

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3963857号
(P3963857)

(45) 発行日 平成19年8月22日(2007.8.22)

(24) 登録日 平成19年6月1日(2007.6.1)

(51) Int. Cl.		F I		
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00 3 1 0 A
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	A 6 1 B	1/00 3 2 0 C
			G 0 2 B	23/24 A

請求項の数 3 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-104256 (P2003-104256)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成15年4月8日(2003.4.8)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願平8-293845の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
原出願日	平成8年11月6日(1996.11.6)	(74) 代理人	100058479
(65) 公開番号	特開2004-41700 (P2004-41700A)		弁理士 鈴江 武彦
(43) 公開日	平成16年2月12日(2004.2.12)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成15年4月8日(2003.4.8)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100100952
			弁理士 風間 鉄也
		(72) 発明者	平田 康夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
			オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡の挿入部に管内自走機構を有する内視鏡装置において、
前記挿入部を複数の可撓管で形成するとともに、前記複数の可撓管のそれぞれに前記自走機構を設け、この自走機構により前記複数の可撓管を独立して自走可能としたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記複数の可撓管は、管内を観察する観察機能を有する第1の可撓管と、観察部位に照明光を導くための照明機能を有する第2の可撓管と、処置具等を挿通するチャンネルを有する第3の可撓管とからなることを特徴とする請求項1記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記自走機構は、複数のバルーンを有することを特徴とする請求項1または2記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は管路内を自走して観察する医療用、工業用の内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の自走式内視鏡では、挿入部の湾曲部を構成する蛇腹の前後に管路内壁への係止手段

としてのバルーンを設け、蛇腹の伸縮とバルーンを交互に制御することによって自走力を得ているものがあつた（例えば、特許文献1参照。）。この型のものでは管路の屈曲部で蛇腹が曲げられることにより、伸縮機能が停止してしまい、自走しなくなってしまうことがあつた。

【0003】

また、挿入部の軸方向の外表面に複数個の感圧センサを設けた複数の湾曲部を連ねた管路内挿入装置（例えば、特許文献2参照。）があり、感圧センサの信号に基づいて湾曲制御を行い管路部位の屈曲部に対して、挿入性を向上させている。

【0004】

また、管内自走装置部と、管内を観察する内視鏡と、前記管内自走装置部の後端から後方に導出され、前記内視鏡の先端に着脱自在な牽引部材からなり、前記管内自走装置部と内視鏡との間に観察視野を確保する距離をおいて内視鏡を牽引する牽引手段とを具備した内視鏡用牽引自走装置が示されている（例えば、特許文献3参照。）。 10

【0005】

【特許文献1】

特開昭51-15678号公報(特許請求の範囲の記載及び第2図)

【0006】

【特許文献2】

特開平6-154154号公報(特許請求の範囲の記載及び図1)

【0007】

【特許文献2】

特開平1-204640号公報(特許請求の範囲の記載及び第1図)

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特許文献1は、構成が複雑になり制御の方法も難しいという問題があり、また蛇腹の厚み分内視鏡が太くなり例えば小児などの小径の管腔へ適用することが難しかった。大腸等の屈曲部においては伸縮手段である蛇腹が折曲げられ、伸縮機能しなくなり前進ができないという問題点がある。

【0009】

特許文献2は、挿入性は向上するが、複数の湾曲部はそれぞれ任意の方向に湾曲できる機構を必要とするので、構造が複雑になり太径化するという問題がある。 30

【0010】

また、通常の内視鏡の挿入部は、先端のCCDユニットから手元側操作部まで導かれているCCDケーブル、照明光を内視鏡前方の観察部位に導くファイバ(LG)、処置具を挿通するチャンネル等により構成されているので、曲げ方向の力に対する挿入部の剛性が高く、大きな曲率で曲げられ難い。そのために、特許文献3に示すように、内視鏡の挿入部の先端側外周に前記自走装置部を設け、あるいは内視鏡の挿入方向前方に自走装置部を設けて自走させた場合、内視鏡挿入部先端が挿入管路屈曲部において生体管腔壁に突き当たってしまうので、生体管腔深部にまで挿入することが困難であった。

