

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5244335号
(P5244335)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月12日 (2013. 4. 12)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 7 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-135866 (P2007-135866)
 (22) 出願日 平成19年5月22日 (2007. 5. 22)
 (65) 公開番号 特開2008-289564 (P2008-289564A)
 (43) 公開日 平成20年12月4日 (2008. 12. 4)
 審査請求日 平成22年4月27日 (2010. 4. 27)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 津丸 雅代
 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 牧山 聡志
 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 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自走式内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管路内に自動的に挿入される挿入部を具備する自走式内視鏡であって、

前記挿入部は、湾曲部と、該湾曲部よりも前記挿入部の挿入方向基端側に位置する前記挿入部を自走させる推進部材が設けられた可撓部とを具備し、

前記挿入部における前記可撓部よりも前記挿入方向先端側であって、前記湾曲部の基端部または前記湾曲部よりも基端側の部位に、前記湾曲部よりも放射状に前記挿入部の径方向に突出した、前記管路内の内壁に接触するとともに前記径方向に膨張収縮自在な接触部材が設けられており、

前記接触部材は、前記湾曲部の基端部と前記湾曲部よりも基端側の部位との少なくとも一方において、前記挿入方向に沿って複数設けられていることを特徴とする自走式内視鏡

10

【請求項 2】

前記接触部材は、流体の供給及び流体の排出に伴い膨張収縮自在なバルーンであることを特徴とする請求項 1 に記載の自走式内視鏡。

【請求項 3】

複数の前記接触部材は、前記挿入方向に沿って設定間隔を有して設けられており、

一方の前記接触部材と他方の前記接触部材の間の部位に、吸引孔が設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の自走式内視鏡。

【請求項 4】

20

前記接触部材の外表面に、前記管路内の前記内壁との接触摩擦を低減する摩擦低減加工が施されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の自走式内視鏡。

【請求項 5】

前記挿入部に、前記接触部材と前記管路内の前記内壁との接触摩擦を低減する摩擦低減材吐出部が形成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の自走式内視鏡。

【請求項 6】

前記接触部材の外表面に、前記径方向に突出する凸部が前記挿入方向に沿って設けられていることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の自走式内視鏡。

【請求項 7】

前記可撓部は、内筒管と、該内筒管の外周に回動自在に設けられた回動筒体とから構成されており、

前記推進部材は、前記管路内の前記内壁に回動を伴って接触することにより推進力を発生させる、前記回動筒体の外表面に形成された螺旋形状部であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の自走式内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、管路内に自動的に挿入される挿入部を具備する自走式内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は、医療分野及び工業用分野において広く利用されている。医療分野において用いられる内視鏡は、細長い挿入部を体腔内に挿入することによって、体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて内視鏡が具備する処置具の挿通チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種処置をしたりすることができる。

【0003】

内視鏡の挿入部の先端側に、上下及び左右の少なくとも 4 方向に湾曲し得るように構成された湾曲部が設けられている。湾曲部は、内視鏡の手元側の操作部に設けられた湾曲操作部材の操作により、所定の方向に湾曲される。

【0004】

医療用の内視鏡の挿入部を、体腔内の管路、例えば肛門を介して大腸に挿入する際は、術者は、挿入部の体腔外の部位に対し捻り操作及び送り操作を行うことにより大腸内において挿入部を進行させるとともに、大腸内における屈曲部位においては、操作部に設けられた湾曲操作部材を湾曲操作することにより、湾曲部を湾曲させて挿入部を進行させる。このような挿入部の捻り操作及び送り操作と湾曲部の湾曲操作により、挿入部を、大腸内における被検部位まで挿入する手法が一般に知られている。尚、以上の方法は、工業用内視鏡を、屈折を有する管路内に挿入する場合であっても同様である。

【0005】

ところで、例えば医療用の内視鏡において、体腔内の管路において挿入部を進行させる際、例えば体腔内の管路が大腸の場合、大腸内が潰れていて管路の内径が小さくなっていたり、例えば被検者が子供の場合、大腸内の径が小さかったりすると、挿入部を進行させ難く、また、大腸の屈曲部において、湾曲部を湾曲させ難いといった問題があった。

【0006】

このような問題に鑑み、特許文献 1 では、湾曲部の基端側に膨張収縮自在なバルーンを設け、バルーンを膨張させることにより、体腔内の管路を挿入部が進行しやすいように拡張するとともに、膨張させたバルーンによって体腔内の管路に対し湾曲部の基端側を固定して、湾曲部を湾曲させやすくする技術が開示されている。また、特許文献 2 には、挿入部の先端側に設けられた複数のバルーンにより、体腔内の管路に対し、挿入部の先端側を固定する技術が開示されている。

【特許文献 1】特開 2000 - 262487 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特開平10-127564号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ここで、上述したような内視鏡の挿入部に対する挿入操作は、特に複雑に入り組んだ形状を有する大腸においては、大腸の深部まで短時間で円滑に行うことができるようになるまでには熟練を要する。

【0008】

従って、経験の浅い術者では、挿入操作を行っているとき、例えば挿入部の挿入方向を見失ってしまう等によって操作に手間取ったり、腸の走行状態を変化させてしまったりする場合がある。

10

【0009】

そのため、経験の浅い術者であっても、体腔内の管路に、容易に内視鏡の挿入部を挿入でき、挿入部を被検部位まで進行させることのできる内視鏡が望まれているといった経緯から、挿入部の挿入性を向上させるための提案が種々なされている。

【0010】

例えば、上述した特許文献2においては、挿入部の先端側に湾曲部を2つ設け、2つの湾曲部を交互に湾曲させることにより、体腔内の管路内において、挿入部を容易に進行させることのできる技術が開示されている。

【0011】

20

また、挿入部において、湾曲部よりも基端側に位置する可撓部に挿入推進部材を設け、挿入部を、体腔内の管路内において、自動的に進行させることのできる自走式の内視鏡も周知である。尚、自走式の内視鏡を、工業用の内視鏡に適用したものも周知である。

【0012】

自走式の内視鏡としては、例えば、可撓部を、内筒管と、該内筒管の外周に回動自在に設けられた回動筒体から構成するとともに、回動筒体の外表面を螺旋形状に形成することにより、螺旋形状部が、医療用であれば、回動を伴って、体腔内の管路の内壁に接触して挿入部に推進力を生じさせる回転自走式内視鏡が周知である。また、回転自走式の内視鏡の場合、可撓部を進行させながら、湾曲部を湾曲させることも可能である。

【0013】

30

しかしながら、自走式の内視鏡においては、挿入部を自動的に進行させるため、体腔内の管路、例えば大腸における屈曲部において、湾曲部を湾曲させる際、湾曲部の挿入方向の先端に設けられた先端部が潰れた腸壁によって抵抗を受けていると、湾曲部は、先端部を支点として湾曲されてしまう、即ち、先端部に設けられた対物レンズの視野方向が変わらないまま、湾曲部の基端側が湾曲してしまい、挿入部の先端側を所望の方向に湾曲させることができず、挿入部を自動的に進行させ難いといった問題があった。

【0014】

尚、このような問題は、術者によって、挿入部を体腔内の管路に挿入して、進行させる場合においては、挿入部の先端部の位置調整が正確に行えたり、挿入部を捻ることで腸を動かして腸の状態を変えられたりすることで挿入部の先端部を、該先端部が受ける抵抗が小さくなる位置まで調整してから湾曲を行えば、挿入部の先端側を湾曲させることができることから発生しない。

40

【0015】

また、自走式の内視鏡の場合、例えば、回転自走式の内視鏡の場合、挿入部を進行させるため上述したように可撓部は回動するが、可撓部の先端側に位置する先端部及び湾曲部は、湾曲操作を行いやすくする他、先端部内に設けられた対物レンズによって、体腔内の管路内を見やすくするため、回動を伴わずに、挿入方向に直進して移動できるよう構成されている。

