形、材質、及び種類等に応じて予め複数の曲線を記録部 1 2 a に記録する。次に、テストモード時には最初の限られた所定の領域（例えば、図 4 に示す流量 $0 \sim V_0$ ）のみ曲線データを求め、この曲線データを予め記録部 1 2 a に記録

してある複数の曲線と比較する。そして、圧力制御部 12 は、一番近似したものを該当バルーンの特性と判断して当該曲線に基づき該当バルーンの制御を行う。

【0046】

また、上記複数の曲線データと内視鏡の先端のバルーンの種類名とを対応付けて記録し、内視鏡 2 を使用する際にバルーンの種類名を内視鏡バルーン制御装置 6 に入力する。そして、圧力制御部 12 は、入力されたバルーンの種類名の情報に基づいて、該当バルーンの特性を判断して当該曲線に基づき該当バルーンの制御を行う。

【0047】

このような制御により、テストモードの時間を短縮することができる。また、バルーン 8 を大きく膨張させる必要がなくなるため、テストモードの実施によるバルーン 8 の伸び（劣化）を防ぐことができる。

【0048】

（第 2 の実施の形態）

次に、第 2 の実施の形態について説明する。

【0049】

第 2 の実施の形態では、第 1 の実施の形態のシステムをダブルバルーン内視鏡に搭載し、先端部のバルーンとオーバーチューブのバルーンとで摩擦力を異ならせる内視鏡システムについて説明する。

【0050】

図 5 は、第 2 の実施の形態に係る内視鏡システムの構成を示す構成図である。なお、図 5 において、図 1 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0051】

図 5 に示すように、内視鏡システム 1 a は、ダブルバルーン内視鏡であり、手術時に、内視鏡 2 がオーバーチューブ 20 に挿通されて用いられるようになっている。また、内視鏡システム 1 a は、図 1 の内視鏡システム 1 の内視鏡バルーン制御装置 6 に代わり、内視鏡バルーン制御装置 6 a を用いて構成されている。

【0052】

オーバーチューブ 20 は、内視鏡 2 を挿通させて挿入部 2 B を、例えば、消化管に挿入する際のガイドを行うもので、内視鏡 2 の挿入部 2 B の外径よりも若干大きな内径を有している。また、このオーバーチューブ 20 は、内視鏡 2 の挿入部 2 B と同様に可撓性を有する構成となっている。さらに、このオーバーチューブ 20 の先端外周部にはチューブ固定用のバルーン 21 が取り付けられている。

【0053】

バルーン 21 には、オーバーチューブ 20 の基端部側から先端部側にかけて設けられたエア供給チューブ 22 が接続されている。

【0054】

エア供給チューブ 22 のバルーン 21 とは逆側の基端部（オーバーチューブ 20 の内視鏡 2 を挿入する挿入口側）は、オーバーチューブ 20 の挿入口近傍に設けられたコネクタ 20 a に接続されている。このコネクタ 20 a には、オーバーチューブバルーン送気用チューブ（以下、第 2 送気用チューブと称す）23 の一端に設けられたコネクタ 23 A が接続される。また、この第 2 送気用チューブ 23 の他端に設けられたコネクタ 23 B は、内視鏡バルーン制御装置 6 a のコネクタ 6 B に接続される。これにより、内視鏡バルーン制御装置 6 a からの送気によりバルーン 21 内を膨らませて腸管などの消化管に一時固定する。

【0055】

本実施の形態において、内視鏡バルーン制御装置 6 a は、内視鏡 2 のバルーン 8 及びオーバーチューブ 20 のバルーン 21 の送気流量等の各種動作を制御するものである。

【0056】

ここで、内視鏡バルーン制御装置 6 a の詳細な構成について説明する。図 6 は、第 2 の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。なお、図 6 に

10

20

30

40

50

いて図 2 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0057】

図 6 に示すように、内視鏡バルーン制御装置 6 a は、図 2 の内視鏡バルーン制御装置 6 に加え、吸引ポンプ 3 1 と、送気ポンプ 3 2 と、圧力検出部 3 3 と、流量計 3 4 と、バルーン管路 3 5 とを有して構成されている。また、内視鏡バルーン制御装置 6 a は、図 2 の内視鏡バルーン制御装置 6 の圧力制御部 1 2 に代わり、圧力制御部 1 2 b を用いて構成されている。