【0011】

また屈曲部以外の部位でも挿入部の自重が自走装置の推進力を上回る負荷となることもあり、その場合にはそれ以上の挿入が困難となる。 40

【0012】

この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、管腔の深部まで挿入が可能な内視鏡装置を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】

この発明は、前記目的を達成するために、請求項1は、内視鏡の挿入部に管内自走機構を有する内視鏡装置において、前記挿入部を複数の可撓管で形成するとともに、前記複数の可撓管のそれぞれに前記自走機構を設け、この自走機構により前記複数の可撓管を独立 50

して自走可能としたことを特徴とする。

【0014】

請求項2は、請求項1の前記複数の可撓管は、管内を観察する観察機能を有する第1の可撓管と、観察部位に照明光を導くための照明機能を有する第2の可撓管と、処置具等を挿通するチャンネルを有する第3の可撓管とからなることを特徴とする。

【0015】

請求項3は、請求項1または2の前記自走機構は、複数のバルーンを有することを特徴とする。

【0016】

自走機構としての複数のバルーンが交互に収縮と膨張を繰り返し、管腔壁をグリッブしながら可撓管の軸方向に伸縮して管腔深部へ前進する。 10

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、この発明の各実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0018】

図1～図5は第1の実施形態を示す。図1に内視鏡装置のシステム構成を示す。内視鏡は小腸用のものであり、内視鏡本体1は柔軟で細長い挿入部2と操作部3とからなる。挿入部2の先端には対物光学系4と照明光学系5を有し、対物光学系4の直後に設けたCCDで像を捉え、信号線を通じて外部のビデオプロセッサ6を経由してTVモニター7に映し出される。照明光学系5から延設される光ファイバは外部の光源装置8に接続されている。 20

【0019】

また、操作部3は後述する自走部9を構成する係止手段としてのバルーン部10、11と湾曲部12、13を駆動する自走制御装置14に接続されている。挿入部2の先端近傍には図2に示す自走部9が設けられている。自走部9は第1と第2の湾曲部12、13とその前後に設けたバルーン部10、11から構成されている。バルーン部10、11は圧搾空気の給排により、膨張収縮を行うもので、それぞれのバルーン部10、11には空気給排用のチューブ15が接続され、チューブ15は挿入部2内に配設されて外部の駆動手段としての自走制御装置14に繋がっている。湾曲部12、13はマルチルーメンチューブ20によって形成されている。マルチルーメンチューブ20は、それぞれ3つの空気室16を持ち、それぞれに空気給排用のチューブ17が接続されて、任意の空気室16に圧搾空気の供給を受けると、その空気室16が膨張し、図3に示すような湾曲動作を行う。チューブ17は外部の制御手段としての制御装置14に接続されている。 30

【0020】

次に、自走制御装置14について図4を用いて説明する。自走制御装置14内は、前記チューブ15、17がそれぞれに接続されている電磁弁18と電磁弁18それぞれには圧搾空気を供給するコンプレッサ19からのエア管路が接続されている。電磁弁18は以下の2系統と電氣的に接続されている。1つはプログラマブルコントローラ21（以下、Pコントローラと略す）であり、もう1つはマニュアルコントローラ22（以下、Mコントローラと略す）である。Pコントローラ21は予め決められたタイミングで、それぞれの電磁弁18を駆動させるものであり、後で述べる前進動作、後進動作などのタイミングがプログラムされている。 40

【0021】

Mコントローラ22はジョイスティック24の操作に応じて任意の電磁弁18を駆動させるものである。21、22は各種スイッチに接続されている。切り換えスイッチ25はPコントローラ21とMコントローラ22とを切り換える。

【0022】

Pコントローラ21には更に、前進用スイッチ26、後進用スイッチ27、停止スイッチ28が接続されている。

【0023】

次に、図5を用いて基本的な自走動作を説明する。図5（イ）は自走部9の初期状態を示 50

している。操作者が前進用スイッチ 27 を押すと、以下の動作が行われるように電磁弁 18 が駆動する。

【0024】

(1) 前側のバルーン部 10 が膨張し、管壁に密着固定する。... 図 5 (口)