【0016】

ところが、例えば大腸に挿入部を挿入する場合、挿入方向に直進する湾曲部の外周が大

50

腸の腸壁と接触することが挿入に対する抵抗となり、その結果、可撓部の回動に負荷がかかってしまい、挿入がし難くなってしまうといった問題があった。

【 0 0 1 7 】

尚、このような問題は、可撓部を回動させる回動部材、例えばモータに、出力の大きなモータを用いれば解決できるが、モータを具備する装置が大型化して、装置の運搬性が低下する他、装置の設置スペースが大きくなってしまいうため好ましくない。尚、以上の問題は、回転自走式の内視鏡に限らず、可撓部に挿入推進部材が設けられた自走式の内視鏡であれば同様である。さらに、以上の問題は、医療用の自走式の内視鏡に限定されず、柔軟な管路内に挿入する場合における工業用の自走式の内視鏡であっても同様である。

【 0 0 1 8 】

本発明の目的は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、湾曲部を所望の方向に湾曲させることができるとともに、可撓部の挿入推進部材に負荷を与えることなく、管路内に安定して挿入部を自動的に挿入することができる自走式内視鏡を提供するにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 9 】

上記目的を達成するために本発明による一態様の自走式内視鏡は、管路内に自動的に挿入される挿入部を具備する自走式内視鏡であって、前記挿入部は、湾曲部と、該湾曲部よりも前記挿入部の挿入方向基端側に位置する前記挿入部を自走させる推進部材が設けられた可撓部とを具備し、前記挿入部における前記可撓部よりも前記挿入方向先端側であって、前記湾曲部の基端部または前記湾曲部よりも基端側の部位に、前記湾曲部よりも放射状に前記挿入部の径方向に突出した、前記管路内の内壁に接触するとともに前記径方向に膨張収縮自在な接触部材が設けられており、前記接触部材は、前記湾曲部の基端部と前記湾曲部よりも基端側の部位との少なくとも一方において、前記挿入方向に沿って複数設けられている。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、湾曲部を所望の方向に湾曲させることができるとともに、可撓部の挿入推進部材に負荷を与えることなく、管路内に安定して挿入部を自動的に挿入することができる自走式内視鏡を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、本実施の形態においては、自走式の内視鏡は、医療用の自走式の内視鏡を例に挙げて説明する。また、自走式の内視鏡は、回転自走式の内視鏡を例に挙げて説明する。

【 0 0 2 2 】

図 1 は、本実施の形態の自走式の内視鏡を具備する内視鏡システムの構成の概略を示す図、図 2 は、図 1 の内視鏡システムにおける自走式の内視鏡の挿入部の先端側の部分断面図である。

【 0 0 2 3 】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、回転自走式の内視鏡（以下、単に内視鏡と称す）2 と、第 1 の制御装置 3 と、モニタ 3 a と、第 2 の制御装置 5 4 と、第 3 の制御装置 5 5 と、吸引器 5 と、バルーン内圧力制御装置 9 0 とにより主要部が構成されている。

【 0 0 2 4 】

尚、第 1 の制御装置 3 と、モニタ 3 a と、第 2 の制御装置 5 4 と、第 3 の制御装置 5 5 とは、キャスト付のトロリー 5 9 に載置されている。

【 0 0 2 5 】

内視鏡 2 は、挿入部 6 を具備しており、挿入部 6 は、挿入方向 S の先端側から順に先端部 8 と、湾曲部 9 と、バルーン固定部 4 8（図 2 参照）と、回動自在な可撓部 1 5 1（図 2 参照）と、挿入補助具 1 1 と、先端案内管 1 3 と、挿入部収納ケース 1 2 と、操作部案内管 1 4 と、コネクタカバー 1 5 とにより主要部が構成されている。

【 0 0 2 6 】

尚、挿入部 6 は、使用の都度、破棄されるディスポーザブルなものか、使用後に十分な滅菌消毒を行うことで再利用可能なもののいずれかの構成を有している。

【 0 0 2 7 】

また、挿入補助具 1 1 と、先端案内管 1 3 と、挿入部収納ケース 1 2 と、操作部案内管 1 4 と、コネクタカバー 1 5 とは、挿入方向 S の先端側から順に可撓部 1 5 1 を被覆する。また、先端案内管 1 3 及び操作部案内管 1 4 は、コルゲート状チューブから構成されている。

【 0 0 2 8 】

挿入補助具 1 1 は、体腔内に挿入される挿入管 1 1 b と、該挿入管 1 1 b の挿入後、被検者の肛門近傍の臀部に当接して、挿入補助具 1 1 全体が体腔内に挿入されてしまうのを防止する当接部 1 1 a とにより主要部が構成されている。

10

【 0 0 2 9 】

コネクタカバー 1 5 内には、可撓部 1 5 1 を回動させる図示しないモータ等が設けられている。また、コネクタカバー 1 5 には、一端がトロリー 5 9 に固定された、例えば 3 つの関節部を有するアーム 5 8 の他端が固定されている。

【 0 0 3 0 】

アーム 5 8 内には、内視鏡 2 に設けられる後述する送気用チューブ、送水用チューブ、吸引用チューブ 2 3、バルーン用チューブ 1 0 2、湾曲用チューブ 8 9 (送気用チューブ及び送水用チューブは図示されず。その他は図 2 参照) 等の各種チューブや、後述する信号ケーブル 3 3 (図 2 参照) や、コネクタカバー 1 5 内のモータに接続される各種通信ケーブルが挿通されている。

20

【 0 0 3 1 】

尚、上述した各種ケーブル及び各種チューブは、アーム 5 8 の外表面に沿って設けられていても構わない。また、上述した各種ケーブル及び各種チューブは、各々対応した第 1 の制御装置 3、第 2 の制御装置 5 4、第 3 の制御装置 5 5 にそれぞれ接続されている。

【 0 0 3 2 】

第 1 の制御装置 3 は、内視鏡 2 が具備する撮像系ユニット、照明系ユニット、及びコネクタカバー 1 5 内のモータの駆動を制御するものである。

【 0 0 3 3 】

30

詳しくは、第 1 の制御装置 3 は、内視鏡 2 が撮像した内視鏡画像の画像処理や、LED 3 4 への給電や、コネクタカバー 1 5 内のモータへの給電等を、術者からの後述するリモートコントロールユニット (以下、リモコンと称す) 6 7 を介した入力操作に基づいて行う。

【 0 0 3 4 】

第 1 の制御装置 3 は、第 2 の制御装置 5 4 及び第 3 の制御装置 5 5 に対し、図 1 における背面側において電氣的に接続されている。よって、術者からのリモコン 6 7 を介した入力操作に基づく信号は、第 2 の制御装置 5 4 及び第 3 の制御装置 5 5 へも入力される。

【 0 0 3 5 】

第 1 の制御装置 3 の前面には、図示しない電源スイッチのほか、内視鏡 2 の可撓部 1 5 1 の回動速度を可変する回動速度操作ダイヤル等、各種操作部材が配設されている。また、第 1 の制御装置 3 は、モニタ 3 a と電氣的に接続されている。モニタ 3 a は、内視鏡 2 によって撮像された内視鏡画像を表示する。

40

【 0 0 3 6 】

第 2 の制御装置 5 4 は、後述するバルーン 1 0 0 の膨張収縮、及び内視鏡 2 における送気用チューブを介した送気、並びに湾曲部 9 の湾曲制御を、リモコン 6 7 からの入力操作により行うものである。

【 0 0 3 7 】

また、第 2 の制御装置 5 4 に、二酸化炭素 (CO₂) ポンペ 5 7 が接続されており、さらに、第 2 の制御装置 5 4 に、バルーン 1 0 0 内におけるポンペ 5 7 から送気した流体で

50

あるCO₂ガスの圧力を制御する、即ちバルーン100の膨張収縮を調整するバルーン内圧力制御装置90が接続されている。

【0038】

また、第2の制御装置54内に、ポンペ57からCO₂ガスを送気する用の図示しないコンプレッサや、バルーン100内からCO₂ガスを排気する用の給排気弁等が設けられている。