【0058】

圧力制御部 1 2 b は、バルーン膨張スイッチ 7 a が操作されたことを示す操作信号が供給されると、送気ポンプ 3 2 を制御する。加圧ポンプとしての送気ポンプ 3 2 は、圧力制御部 1 2 b からの制御に基づき、バルーン 2 1 に流体を供給し、バルーン 2 1 を膨張させる。一方、圧力制御部 1 2 b は、バルーン収縮スイッチ 7 b が操作されたことを示す操作信号が供給されると、吸引ポンプ 3 1 を制御する。吸引ポンプ 3 1 は、圧力制御部 1 2 b からの制御に基づき、バルーン 2 1 から流体を吸引し、バルーン 2 1 を収縮させる。

【0059】

圧力検出部 3 3 は、バルーン管路 3 5 を通過する流体の圧力を検出し、この圧力の測定結果を含む圧力測定信号を生成し、圧力制御部 1 2 b に出力する。

【0060】

流量計 3 4 は、バルーン管路 3 5 を通過する流体の単位時間当たりの流量を測定し、この流量の測定結果を含む流量測定信号を生成し、圧力制御部 1 2 b に出力する。

【0061】

バルーン管路 3 5 は、コネクタ 6 B 及びコネクタ 2 3 B を介して第 2 送気用チューブ 2 3 に接続される。エア供給チューブ 2 2、第 2 送気用チューブ 2 3 及びバルーン管路 3 5 は、バルーン 2 1 と、吸引ポンプ 3 1 及び送気ポンプ 3 2 とを接続し、流体を通過させる流体管路を構成する。

【0062】

圧力制御部 1 2 b は、記録部 1 2 a に記録されているバルーン 2 1 が膨張する際の流体の流量と圧力との関係から、バルーン 2 1 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行う。そして、圧力制御部 1 2 b は、圧力検出部 3 3 からの圧力測定信号と、流量計 3 4 からの流量測定信号と、バルーン 2 1 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行った推定結果の信号とを用いて、送気ポンプ 3 2 の駆動制御を行う。なお、バルーン 8 の制御は、上述した第 1 の実施の形態と同様である。

【0063】

図 7 は、内視鏡の先端構成を説明するための図である。

【0064】

図 7 に示すように、挿入部 2 B のバルーン 8 の長手方向の長さを L_1 とし、オーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の長手方向の長さを L_2 とする。この挿入部 2 B のバルーン 8 の長手方向の長さ L_1 は、オーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の長手方向の長さ L_2 より短い。なお、挿入部 2 B のバルーン 8 及びオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の材質は同じものとする。また、挿入部 2 B のバルーン 8 及びオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の制御アルゴリズムも同じものとする。さらに、挿入部 2 B のバルーン 8 及びオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の制御方法も同じものとする。

【0065】

このような構成により、バルーン 8 と管腔との接触面積がバルーン 2 1 と管腔との接触面積より小さくなる。そして、バルーン 8 及び 2 1 が管腔にかける実質的な圧力は同等になるため、バルーン 8 の摩擦力はオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の摩擦力より常に小さくすることができる。

【0066】

挿入部 2 B のバルーン 8 及びオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の両方が膨張している際に、内視鏡 2 とオーバーチューブ 2 0 を別々に動かしてしまった場合でも、一方のバ

10

20

30

40

50

ルーン 8 またはバルーン 2 1 がもう一方のバルーン 2 1 またはバルーン 8 よりも摩擦力が確実に低くなる。そのため、内視鏡 2 とオーバーチューブ 2 0 を別々に動かしてしまった場合でも、摩擦力が低い方のバルーン 8 またはバルーン 2 1 が先にすべり、腸管に過大な力を加えることがなくなる。