(2) 湾曲部 12、13 が互いに反対方向に湾曲する。この時、湾曲したことにより、湾曲部 12、13 より後の挿入部 2 は前側に引かれる。... 図 5 (ハ)

(3) 次に、後側のバルーン部 11 を膨張させ、管壁に密着固定する。その後、前側のバルーン部 10 を収縮させて固定を解除すると共に、湾曲部 12、13 を直線上に戻す。

【0025】

すると、湾曲していた弛み分だけ内視鏡先端部が前方に移動することになる。... 図 5 (ニ) 10

前記(1)から(3)の動作を繰り返すことで、内視鏡は小腸内を前進する。

【0026】

後進させる場合は、動作順序が逆になる。また、前進動作に合わせて操作者が内視鏡挿入部 2 を手元側から送ることによって、よりスムーズに自走させることができる。

【0027】

自走動作をさせる場面は、内視鏡が小腸近傍まで挿入された後であり、その位置までは一般的な内視鏡挿入と同様に、術者が手元側で挿入部 2 を送り、適当な湾曲操作と組み合わせることで行う。従って、実施形態においては、切り換えスイッチ 25 を押した後、ジョイスティック 24 を操作すれば、マニュアルコントローラ 22 で第 1 湾曲部 12 を操作者が 20

【0028】

第 1 の実施形態では、内視鏡の前進運動のストロークは 2 つの湾曲部の組み合わせ動作で得られている。従来技術にあるような、蛇腹を用いた伸縮部材を必要としないので内視鏡自体は細くできる。従って、子供などのように管腔径が小さい患者に対しても、容易に内視鏡挿入を行うことができる。また、本実施形態では、前後のバルーン部及び湾曲部の駆動は圧縮空気で行っているため、手元側の制御装置には共通のコンプレッサを接続すれば全ての駆動部分を駆動させることができ、構成が簡易になる。

【0029】

第 1 の実施形態ではバルーン部 10、11 に挟まれた 2 つの湾曲部で前進後進のストロークを得る構成であったが、湾曲部が 2 つに限定されず、3 つ、4 つあってもよい。複数の湾曲部がある方が、一度に多くの推進ストロークを得られる。 30

【0030】

図 6 ~ 図 9 は第 2 の実施形態を示し、図 6 に示すように、内視鏡 30 は挿入部先端側から 6 つの湾曲部 31 を有している。それぞれの湾曲部 31 には湾曲用形状記憶合金アクチュエータ 33 が内蔵されている(以下形状記憶合金は SMA と略す)。また、内視鏡 30 は外部の制御装置 32 に接続されており、制御装置 32 から湾曲用 SMA アクチュエータ 33 を操作することができる。

【0031】

図 7 に湾曲部 31 の構成を示す。湾曲部 31 は前後のフランジ 34 に挟まれたコイル 37、更にそのコイル 37 の周面に配置され、両端をフランジ 34 に係止している SMA コイル 36 を対向配置してなる。フランジ 34 には中空 35 を設けてあり、この中空 35 内部に内視鏡 30 の構成要素であるライトガイドファイバ、CCD 信号線、チャンネルチューブ等が内蔵されている。 40

【0032】

SMA コイル 36 は両端を手元側のフランジ 34 に固定し、先端側のフランジ 34 で折り返す構造である。SMA コイル 36 端部はリード線 38 に接続され、リード線 48 は先に説明した制御装置 32 の内部にある電源 39 及びスイッチ 40 に接続されている。このように、対向配置している SMA コイル 36 のいずれか一方を通電加熱することによって、SMA コイル 36 は初期形状である縮んだ形状に戻る力を発生し、その結果、図 7 に示し 50

てあるように、上下方向に湾曲動作を行うことができる。図8にはSMAコイル36のブロック図を示す。SMAコイル36にはそれぞれSMA通電回路41が接続されており、複数のSMA通電回路41はタイミング制御回路42によって、その駆動タイミングを制御される。その結果、以下に示すような前進後進の動作を行うことができる。