【0039】

第3の制御装置55は、内視鏡2における送水用チューブを介した送水制御及び吸引用チューブ23を介した吸引の制御を、リモコン67から操作入力により行うものである。また、第3の制御装置55内に、図示しないポンプ、バルブ等が設けられている。さらに、第3の制御装置55に、送水タンク24が接続されている。送水タンク24内には、蒸留水、生理食塩水等が貯留されている。

10

【0040】

詳しくは、第3の制御装置55は、リモコン67から操作入力がされた際、図示しないポンプ、バルブ類等を動作して、送水タンク24から蒸留水または生理食塩水等を、内視鏡2の送水用チューブへ供給する制御を行う。

【0041】

また、第3の制御装置55に、チューブ5aを介して吸引器5が接続されている。第3の制御装置55は、リモコン67から操作入力がされた際、ポンプ、バルブ類等を動作して、内視鏡2のチャンネル開口部38、吸引管37、吸引用チューブ23を介して、体腔内の体液等を吸引器5に吸引する制御を行う。

20

【0042】

尚、第3の制御装置55には、吸引器5に限らず、例えば病院、施設に備え付けの吸引システムが接続されていても構わない。

【0043】

第1の制御装置3に、内視鏡2における各種機能を一括して操作可能なリモコン67が接続されている。リモコン67には、内視鏡2における送気、送水、吸引、及びバルーン100の膨張収縮を操作する操作スイッチ68と、内視鏡2の湾曲部9の湾曲操作をするための、例えば、ジョイスティックタイプの操作レバー69とが設けられている。即ち、リモコン67は、第1の制御装置3、第2の制御装置54、第3の制御装置55に対する操作指示が可能となっている。

30

【0044】

次に、内視鏡2の挿入部6の先端側の構成について、図2を用いて説明する。

先端部8は、生体適合性を有する樹脂部材、或いは金属によって略円筒形状に形成される本体環26を具備している。本体環26の内部に、撮像ユニット27が設けられている。

【0045】

撮像ユニット27は、挿入方向Sに沿って略短管状の保持管28aと、該保持管28aの挿入方向Sの基端（以下、単に基端と称す）面及び基端側の外周を覆うように設けられたカバー管28bと、保持管28aの挿入方向Sの先端（以下、単に先端と称す）側の外周及び先端面を覆うように設けられたカバー体29とにより、撮像ユニット27の外形が構成されている。

40

【0046】

保持管28a及びカバー管28bは、生体適合性を有する金属により形成されている。また、カバー体29は、生体適合性を有する透明な合成樹脂により形成されている。

【0047】

保持管28aは、本体環26の内部に設けられている。また、カバー管28bは、保持管28aの基端側に嵌着されており、保持管28aの基端面には、信号ケーブル33が挿通される貫通孔が形成されている。さらに、カバー体29は、保持管28aの先端側の開口を気密的に封止するよう、保持管28aの先端側に嵌着されている。

50

【 0 0 4 8 】

撮像ユニット 2 7 において、保持管 2 8 a、カバー管 2 8 b、カバー体 2 9 等によって形成される空間内には、対物レンズ群 3 0 と、該対物レンズ群 3 0 の光軸上に配置される CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の光電変換素子である撮像素子 3 1 と、フレキシブルプリント基板 (以下、FPC と称す) 3 2 等が配設されている。

【 0 0 4 9 】

FPC 3 2 には、撮像素子 3 1 による光電変換処理によって生成される画像信号を受けて増幅等の各種の信号処理を行う回路等が実装されている。また、FPC 3 2 には、信号ケーブル 3 3 が電氣的に接続されている。

10

【 0 0 5 0 】

信号ケーブル 3 3 は、カバー管 2 8 b の基端面に形成された貫通孔から延出し、当該先端部 8 から湾曲部 9、及び可撓部 1 5 1 の後述する内筒管 4 9 a、コネクタカバー 1 5、アーム 5 8 を挿通して、第 1 の制御装置 3 に電氣的に接続されている。

【 0 0 5 1 】

対物レンズ群 3 0 は、保持管 2 8 a、カバー管 2 8 b、カバー体 2 9 等によって形成される空間内において、対物レンズ枠 3 0 a に保持されている。また、対物レンズ枠 3 0 a は、保持管 2 8 a、カバー管 2 8 b、カバー体 2 9 等によって形成される空間内において、保持体 3 5 に固定されている。また、保持管 2 8 a、カバー管 2 8 b、カバー体 2 9 等によって形成される空間内において、対物レンズ枠 3 0 a の基端側には、撮像素子 3 1 を保持する撮像枠 3 1 a が嵌合している。

20

【 0 0 5 2 】

保持管 2 8 a、カバー管 2 8 b、カバー体 2 9 等によって形成される空間内において、撮像素子 3 1 の基端側の面に、回路基板 3 1 b が取り付けられている。この回路基板 3 1 b は、FPC 3 2 に電氣的に接続されている。

【 0 0 5 3 】

保持体 3 5 は、平面視した状態で略円形状に形成されており、その周縁部がカバー体 2 9 の基端側の内周面に対して固着されている。詳しくは、カバー体 2 9 の中心軸と対物レンズ群 3 0 の光軸とが略一致するように、カバー体 2 9 に対して保持体 3 5 は固着されている。

30

【 0 0 5 4 】

また、保持体 3 5 の先端側の面に、複数の LED 3 4 が、平面視した状態で対物レンズ群 3 0 を囲むように設けられている。

【 0 0 5 5 】

撮像ユニット 2 7 は、本体環 2 6 の挿入方向 S の中心軸に対して偏芯した所定の位置に配置された状態において、本体環 2 6 の先端側の開口部に配設される先端キャップ 3 6 により本体環 2 6 に固定されている。

【 0 0 5 6 】

撮像ユニット 2 7 の保持管 2 8 a と本体環 2 6 との間に形成される隙間には、吸引用チューブ 2 3 の先端部分と、吸引用チューブ 2 3 の先端側に連設される吸引管 3 7 が配置されている。吸引管 3 7 の先端部分は、先端キャップ 3 6 に固着されている。

40

【 0 0 5 7 】

また、先端キャップ 3 6 の先端面には、先端側に向けて開口するチャンネル開口部 3 8 が形成されている。尚、保持管 2 8 a と本体環 2 6 との間に形成される隙間には、図示しない送気用チューブ、送水用チューブに連通する管路も配置されている。よって、先端キャップ 3 6 の先端面には、これらの管路の図示しないチャンネル開口部が形成されている。

【 0 0 5 8 】

湾曲部 9 内には、本体環 2 6 の基端側の内周に対し嵌合固定されたチューブ保持環 8 6

50

と、該チューブ保持環 8 6 に先端が嵌着されたルーメン 8 2 が挿入方向 S に沿って形成された複数、例えば、湾曲部 9 内において、平面視した状態で上下左右の 4 方向に 4 本配置されるマルチルーメンチューブ 8 1 と、該各マルチルーメンチューブ 8 1 の内周に固着された内径保持チューブ 8 4 と、各マルチルーメンチューブ 8 1 の外周に固着された外径保持チューブ 8 5 と、各マルチルーメンチューブ 8 1 の基端に嵌着された封止環 8 7 とが設けられている。

【 0 0 5 9 】

チューブ保持環 8 6 は、金属、或いは硬質な樹脂により形成されており、各マルチルーメンチューブ 8 1 の先端面を覆うことにより、各ルーメン 8 2 の先端を封止する。

【 0 0 6 0 】

各マルチルーメンチューブ 8 1 は、各ルーメン 8 2 の先端部分を封止する封止材 8 3 をそれぞれ有して、シリコンゴムなどの弾性材（合成樹脂）から形成されている。即ち、各マルチルーメンチューブ 8 1 のルーメン 8 2 の先端部分は、封止材 8 3 及びチューブ保持環 8 6 により気密保持された状態となっている。

【 0 0 6 1 】

内径保持チューブ 8 4 は、コイル管、コルゲート管等から形成されており、可撓性を有している。また、外径保持チューブ 8 5 は、薄肉の平コイル管、網管であるブレード管、コルゲート管等の可撓性を有した部材から形成されている。また、この外径保持チューブ 8 5 の外周には、生体適合性を有するフッ素ゴムなどの弾性部材から形成される湾曲外皮 4 1 が被覆されている。湾曲外皮 4 1 の先端部分は、外周側の糸巻き接着部 4 2 により本体環 2 6 の基端部分の外周に固着されている。