【0067】

このような構成の本実施の形態の内視鏡システム 1 a によれば、管腔内径が部位毎に異なる腸管でも、2つのバルーン 8 及びバルーン 2 1 の摩擦力を確実に異なるようにできるため、安全性を高くすることができる。

【0068】

(変形例)

次に、第 2 の実施の形態の変形例について説明する。

【0069】

図 8 は、第 2 の実施の形態の変形例に係る内視鏡の先端構成を示す図である。なお、図 8 において図 7 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0070】

図 8 に示すように、内視鏡 2 は、図 7 の挿入部 2 B のバルーン 8 に代わり、バルーン 8 a を用いて構成されている。このバルーン 8 a の形状は、バルーン 2 1 の形状と同じである。すなわち、バルーン 8 a の長手方向の長さを L_1 、径を D_1 とし、バルーン 2 1 の長手方向の長さを L_2 、径を D_2 とした場合、 $L_1 = L_2$ 、かつ、 $D_1 = D_2$ となる。

【0071】

ただし、圧力制御部 1 2 b は、バルーン 8 a の安全係数を k_1 、バルーン 2 1 の安全係数を k_2 とした際に、 $k_1 < k_2$ が常に成り立つように、バルーン 8 及びバルーン 2 1 を別々に膨張制御する。これにより、挿入部 2 B のバルーン 8 a の摩擦力は、オーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 の摩擦力より常に小さくすることができる。

【0072】

なお、挿入部 2 B のバルーン 8 とオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 を図 9 に示す構成にしてもよい。

【0073】

図 9 は、第 2 の実施の形態の他の変形例に係る内視鏡の先端構成を示す図である。なお、図 9 において図 7 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0074】

図 9 に示すように、内視鏡 2 は、オーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 に代わり、バルーン 2 1 a を用いて構成されている。

【0075】

オーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 a は、凸凹形状を有しており、挿入部 2 B のバルーン 8 の摩擦抵抗とオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 a の摩擦抵抗とに最初から差があるように構成する。さらに、圧力制御部 1 2 b は、バルーン 8 の安全係数 k_1 及びバルーン 2 1 の安全係数 k_2 が、 $k_1 \leq k_2$ が常に成り立つように、バルーン 8 及びバルーン 2 1 を別々に膨張制御する。これにより、挿入部 2 B のバルーン 8 の摩擦力は、オーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 a の摩擦力より常に小さくすることができる。なお、バルーン 8 及びバルーン 2 1 の形状を異なるように構成することによって限定されることなく、例えば、バルーン 8 及びバルーン 2 1 の材質を異ならせ、挿入部 2 B のバルーン 8 の摩擦抵抗とオーバーチューブ 2 0 のバルーン 2 1 a の摩擦抵抗とに最初から差があるように構成してもよい。

【0076】

(第 3 の実施の形態)

次に、第 3 の実施の形態について説明する。

【0077】

図 10 は、第 3 の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。なお、図 10 において図 6 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略

10

20

30

40

50

する。また、本実施の形態の内視鏡システムの全体構成は、第2の実施の形態の内視鏡システム1aと同じである。

【0078】

図10に示すように、本実施の形態の内視鏡バルーン制御装置6bは、図6の圧力制御部12bに代わり、圧力制御部12cを用いて構成されている。

【0079】

図11は、内視鏡の先端構成を説明するための図である。なお、図11において図7と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0080】

図11に示すように、内視鏡2は、図7の挿入部2Bのバルーン8に代わり、バルーン8bを用いて構成されている。バルーン8b及びバルーン21の形状は、バルーン8bの長手方向の長さをL1、径をD1とし、バルーン21の長手方向の長さをL2、径をD2とした場合、 $L1 = L2$ 、かつ、 $D1 < D2$ となる。

【0081】

本実施の形態の内視鏡システム1aは、管腔にバルーン8bを押付ける力とバルーン21を押し付ける力とを、2つのバルーン8b及び21で異ならせる第1の制御モードと、2つのバルーン8b及び21で同等にする第2の制御モードとを有している。