【0033】

次に、図9を用いて内視鏡30の移動動作を説明する。図9(イ)は初期状態を示す。この状態ではいずれのSMAアクチュエータ33も駆動されておらず、直線状態を保っている。

【0034】

図9(ロ)の状態では、先端側から2つの湾曲部31がそれぞれ互い違いの方向に湾曲するよう駆動される。2つの湾曲部31が互い違いに湾曲することによって、その湾曲部31によって管内面に係止される。次に、図9(ハ)では、後側4つの湾曲部31を同時に、かつ、隣合う湾曲部31同士は互い違いの方向に湾曲するように駆動させる。すると、4つの湾曲部31が湾曲した分だけ内視鏡30を前方向に牽引することができる。図9(ニ)では、後側2つの湾曲部31は湾曲させたままの状態にしておき、前側4つの湾曲部31の湾曲を解除し、直線状態に戻す。

【0035】

後側2つの湾曲部31で管内面に係止してあるので、前側4つを湾曲部31が直線状態になると、その分だけ内視鏡30の先端は前方向に移動する。更に、後側2つの湾曲部31の湾曲を解除すると、図9に示すように、更に前進する。図9(ホ)の状態からまた、図9(ロ)以下の動作を繰り返し行うことによって、内視鏡30は前進運動を行える。この動作順序を逆行することによって、後退運動を行える。

【0036】

第2の実施形態では、6つの湾曲部を持つ内視鏡がバルーン部材なしで、前進運動を行えることができる。従って、第1の実施形態に比べてもバルーン部分だけ更に内視鏡を細径化することができる。この結果、より苦痛の少ない内視鏡検査が行えることとなる。

【0037】

第2の実施形態では6つの湾曲部を持ち、前後2つずつの湾曲部が管壁への係止作用を行い、中間の湾曲部2つが前進、後退のストロークを得る構成であったが、これも、それぞれ2つに限定されない。

【0038】

図10および図11は第3の実施形態を示し、内視鏡挿入部41には軸方向に複数の圧力センサ43が設けられている。圧力センサ43からの信号はセンサ通電・出力線46を経由して外部のモータ制御装置52に入力される。また、内視鏡のチャンネル53内にはワイヤ44が挿通され、ワイヤ44は外部のワイヤ巻軸48に巻かれている。

【0039】

ワイヤ巻軸48はモータ回転軸50を介してモータ49に接続されている。モータ49はモータ制御装置52とモータ通電ケーブル51を介してモータ通電ケーブルコネクタ57で接続されている。先のセンサ通電・出力線46はセンサ通電・出力用コネクタ56を介してモータ制御装置52に接続されている。挿入部41上に複数の圧力センサ43が設けられているが、上下一対に設けられている部分を1つの節47とし、この節が軸方向に複数分割されている。図11(a)はその節47の拡大図である。

【0040】

前記ワイヤ44はある程度の剛性を持ち、ワイヤ44が挿通されている部分の挿入部は容易に湾曲変形をしない。図11(b)は挿入部41への圧力センサ43の実装を示している。

挿入部41の表面には切欠き部54が設けられ、かつ、切欠いた肉厚方向にセンサ通電線挿入孔55が設けられている。圧力センサ43は、例えば、感圧導電ゴム、感圧フィルム(PDEF)や圧電振動子と押圧によって出力を行うセンサなら何でもよい。

【0041】

10

20

30

40

50

この圧力センサ 4 3 は先の切欠き部 5 4 に嵌め込むようにして実装し、圧力センサ 4 3 のセンサ通電・出力線 4 6 はセンサ通電線挿入孔 5 5 に挿通して実装する。

【 0 0 4 2 】

図 1 1 (d) はモータ制御装置 5 2 の内部構成を示す。それぞれの圧力センサ 4 3 からの信号はセンサ通電・出力用コネクタ 5 6 から入力され、中継線 5 8 を経由して A / D 変換回路 5 9 に入力される。