【 0 0 6 2 】

封止環 8 7 は、各マルチルーメンチューブ 8 1 のルーメン 8 2 の基端部分をそれぞれ封止しており、各マルチルーメンチューブ 8 1 の基端側には、それぞれ、各ルーメン 8 2 に連通する接続パイプ 8 8 の先端がそれぞれ接続されている。

【 0 0 6 3 】

接続パイプ 8 8 の各基端には、第 2 の制御装置 5 4 の制御により、ポンベ 5 7 から C O 2 ガスが供給される湾曲用チューブ 8 9 の先端がそれぞれ接続されている。尚、各湾曲用チューブ 8 9 の基端は、上述したアーム 5 8 に挿通、或いは外表面に沿わされて、第 2 の制御装置 5 4 に接続されている。

【 0 0 6 4 】

湾曲部 9 の基端部は、挿入方向 S に沿って短管状に形成された金属部材からなるバルーン固定部 4 8 の先端に固定されている。具体的には、湾曲外皮 4 1 の基端部分が、外周側の糸巻き接着部 4 2 によりバルーン固定部 4 8 の先端側の外周に固着されている。

【 0 0 6 5 】

バルーン固定部 4 8 の基端側に、可撓部 1 5 1 の先端側の外周に固着された先端側口金 5 0 の係合部 5 0 a が回動自在に係合する突起部 4 8 a が設けられている。また、バルーン固定部 4 8 の内周に、第 1 内層チューブ口金 4 7 が固着されており、第 1 内層チューブ口金 4 7 の内周に、第 2 内層チューブ口金 4 6 が固着されている。

【 0 0 6 6 】

バルーン固定部 4 8 の外周に、ラテックスゴム、エラストマなどの伸縮性に富む材料によって形成された接触部材であるバルーン 1 0 0 が、接着、熱溶着、糸巻きなどにより気密保持が保たれた状態で設けられている。

【 0 0 6 7 】

バルーン 1 0 0 は、バルーン固定部 4 8 の外周に対し、湾曲部 9 の外周よりも、挿入部 6 の径方向に放射状に突出するよう設けられており、挿入部 6 を体腔内に挿入した際、C O 2 ガスの供給に伴って膨張し、体腔内の内壁と接触するようになっている。また、バルーン 1 0 0 の外表面 1 0 0 g に、体腔内の内壁との接触摩擦を低減する摩擦低減加工である親水潤滑処理が施されている。

【 0 0 6 8 】

また、バルーン固定部 4 8、第 1 内層チューブ口金 4 7、第 2 内層チューブ口金 4 6 には、径方向に貫通する貫通孔が形成されており、該貫通孔に、L 字パイプ 1 0 1 が装着されており、該 L 字パイプ 1 0 1 の基端に、所定の硬質性を備え、ある程度の可撓性を備えたフッ素系の樹脂材等から形成された、第 2 の制御装置 5 4 の制御により、ポンペ 5 7 から C O 2 ガスが供給されるバルーン用チューブ 1 0 2 が接続されている。

【 0 0 6 9 】

即ち、バルーン用チューブ 1 0 2 及び L 字パイプ 1 0 1 の内部は、バルーン 1 0 0 の内部に連通されている。また、バルーン用チューブ 1 0 2 の基端は、上述したアーム 5 8 に挿通、或いは外表面に沿わされて、第 2 の制御装置 5 4 に接続されている。

【 0 0 7 0 】

よって、バルーン 1 0 0 は、第 2 の制御装置 5 4 の制御及びバルーン内圧力制御装置 9 0 による内圧制御により、ポンペ 5 7 から C O 2 ガスが供給されるとともに、第 2 制御装置 5 4 の排気弁により、ガスが排気されることにより、膨張収縮自在となっていることから、膨張収縮部材を構成している。尚、バルーン 1 0 0 の膨張は、バルーン内圧力制御装置 9 0 による内圧制御により調整自在となる。

【 0 0 7 1 】

可撓部 1 5 1 は、内筒管 4 9 a と回動筒体 5 1 とにより主要部が構成されている。具体的には、可撓部 1 5 1 内に、内筒管 4 9 a が配設されている。内筒管 4 9 a は、細線のワイヤなどを筒状に編み込んで可撓性を持たせたチューブ体等によって形成されている。また、内筒管 4 9 a の先端は、第 1 内層チューブ口金 4 7 の基端側の外周に固定されている。

【 0 0 7 2 】

さらに、内筒管 4 9 a 内には、信号ケーブル 3 3 等の各種ケーブルや、バルーン用チューブ 1 0 2、送気用チューブ、送水用チューブ、吸引用チューブ 2 3、湾曲用チューブ 8 9 等が挿通されている。内筒管 4 9 a は、各種ケーブル及び各種チューブを保護するものである。

【 0 0 7 3 】

回動筒体 5 1 は、内筒管 4 9 a の外周に、内筒管 4 9 a を軸中心としてコネクタカバー 1 5 内のモータにより回動自在に設けられたものであり、疎に巻いて形成されたコイル 9 1 と、該コイル 9 1 の条線間を連設する樹脂薄膜 9 2 とによって構成されている。

【 0 0 7 4 】

尚、コイル 9 1 の材質としては、例えば N i (ニッケル) フリーコイル等の金属部材若しくは樹脂部材が適用される。また、コイル 9 1 の素線の断面形状は、例えば略円形状のものとし、良好なトルク追従性となることを考慮して、その素線径を例えば 1 . 0 mm 程度に設定している。そして、コイル 9 1 のリード角は、推進速度が内視鏡検査に好適となるように、例えば角度 9 ° (度) ~ 1 5 ° (度) の範囲となるように設定されている。

【 0 0 7 5 】

樹脂薄膜 9 2 は、コイル 9 1 の条線間を繋ぐように、当該コイル 9 1 の外周側を被覆する形態で配置されている。これにより、コイル 9 1 の条線間は連設した状態になる。

【 0 0 7 6 】

樹脂薄膜 9 2 は、柔軟性と耐久性とのバランスを考慮して、例えば樹脂硬度 5 0 ~ 9 0 度、膜厚さ 0 . 0 3 ~ 0 . 2 mm の材質で形成されている。そして、この樹脂薄膜 9 2 を形成する樹脂としては、滑り性、柔軟性、成形性が良好で、かつ生体適合性を有する樹脂部材、例えばウレタン、熱可塑樹脂、ポリエステル等が用いられ、透明または半透明若しくは暗色に形成されている。

【 0 0 7 7 】

回動筒体 5 1 は、樹脂薄膜 9 2 によってコイル 9 1 の条線間を連設しつつ、当該コイル 9 1 の外周側を被覆していることから、回動筒体 5 1 の山部を高く形成することができる。即ち、回動筒体 5 1 の外表面は、コイル 9 1 の樹脂薄膜 9 2 に対する接触部位が、樹脂薄膜 9 2 を径方向に押し出して山部を形成することにより、螺旋形状部を構成している。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

したがって、回動筒体 5 1 は、体腔壁との引っかかりがよく、これにより得られる推進力が強くなるという性質を得ている。

【 0 0 7 9 】

尚、回動筒体 5 1 を最大限度まで湾曲させた場合には、樹脂薄膜 9 2 がコイル 9 1 の条線間から内側に向けて突出する可能性も考えられる。このような場合において、樹脂薄膜 9 2 が内筒管 4 9 a 等の内側配設部材等に干渉したり、これらを圧迫したり、干渉に起因して内筒管 4 9 a が共廻りしたりしないように、回動筒体 5 1 と内筒管 4 9 a との間には、十分なクリアランス（隙間）が設けられている。

【 0 0 8 0 】

また、回動筒体 5 1 は、金属コイル 9 1 を用いて形成されることから伸縮性を有する。このことから、挿入部の先端が腸壁に突き当たった際などには、当該先端が腸を押す力をゆるやかに変化させることになるので、腸への負荷を軽減するという効果がある。