【0082】

圧力制御部12cは、第1の制御モードでバルーン8b及び21を制御する場合、バルーン8bに加算圧力 ΔP を加算しないように制御する。これにより、挿入部2Bのバルーン8bは、常にオーバーチューブ20のバルーン21よりも摩擦力は常に小さくなる。

【0083】

一方、圧力制御部12cは、第2の制御モードでバルーン8及び21を制御する場合、バルーン8bに加算圧力 ΔP を加算するように制御する。これにより、挿入部2Bのバルーン8bと、オーバーチューブ20のバルーン21との両方の摩擦力が同等となる。この場合の加算圧力 ΔP の算出アルゴリズムは、内視鏡2のバルーン8及びオーバーチューブ20のバルーン21で同じものとする。

【0084】

本実施の形態の内視鏡システム1aによれば、バルーン8bとバルーン21の押し付ける力を異ならせる第1の制御モードでは、第2の実施の形態と同様の作用・効果で、腸管に過大な力を加えることがない。そのため、クローン病等の腸管が脆弱な症例でも安全性が高くすることができる。

【0085】

また、本実施の形態の内視鏡システム1aによれば、バルーン8bとバルーン21の押し付ける力を同等にする第2の制御モードでは、バルーン8b及びバルーン21ともに強いグリップ力を得ることができる。そのため、内視鏡2とオーバーチューブ20とを一体に引っ張った場合でも、バルーン8b及びバルーン21と腸管とに滑りが生じにくく、効率的に腸管の短縮を行うことができる。

【0086】

(第4の実施の形態)

次に、第4の実施の形態について説明する。

【0087】

第4の実施の形態では、オーバーチューブ20にのみバルーン21を設けた所謂シングルバルーン式内視鏡について説明する。

【0088】

図12は、第4の実施の形態に係る内視鏡システムの構成を示す構成図である。なお、図12において、図5と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0089】

図12に示すように、内視鏡システム1bは、図5の内視鏡システム1aからバルーン8、エア供給チューブ9、第1送気用チューブ10、コネクタ2a、コネクタ10A、コ

10

20

30

40

50

ネクタ 10 B、及びコネクタ 6 A が削除されて構成されている。また、内視鏡システム 1 b は、図 5 の内視鏡システム 1 a の内視鏡バルーン制御装置 6 a に代わり、内視鏡バルーン制御装置 6 b を用いて構成されている。

【0090】

本実施の形態において、内視鏡バルーン制御装置 6 b は、オーバーチューブ 20 のバルーン 21 の送気流量等の各種動作を制御するものである。このオーバーチューブ 20 は、体腔内に挿入するための細長い挿入部 2 B に含まれる。その他の構成は、内視鏡システム 1 a と同様である。

【0091】

ここで、内視鏡バルーン制御装置 6 b の詳細な構成について説明する。図 13 は、第 4 の実施の形態に係る内視鏡バルーン制御装置の詳細な構成を示す図である。なお、図 13 において図 6 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

10

【0092】

図 13 に示すように、内視鏡バルーン制御装置 6 b は、図 6 の内視鏡バルーン制御装置 6 a から吸引ポンプ 13、送気ポンプ 14、圧力検出部 15、流量計 16、及びバルーン管路 17 が削除されて構成されている。また、内視鏡バルーン制御装置 6 b は、図 6 の内視鏡バルーン制御装置 6 a の圧力制御部 12 b に代わり、圧力制御部 12 d を用いて構成される。

【0093】

オーバーチューブ 20 のバルーン 21 の膨張制御方法は、第 1 の実施の形態のバルーン 8 の膨張制御方法と同様である。すなわち、制御部としての圧力制御部 12 d は、記録部 12 a に記録されているバルーン 21 が膨張する際の流体の流量と圧力との関係から、バルーン 21 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行う。そして、圧力制御部 12 d は、圧力検出部 33 からの圧力測定信号と、流量計 34 からの流量測定信号と、バルーン 21 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定する計算を行った推定結果の信号とを用いて、送気ポンプ 32 の駆動制御を行う。