【 0 0 8 1 】

また、回動筒体 5 1 の先端には、合成樹脂により形成された湾曲部 9 との連結用係合部となる先端側口金 5 0 が、接着剤 5 2 により固着されている。

【 0 0 8 2 】

先端側口金 5 0 には、先端部にバルーン固定部 4 8 の突起部 4 8 a と、所謂スナップフィットに係合する係合部 5 0 a が形成されている。先端側口金 5 0 の係合部 5 0 a とバルーン固定部 4 8 の突起部 4 8 a とが係合した状態では、回動筒体 5 1 が回動した際、先端側口金 5 0 は、バルーン固定部 4 8 に対して挿入方向 S 廻りに回動自在となっている。この際、バルーン固定部 4 8、湾曲部 9、先端部 8 は回動しない。また、バルーン 1 0 0 も回動しない。尚、バルーン 1 0 0 を、挿入部 6 において回動しない位置に設けるのは、膨張して腸壁に接触するバルーン 1 0 0 の回動により、腸が捻れて管腔を閉じてしまうことを防止するためである。

【 0 0 8 3 】

回動筒体 5 1 は、挿入部 6 の長さが、先端部 8 から少なくとも 6 0 0 m m 以上となるように、長さが設定されて設けられている。これは、挿入部 6 を大腸に挿入する際、一般に肛門から S 状結腸と下行結腸との境界までの長さが 6 0 0 m m 程度と言われていることに起因している。

【 0 0 8 4 】

回動筒体 5 1 は、コネクタカバー 1 5 内に配設された、図示しないモータにより回動力が付与されるようになっている。回動筒体 5 1 は、モータにより回動力が与えられて回動すると、回動筒体 5 1 の外表面に形成された螺旋形状部が、例えば大腸の体腔壁と接触することにより推進力が発生し、これにより回動筒体 5 1 は、挿入方向 S へ進行することになる。

【 0 0 8 5 】

このとき、回動筒体 5 1 の先端部に固着されている先端側口金 5 0 は、バルーン固定部 4 8 に当接して湾曲部 9 を押圧する。これにより、先端部 8 及び湾曲部 9 は、挿入方向 S に、回動を伴わずに進行する。よって、回動筒体 5 1 の外表面の螺旋形状部は、体腔壁に回動を伴って接触することにより推進力を発生させ、挿入部 6 を自走させる推進部材を構成している。

【 0 0 8 6 】

次に、このように構成された内視鏡の作用について、上述した図 1、図 2 及び図 3 を用いて説明する。図 3 は、図 1 の内視鏡の挿入部を、被検者の肛門から直腸へ挿入し、先端部が S 状結腸まで挿入された状態を示す図である。

【 0 0 8 7 】

尚、以下に示す本実施の形態の作用は、内視鏡 2 の挿入部 6 を大腸に挿入する場合を例に挙げて説明する。

【 0 0 8 8 】

内視鏡 2 が未使用の際は、挿入部 6 全体は、図 1 に示すように、挿入部収納ケース 1 2 内において、例えばループを描いた状態で収容されている。

【 0 0 8 9 】

この状態において、術者は、先ず、挿入部 6 の挿入補助具 1 1 を、例えばベッド上に横たわっている被検者の肛門 5 0 1 から挿入する。

【 0 0 9 0 】

挿入補助具 1 1 は、外向フランジ状の当接部 1 1 a を有していることから、挿入後、当接部 1 1 a が被検者の肛門 5 0 1 近傍の臀部に当接する。その結果、挿入補助具 1 1 においては、挿入管 1 1 b のみが肛門 5 0 1 から直腸 5 0 2 内に挿入された状態となる。即ち、挿入補助具 1 1 は、当接部 1 1 a によって、その全体が直腸 5 0 2 内に挿入されてしま

10

【 0 0 9 1 】

この状態において、術者は、リモコン 6 7 を把持し、リモコン 6 7 に設けられた操作スイッチ 6 8 を操作して、第 1 の制御装置 3 に操作信号を入力することにより、第 1 の制御装置 3 の駆動制御により、コネクタカバー 1 5 内のモータを駆動させ、可撓部 1 5 1 の回動筒体 5 1 を、挿入部 6 が前進する方向に回転させる。

【 0 0 9 2 】

その結果、回動筒体 5 1 は、一方向に回転しながら、バルーン固定部 4 8 を押圧することにより、バルーン固定部 4 8、湾曲部 9 及び先端部 8 を、回転を伴わずに、大腸内の深部に進行させる。尚、この際、バルーン 1 0 0 も回動しない。

20

【 0 0 9 3 】

このとき、術者は、挿入部 6 の体腔外の部位を把持して、捻るまたは送り出すことなく、挿入補助具 1 1 の基端側を軽く把持しておればよい。

【 0 0 9 4 】

尚、挿入部 6 が回動筒体 5 1 の回転によって前進するのは、腸内に挿入された回動筒体 5 1 の外表面に形成された上述した螺旋形状部と腸壁との接触状態が、雄ねじと雌ねじとの関係になることによる。

【 0 0 9 5 】

即ち、回動筒体 5 1 は、腸壁との回転を伴う接触により発生した推進力によってスムーズに前進し、結果として挿入部 6 全体を前進させ、挿入部 6 は、直腸 5 0 2 から S 状結腸 5 0 3 へと深部に向かって進んでいくのである。

30

【 0 0 9 6 】

また、大腸内において挿入部 6 を進行させる際、術者は、リモコン 6 7 に設けられた操作スイッチ 6 8 を操作して、第 2 の制御部 5 4 に操作信号を入力することにより、第 2 の制御装置 5 4 は、ポンペ 5 7 から C O 2 ガスを、バルーン用チューブ 1 0 2 及び L 字パイプ 1 0 1 を介して、バルーン 1 0 0 に供給し、バルーン 1 0 0 を膨張させ、腸壁に接触させる。

【 0 0 9 7 】

このことにより、バルーン 1 0 0 の近傍に位置するとともに、回動筒体 5 1 の回転に伴い挿入方向 S に回転を伴わずに進行している湾曲部 9 は、大腸内の腸壁と接触しなくなる、または接触が最小限となることから、湾曲部 9 が腸壁に接触することにより、回動筒体 5 1 の回転に負荷がかかってしまい、挿入がし難くなってしまうことが防止される。

40

【 0 0 9 8 】

また、バルーン 1 0 0 の外表面 1 0 0 g には、親水潤滑処理が施されていることから、バルーン 1 0 0 を膨張させ腸壁に接触させたまま、挿入部 6 を進行させたとしても、スムーズに、挿入部 6 を進行させることができる。

【 0 0 9 9 】

ここで、バルーン 1 0 0 を膨張させすぎってしまった場合、バルーン 1 0 0 の外表面 1 0 0 g に親水潤滑処理が施されていたとしても、バルーン 1 0 0 と腸壁との接触が強くなり

50

、挿入部 6 の進行の妨げとなる。

【 0 1 0 0 】

しかしながら、この際は、術者は、リモコン 6 7 の操作スイッチ 6 8 を操作することにより、バルーン内圧力制御装置 9 0 を駆動制御して、第 2 の制御装置 5 4 内の排気弁を開放させることにより、バルーン用チューブ 1 0 2 及び L 字パイプ 1 0 1 を介して、C O 2 ガスをバルーン内から排出して、バルーン 1 0 0 を収縮させればよい。尚、この際も、湾曲部 9 と腸壁との接触を極力避けるため、バルーン 1 0 0 を完全に収縮させない。即ち、バルーン 1 0 0 と腸壁とが接触した状態のままとなるよう、バルーン 1 0 0 を収縮させる。

【 0 1 0 1 】

10

次に、挿入部 6 における先端部 8 及び湾曲部 9 が、屈曲の大きな S 状結腸 5 0 3 に到達すると、術者は、モニタ 3 a に映し出された内視鏡画像を見ながら、リモコン 6 7 の操作スイッチ 6 8 を操作することにより、第 2 の制御装置 5 4 の駆動制御により、湾曲部 9 を、S 状結腸 5 0 3 の屈曲状態に合わせて湾曲させる。