20

【0094】

このように、内視鏡システム 1 b は、第 1 の実施の形態の内視鏡システム 1 と同様に、内視鏡 2 を使用する前にテストモードを実行し、オーバーチューブ 20 のバルーン 21 が膨張する際にバルーン 21 が元の形状に戻ろうとする復元力を推定し、加算圧力 ΔP を求める。そして、内視鏡システム 1 b は、初期目標圧力に加算圧力 ΔP を加算した目標圧力によってバルーン 21 を制御する。

30

【0095】

この結果、本実施の形態の内視鏡システム 1 b は、第 1 の実施の形態の内視鏡システム 1 と同様に、管腔の内径によらず、またバルーンの種類にも左右されず、所望の管腔への押付け力を安全に得ることができる。

【0096】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

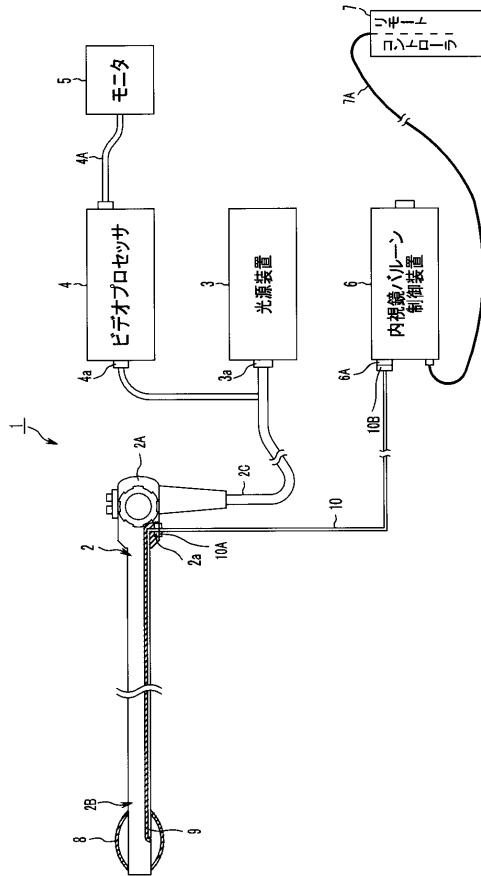
【符号の説明】

40

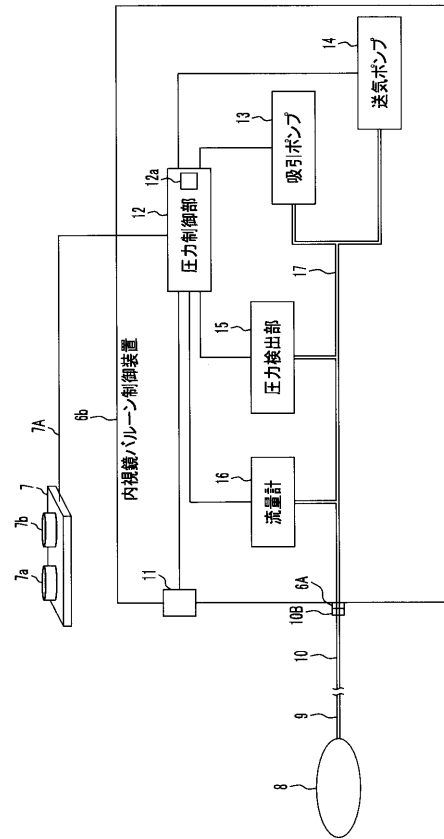
【0097】

1, 1 a, 1 b…内視鏡システム、2…内視鏡、2 A…操作部、2 B…挿入部、3…光源装置、4…ビデオプロセッサ、5…モニタ、6, 6 a, 6 b…内視鏡バルーン制御装置、7…リモートコントローラ、11…テストモードスイッチ、12, 12 b, 12 c, 12 d…圧力制御部、12 a…記録部、13…吸引ポンプ、14…送気ポンプ、15…圧力検出部、16…流量計、17…バルーン管路、18 a, 18 b…台、20…オーバーチューブ、21…バルーン、22…エア供給チューブ、23…送気用チューブ、31…吸引ポンプ、32…送気ポンプ、33…圧力検出部、34…流量計、35…バルーン管路。