【 0 1 0 2 】

具体的には、第 2 の制御装置 5 4 は、図 2 に示す 4 本のマルチルーメンチューブ 8 1 の内、湾曲部 9 を屈曲させたい方向と反対側の方向に位置するマルチルーメンチューブ 8 1 のルーメン 8 2 内に、ポンペ 5 7 から C O 2 ガスを供給して、ルーメン 8 2 内を加圧する。

【 0 1 0 3 】

20

その結果、C O 2 ガスが供給されたルーメン 8 2 は、該ルーメン 8 2 の内周及び外周に位置する保持チューブ 8 4 , 8 5 によって、ルーメン 8 2 の膨張が規制されることにより、マルチルーメンチューブ 8 1 は、C O 2 ガスが供給されたルーメン 8 2 側のみが先端側へ延伸する作用を受けることにより、湾曲部 9 は、C O 2 ガスが供給されたルーメン 8 2 と反対側に位置するルーメン 8 2 側に湾曲する。

【 0 1 0 4 】

即ち、湾曲部 9 を左側に曲げたいときは、右側に位置するルーメン 8 2 内に、C O 2 ガスを供給し、右側に曲げたいときは、左側に位置するルーメン 8 2 内に、C O 2 ガスを供給し、上側に曲げたいときは、下側に位置するルーメン 8 2 内に、C O 2 ガスを供給し、下側に曲げたいときは、上側に位置するルーメン 8 2 内に、C O 2 ガスを供給すればよい。

30

【 0 1 0 5 】

このように、マルチルーメンチューブ 8 1 は、何れかのルーメン 8 2 内が二酸化炭素ガス供給により加圧されることで、上下左右の 4 方向へ湾曲する。このことを利用して、湾曲部 9 を、S 状結腸 5 0 3 の屈曲状態に合わせて湾曲させる。

【 0 1 0 6 】

尚、この際、バルーン 1 0 0 は膨張して、腸壁と接触していることから、湾曲部 9 は、バルーン 1 0 0 を支点として、所望の方向に湾曲する。よって、先端部 8 が腸壁に潰されて固定されてしまい、湾曲部 9 が先端部 8 を支点として基端側に湾曲されることが防止される。

40

【 0 1 0 7 】

また、バルーン 1 0 0 の膨張を用いても、湾曲部 9 が所望の方向に湾曲しない場合は、術者は、リモコン 6 7 の操作スイッチ 6 8 を操作することにより、バルーン内圧力制御装置 9 0 を駆動制御して、第 2 の制御装置 5 4 を介して、再度ポンペ 5 7 から C O 2 ガスをバルーン 1 0 0 に供給して、バルーン 1 0 0 をより膨張させる。その結果、バルーン 1 0 0 と腸壁との接触圧は高くなり、バルーン 1 0 0 は、腸壁に確実に固定されることから、湾曲部 9 が湾曲しやすくなり、湾曲部 9 が所望の方向に湾曲する。

【 0 1 0 8 】

湾曲部 9 の湾曲後、術者は、再度、リモコン 6 7 の操作スイッチ 6 8 の操作を行い、回転筒体 5 1 を、進行方向となる一方向に正回転させる。その結果、S 状結腸 5 0 3 の腸

50

壁と、回動筒体 5 1 とのとの回転を伴う接触により、すなわち、雄ねじと雌ねじの作用により、挿入部 6 は、下降結腸 5 0 4 内を前進する。

【 0 1 0 9 】

以上のような、回動筒体 5 1 の正回転、湾曲部 9 の湾曲操作を繰り返すことにより、挿入部 6 を、さらに、脾湾曲 5 0 5、横行結腸 5 0 6、肝湾曲 5 0 7、上行結腸 5 0 8 を介して盲腸 5 0 9 まで進行させる。

【 0 1 1 0 】

このように、本実施の形態においては、自走式の内視鏡 2 における挿入部 6 において、湾曲部 9 よりも基端側で、可撓部 1 5 1 よりも先端側に位置するバルーン固定部 4 8 の外周に、膨張収縮自在なバルーン 1 0 0 が設けられていると示した。

10

【 0 1 1 1 】

また、挿入部 6 を体腔内に挿入した後、バルーン 1 0 0 を膨張させて体腔内の内壁、例えば大腸の腸壁に接触させた状態で、挿入部 6 を進行させると示した。

【 0 1 1 2 】

このことによれば、可撓部 1 5 1 の回動筒体 5 1 の回動に伴って挿入部 6 を進行させる際、バルーン 1 0 0 が膨張して、大腸の腸壁に接触していることにより、回動を伴わずに進行するバルーン 1 0 0 の近傍に位置する湾曲部 9 は、腸壁に接触しなくなる、または最低限の接触のみとなることから、湾曲部 9 が腸壁に接触することにより、回動筒体 5 1 の回動に負荷がかかってしまい、挿入がし難くなってしまうことが防止される。

20

【 0 1 1 3 】

よって、回動筒体 5 1 を回動させるモータに、出力の大きなモータを用いる必要がなくなることから、コネクタカバー 1 5 が大型化して、内視鏡システム 1 自体の運搬性が低下する他、内視鏡システム 1 の設置スペースが大きくなってしまいうのを防止することができる。

【 0 1 1 4 】

また、バルーン 1 0 0 を膨張させて、バルーン 1 0 0 を腸壁に固定した状態で、湾曲部 9 を湾曲させることにより、湾曲部 9 を湾曲させる際、先端部 8 が潰れた腸壁から抵抗を受けてしまって、所望の方向に湾曲できないことを防止することができる。即ち、湾曲操作性が向上され、管腔を捉えることや、病変部へのアプローチが容易となる。

30

【 0 1 1 5 】

以上から、湾曲部 9 を所望の方向に湾曲させることができるとともに、可撓部 1 5 1 の回動筒体 5 1 の回動に負荷を与えることなく、管路内に安定して挿入部 6 を自動的に挿入することができる自走式内視鏡 2 を提供することができる。

【 0 1 1 6 】

尚、以下、変形例を示す。

本実施の形態においては、バルーン 1 0 0 は、バルーン固定部 4 8 の外周に設けられていると示したが、これに限らず、可撓部 1 5 1 よりも先端側であって、湾曲部 9 の湾曲を妨げない位置であれば、挿入部 6 に、バルーン固定部 4 8 を設けずに、可撓部 1 5 1 の先端側口金 5 0 の係合部 5 0 a が回動自在に係合する突起部 4 8 a が設けられた湾曲部 9 の基端側の口金にバルーン 1 0 0 が設けられていても構わない。

40

【 0 1 1 7 】

また、以下、別の変形例を、図 4、図 5 を用いて示す。図 4 は、バルーンにゼリー吐出用の孔を設けた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図、図 5 は、図 4 のゼリー吐出用の孔を、湾曲部におけるバルーン近傍の外表面に設けた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図である。

【 0 1 1 8 】

本実施の形態においては、バルーン 1 0 0 を、CO₂ ガスを供給して膨張させると示したが、バルーン 1 0 0 を膨張させる流体は、CO₂ ガスに限定されないことは勿論である。即ち、生体への供給に影響のない他の気体であっても構わないし、さらには、生体適合性を有する摩擦低減材を構成する水溶性潤滑剤であるゼリーであっても構わない。例えば

50

医療用の潤滑剤としては、テイコクメディックス株式会社から発売されている「ヌルゼリー」が周知である。尚、この場合、第2の制御装置54にゼリー供給源が接続されていればよい。ゼリーは、上述したC O 2同様、バルーン用チューブ102、L字パイプ101を介して第2の制御装置54の供給制御により、バルーン100内に供給される。

【0119】

また、バルーン100の膨張に、ゼリーを用いる場合には、図4に示すように、バルーン100に、摩擦低減材吐出部である1つまたは複数の孔110が形成されておれば、ゼリーでバルーン100を膨張させた際、孔110からゼリーが体腔内に吐出されることにより、バルーン100の外表面100gと、例えば大腸の腸壁との接触摩擦がより低減される。

10

【0120】

尚、バルーン100に孔110を設けると、バルーン100の膨張に伴い、孔110も膨張してしまい、膨張した孔110から、バルーン100が裂けてしまう可能性もあるが、孔110の周囲に、裂け防止用のシール等を貼着したり、バルーン100自体を、通常用いる材料よりも硬い、伸縮性に富む材料を用いて形成したりすることにより、膨張に伴うバルーン100の裂けを防止することができる。

【0121】

また、バルーン100の裂けをより確実に防止するため、図5に示すように、ゼリーを体腔内に吐出する1つまたは複数の孔110を、湾曲部9におけるバルーン100の近傍に位置に形成しても構わない。

20

【0122】

この場合、湾曲部9に形成された孔110に対して、L字パイプ101を接続する構成とすればよい。

【0123】

また、以下、さらに別の変形例を、図6を用いて示す。図6は、バルーンが挿入方向に沿って複数設けられた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図である。

【0124】

図6に示すように、バルーン100は、上述したバルーン固定部48、または湾曲部9の基端側において、挿入方向Sに沿って、設定間隔Lを有して複数設けられていても構わない。

30

【0125】

このことによれば、例えば湾曲部9を湾曲させる際、例えば大腸であれば、腸壁に対する膨張したバルーン100の固定における安定性が向上することから、より湾曲部9を確実に所望の方向に湾曲させることができる。

【0126】

尚、所定の位置にバルーン100を複数設けたとしても、必ずしも全てのバルーン100を膨張させる必要はなく、いずれかのバルーン100のみを膨張させても構わない。

【0127】

また、以下、さらにまた別の変形例を、図7を用いて示す。図7は、図6の一方のバルーンと他方のバルーンとの間に吸引孔が設けられた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図である。

40

【0128】

図7に示すように、バルーン100が、挿入部6の先端側の上述した位置において、挿入方向Sに沿って複数設けられている場合、設定間隔Lを有する一方のバルーン100aと他方のバルーン100bとの間に位置するバルーン固定部48または湾曲部9の基端側の外表面に、吸引孔120が形成されていても構わない。この際、吸引孔120は、図示しないチューブにより、挿入部6内に挿通された、吸引用チューブ23に接続され、吸引孔120からは、第3の制御装置55の吸引制御により、吸引動作が行われる。

【0129】

このように、上述した位置に吸引孔120が形成されておれば、吸引孔120を介して

50

、例えば大腸の腸壁を吸引することにより、より安定したバルーン 100 と腸壁との接触を得ることができる。

【0130】

また、以下、さらにまたさらなる別の変形例を、図8を用いて示す。図8は、バルーンの外表面に、径方向に突出する凸部を挿入方向に沿って設けた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図である。

【0131】

図8に示すように、バルーン100の外表面100gに、挿入方向Sに沿って細長に形成されるとともに、径方向に突出した凸部130が、1つまたは複数形成されていても構わない。尚、この場合、凸部130は、バルーン100と一体的に形成されていても、別

10

【0132】

このような形状の凸部130をバルーン100の外表面100gに設ければ、バルーン100が、例えば大腸の腸壁と接触した際、腸壁に対し、凸部130は、バルーン100が回転してしまう方向への抵抗を高めることで、バルーン100が回転してしまうことをより確実に防止することができる。このことによっても、腸壁に対するバルーンの固定を安定させることができる。

【0133】

さらに、本実施の形態においては、自走式の内視鏡2は、可撓部151の回転筒体51の外表面が螺旋形状部に形成されることにより、螺旋形状部が挿入部6の推進力となる回転自走式の内視鏡を例に挙げて示したが、可撓部151に、キャタピラ等の推進力発生部が設けられる自走式の内視鏡にも本実施の形態は適用可能であるし、他の回転自走式以外の自走式の内視鏡にも本実施の形態は適用可能である。

20

【0134】

また、本実施の形態においては、挿入部6を大腸に挿入する例を挙げて示したが、体腔内の組織であれば、大腸以外に挿入する場合においても、本実施の形態が適用可能であるということは勿論である。

【0135】

また、本実施の形態においては、自走式の内視鏡は、医療用の内視鏡を例に挙げて示したが、これに限らず、工業用の内視鏡に、本実施の形態を適用しても構わないということは云うまでもない。この場合、自走式の内視鏡を、管路内、特に柔らかい管路内に挿入する場合において、本実施の形態と同様の効果を生じる。

30

【0136】

図9は、内視鏡の挿入部の先端部に、挿入方向に突出するバルーンを設けた例を示す部分断面図である。

【0137】

図9に示すように、挿入部6の先端部8の外周に、挿入方向Sに先端部8の先端面から突出する形状を具備するバルーン70が設けられていても構わない。バルーン70も、本実施の形態のバルーン100同様、ラテックスゴム、エラストマなどの伸縮性に富む材料によって形成されている。また、バルーン70は、挿入方向Sに膨張収縮自在となっている。

40

【0138】

先端部8の先端環26において、バルーン70が設けられた位置に形成された貫通孔に、バルーン70に内部が連通するL字パイプ71が挿通されており、L字パイプ71の基端に、チューブ72が接続されている。チューブ72は、挿入部6、アーム58内を挿通して、第2の制御装置54に接続されている。

【0139】

よって、バルーン70を膨張収縮させる際は、第2の制御装置54の供給制御によって、ポンプ57から、チューブ72、L字パイプ71を介して、バルーン70にCO₂ガス

50

が供給される、または第2の制御装置54の排気弁を開放することにより、L字パイプ71、チューブ72を介して、バルーン70内のCO₂ガスを排出する。

【0140】

このように、先端部8の外周にバルーン70が設けられておれば、先端部8に設けられた対物レンズ群30（図2参照）で、被検部位を観察する際、バルーン70を、先端部8の先端面から挿入方向Sに突出するよう膨張させて、バルーン70の先端を、被検部位の周辺に接触させることにより、被検部位に対して、先端部8はバルーン70により、所定の距離を有して安定して固定されることから、対物レンズ群30により、被検部位の観察が行いやすくなる。

【0141】

図10は、先端部内に設けたバルーンの膨張により、先端カバーを挿入方向先端に突出させる図9の変形例を示す部分断面図である。

【0142】

被検部位の観察を行いやすくするため、先端部8を被検部位に対して所定距離を有して固定する構成としては、図10に示す構成であっても構わない。

【0143】

詳しくは、図10に示すように、先端部8の先端環226内にリング状の空間226iを設けるとともに、空間226i内には、バルーン200と、該バルーン200の先端側に位置するフランジ部202fを具備する断面形状がL字状の先端カバー202と、先端部8の先端面における内周面とフランジ部202fとの間に位置するコイルバネ201と

【0144】

よって、先端カバー202のフランジ部202fは、常時、コイルバネ201により、バルーン200側に付勢されている。また、バルーン200には、上述したL字パイプ71が連通している。

【0145】

このような構成を先端部8が有することにより、通常時は、図10の1点鎖線よりも下側に示すように、コイルバネ201による付勢により、空間226i内に収容されている先端カバー202は、バルーン200内に、チューブ72、L字パイプ71を介してCO₂ガスが供給されると、バルーン200の膨張に伴い、コイルバネ201の付勢力に抗して、図10の1点鎖線よりも上側に示すように、先端部8の先端面よりも挿入方向Sの先端側に突出される。

【0146】

その後、先端カバー202の先端を、被検部位の周辺に接触させることにより、被検部位に対して、先端部8はバルーン200により、所定の距離を有して安定して固定されることから、対物レンズ群30により、被検部位の観察が行いやすくなる。

【0147】

尚、固定終了後は、バルーン200を、第2の制御装置54の排気弁の開放によって収縮させると、先端カバー202は、コイルバネ201に付勢されて、図10の1点鎖線よりも下側に示すように、空間226i内に収容される。