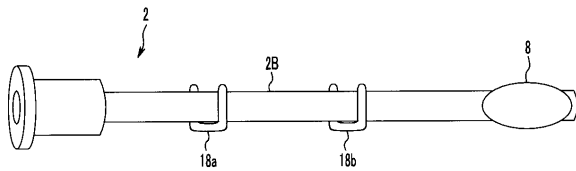
【図 1】



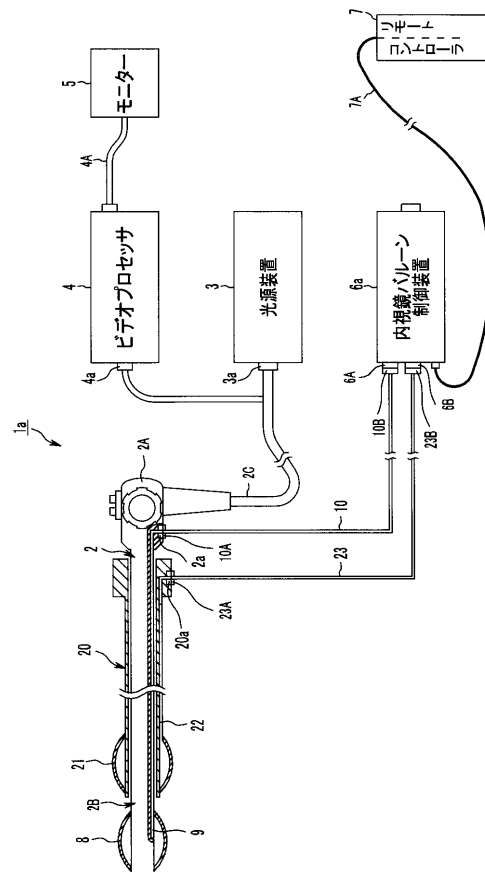
【図 2】



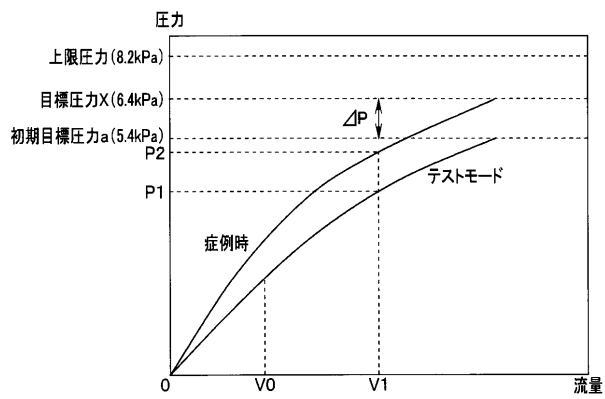
【図 3】



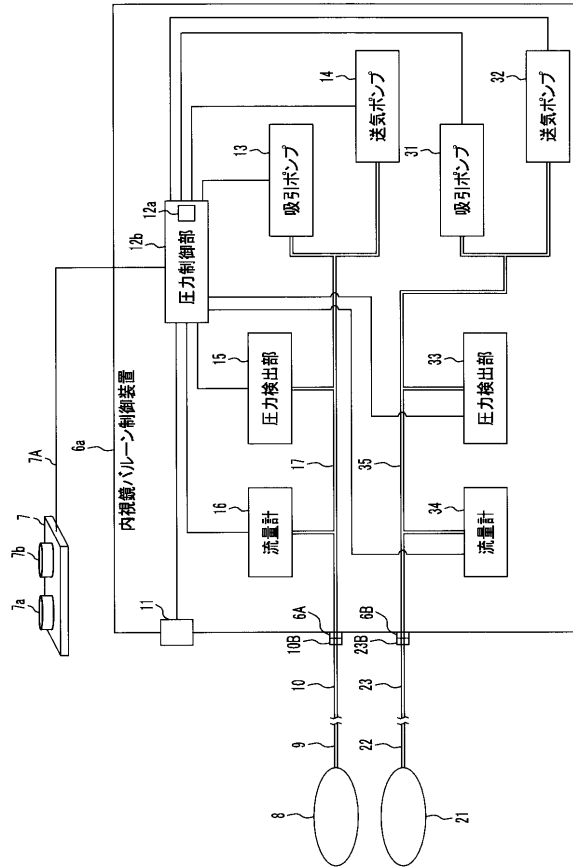
【図 5】



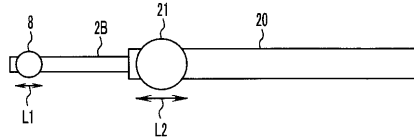
【図 4】



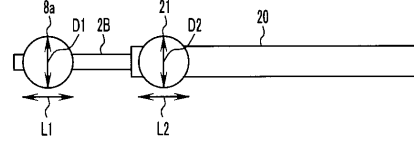
【図 6】



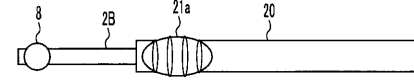
【図 7】



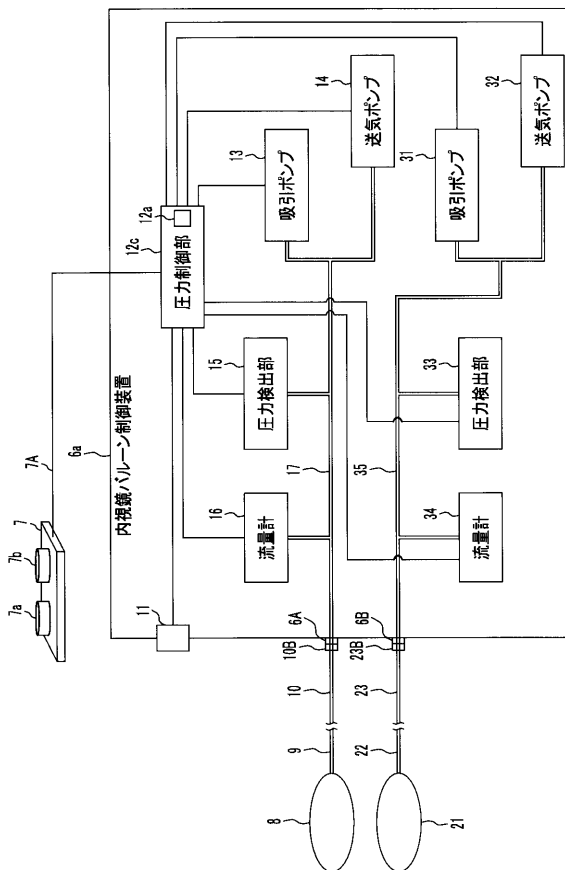
【図 8】



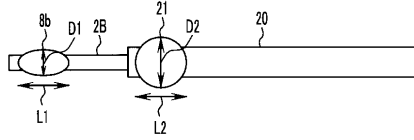
【図 9】



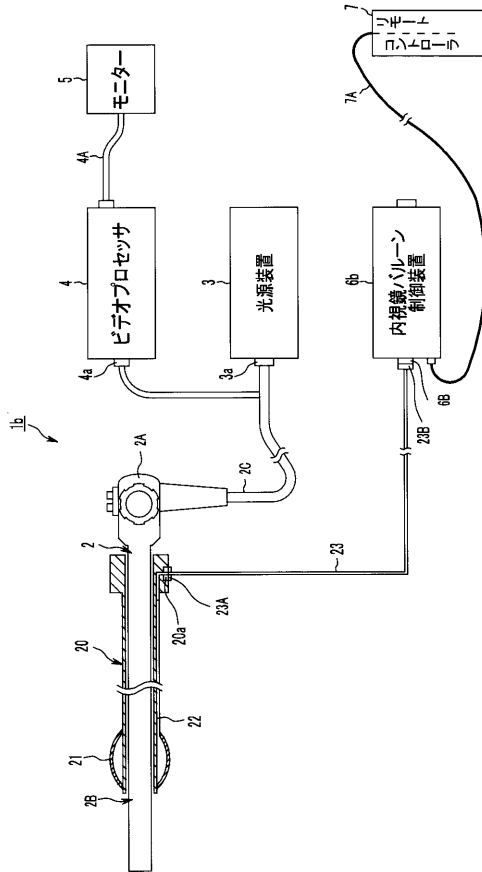
【図 10】



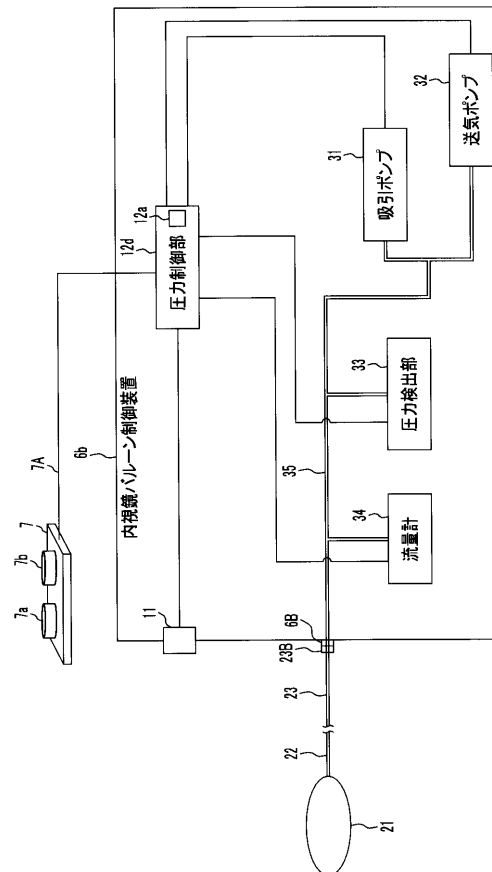
【図 11】



【図 1 2】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-296256 (JP, A)
特開2009-028244 (JP, A)
米国特許出願公開第2007/0038025 (US, A1)
特開2007-185370 (JP, A)
特開2010-264061 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00- 1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	插入装置		
公开(公告)号	JP6033147B2	公开(公告)日	2016-11-30
申请号	JP2013064660	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	外山隆一		
发明人	外山 隆一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.C G02B23/24.A A61B1/01.513 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	2H040/DA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/FF36 4C161/GG01		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP2014188081A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题 : 提供一种插入装置 , 其能够安全地获得对所需内腔的按压力 , 而与内腔的内径无关 , 而不依赖于球囊的类型。内窥镜系统包括设置在插入部分的远端部分处的球囊 (8) , 用于向球囊 (8) 供应流体以进行充气的空气供应泵 (14) , 球囊 (8) 和空气供应泵 (14) 测量流体通过的球囊导管17和流过球囊导管17的流体的每单位时间的流速 , 用于产生包括流量测量结果的流量测量信号的流量计16 , 用于检测通过球囊导管17的流体压力的压力检测部分15 , 以及产生包括压力测量结果的压力测量信号 , , 流量测量信号 , 压力测量信号 , 气球8根据内窥镜系统的类型试图恢复其原始形状的恢复并且压力控制单元12使用已经计算的估计结果的信号来执行空气供应泵14的驱动控制以估计力。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6033147号 (P6033147)
(45) 発行日 平成28年11月30日 (2016. 11. 30)		(24) 登録日 平成28年11月4日 (2016. 11. 4)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G O 2 B 23/24 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 1/00 3 2 O C G O 2 B 23/24 A	
請求項の数 5 (全 15 頁)			
(21) 出願番号 特願2013-64660 (P2013-64660)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(22) 出願日 平成25年3月26日 (2013. 3. 26)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
(65) 公開番号 特開2014-188081 (P2014-188081A)		100076233	
(43) 公開日 平成26年10月6日 (2014. 10. 6)		(74) 代理人 弁理士 伊藤 進	
審査請求日 平成27年10月14日 (2015. 10. 14)		100101661	
		(74) 代理人 弁理士 長谷川 靖	
		100135932	
		(74) 代理人 弁理士 藤浦 治	
		(72) 発明者 外山 隆一	
		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンバスメディカルシステムズ株式会社内	
		審査官 北島 拓馬	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 挿入装置			