【図面の簡単な説明】

【0148】

【図1】本実施の形態の自走式の内視鏡を具備する内視鏡システムの構成の概略を示す図。

【図2】図1の内視鏡システムにおける自走式の内視鏡の挿入部の先端側の部分断面図。

【図3】図1の内視鏡の挿入部を、被検者の肛門から直腸へ挿入し、先端部がS状結腸まで挿入された状態を示す図。

【図4】バルーンにゼリー吐出用の孔を設けた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図。

【図5】図4のゼリー吐出用の孔を、湾曲部におけるバルーン近傍の外表面に設けた変形

10

20

30

40

50

例を、挿入部の先端側とともに示す図。

【図 6】バルーンが挿入方向に沿って複数設けられた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図。

【図 7】図 6 の一方のバルーンと他方のバルーンとの間に吸引孔が設けられた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図。

【図 8】バルーンの外表面に、径方向に突出する凸部を挿入方向に沿って設けた変形例を、挿入部の先端側とともに示す図。

【図 9】内視鏡の挿入部の先端部に、挿入方向に突出するバルーンを設けた例を示す部分断面図。

【図 10】先端部内に設けたバルーンの膨張により、先端カバーを挿入方向先端に突出させる図 9 の変形例を示す部分断面図。

10

【符号の説明】

【 0 1 4 9 】

2 ... 自走式内視鏡

6 ... 挿入部

9 ... 湾曲部

4 8 ... バルーン固定部

4 9 a ... 内筒管

5 1 ... 回動筒体

1 0 0 ... バルーン

1 0 0 g ... 外表面

1 1 0 ... 孔

1 2 0 ... 吸引孔

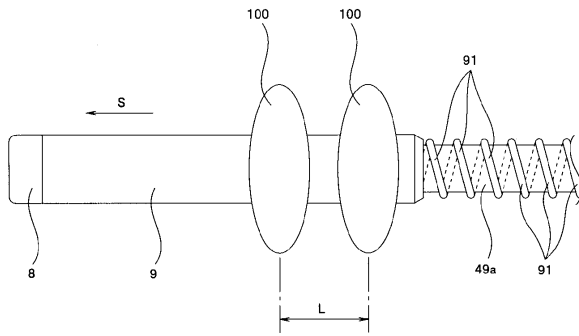
1 5 1 ... 可撓部

L ... 設定間隔

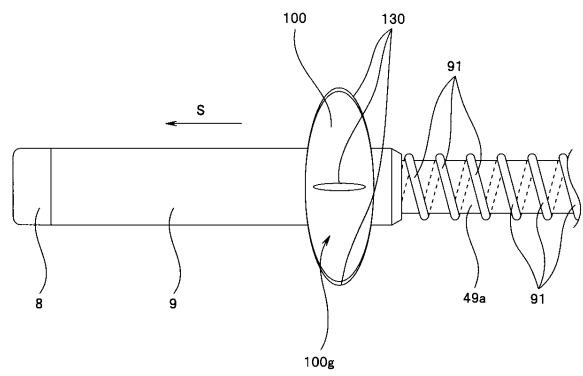
S ... 挿入方向

20

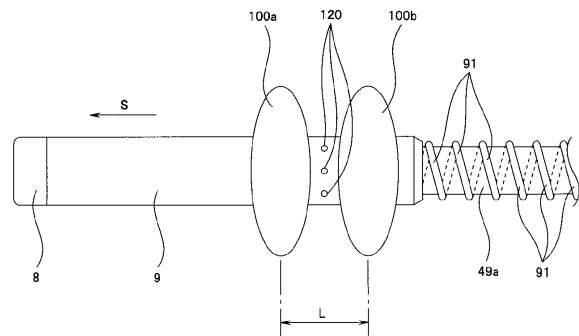
【図 6】



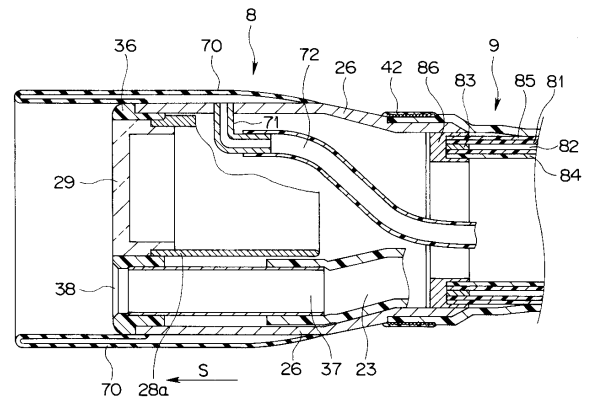
【図 8】



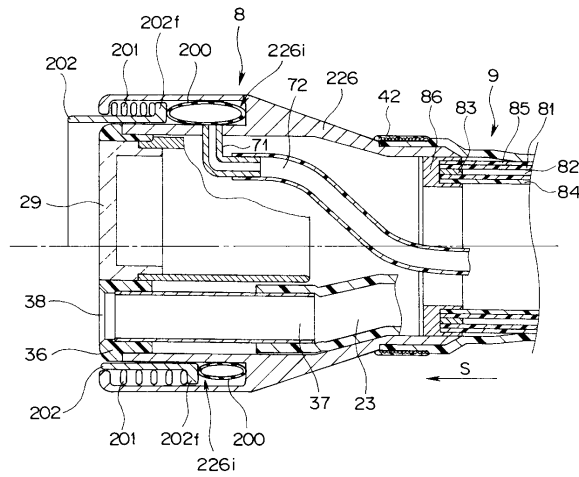
【図 7】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 3 2 3 8 8 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 1 8 2 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 3 7 1 8 2 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 1 2 9 2 4 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 1 6 1 1 2 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 9 3 0 7 7 (J P , A)
特開平 0 7 - 3 1 3 4 4 3 (J P , A)

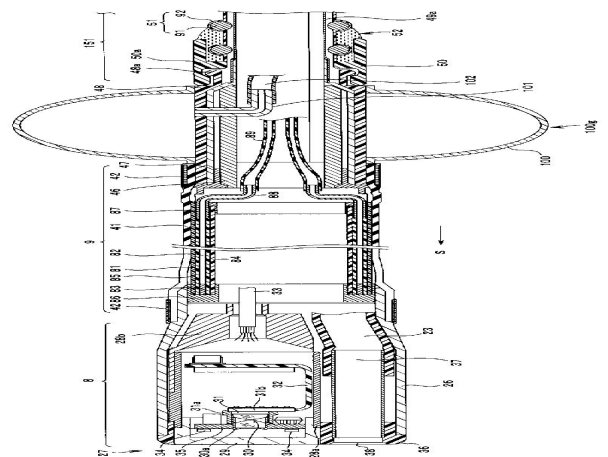
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	自行式内窥镜		
公开(公告)号	JP5244335B2	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	JP2007135866	申请日	2007-05-22
[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)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	津丸雅代 牧山聡志		
发明人	津丸 雅代 牧山 聡志		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/01.513 G02B23/26.C		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA16 2H040/DA42 2H040/DA55 2H040/DA57 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/FF24 4C061/FF32 4C061/FF35 4C061/FF36 4C061/HH42 4C061/JJ01 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/FF24 4C161/FF32 4C161/FF35 4C161/FF36 4C161/HH42 4C161/JJ01 4C161/JJ20 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2008289564A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种自行式内窥镜，其中弯曲部分可以在期望的方向上弯曲，并且插入部分可以稳定地自动插入导管中而不会对柔性部分的插入推进构件施加负荷。ŽSOLUTION：自行式内窥镜2设有插入部分，以自动插入导管中。插入部设置有弯曲部9和柔性部151，柔性部151位于比弯曲部9更靠插入部的插入方向S的近端侧，并且设置有用于使插入部行进的螺旋形部。本身。在插入方向S的远端侧比插入部分中的柔性部分151更多地设置球囊固定部分48，并且在曲线部分9的近端部分处设置比曲线部分9更近的气囊固定部分48。具有在插入部分的径向方向上突出的球囊100，其径向地比弯曲部分9更大，以与导管内的内壁接触。Ž

【 图 2 】



【 图 4 】