【 0 0 4 3 】

ここで、圧力センサ 4 3 のアナログ信号をデジタル信号に変換し、中継線 6 0 を経由してコントローラ 6 1 に入力される。コントローラ 6 1 では圧力センサ 4 3 の出力情報に応じてモータを駆動させる信号を出力する。駆動信号は中継線 6 2 を経由してモータ通電ケーブルコネクタ 5 7 からモータ通電ケーブル 5 1 を経由してモータ 4 9 に入力される。

10

【 0 0 4 4 】

図 1 1 (a) に示す状態は、内視鏡先端までワイヤー 4 4 が挿通されており、この時、挿入部 4 1 はほぼ直線状態にある。この内視鏡を例えば、大腸のような管腔臓器に挿入していくと、図 1 0 に示すように、管壁 4 2 に接触する場合がある。

【 0 0 4 5 】

管壁 4 2 に挿入部最先端の圧覚センサが閾値以上の圧力で接触すると信号を発生し、その信号を受けてモータ制御装置 5 2 ではモータ 4 9 を回転させ、ワイヤー巻軸 4 8 によってワイヤー 4 4 を先端 1 つの節 5 7 に対応する長さだけ巻取る。すると、最先端の節 4 7 はワイヤー 4 4 が抜かれた分、柔軟になり、管壁 4 2 に沿って湾曲を行う。このようにして、次の節の圧力センサ 4 3 が管腔 4 2 の屈曲部で管壁 4 2 に接触すると、その節部分のワイヤー 4 4 が巻取られ、挿入部は柔軟になり、屈曲部を通過することができる。

20

【 0 0 4 6 】

第 3 の実施形態では、管腔 4 2 に接触した挿入部が先端から順次柔軟になるため、大腸等の屈曲部を容易に通過することができるようになる。また、屈曲部までの管路に対応する部分はワイヤー 4 4 が挿通されたままなので、手元側から術者が内視鏡を押し込む力が効率良く伝えられる。

【 0 0 4 7 】

図 1 2 ~ 図 1 4 は第 4 の実施形態を示し、内視鏡挿入部 4 1 は第 3 の実施形態と同様に複数の節を持ち、それぞれの節には圧力センサ 4 3 が対もしくは複数設けられている。

30

【 0 0 4 8 】

図 1 3 (a) に節の拡大図を示す。圧力センサ 4 3 は第 3 の実施形態と同様の方法で実装されている。また、挿入部 4 1 の内部には図 1 4 に示すワイヤー加熱ユニット 6 9 が内蔵されている。ワイヤー加熱ユニット 6 9 はワイヤー支持板 6 8 を等間隔で設け、その支持板 6 8 の間にコイル状の S M A ワイヤー 6 7 を張って構成される。

【 0 0 4 9 】

S M A ワイヤー 6 7 は通電線 6 3 に接続され、通電線 6 3 は外部の通電装置 6 4 に連結されている。一方、圧力センサ 4 3 は第 3 の実施形態と同様に、センサ通電・出力線 4 6 を経由してコントローラ 6 6 に接続される。コントローラ 6 6 と通電装置 6 4 は制御用ケーブル 6 5 で連結される。

40

【 0 0 5 0 】

コイル状の S M A ワイヤー 6 7 は加熱されると、初期形状である図 1 3 (c) のような粗巻きのコイル形状に復帰する。加熱されていない時は、図 1 3 (b) に示す密巻きのコイル形状となる。

【 0 0 5 1 】

図 1 5 は S M A ワイヤー 6 7 と通電線 7 3 の接続を詳細に示した図である。S M A ワイヤー 6 7 はワイヤー支持板 6 8 に設けた導電接触部 7 1 に電氣的に接続されている。導電接触部 7 1 はワイヤー加熱ユニット 6 9 及びワイヤー支持板 6 8 の表面上に設けられ、ワイヤー加熱ユニット 6 9 内部に埋め込まれて形成された導電パターン 7 0 に接続されている。この導電パターン 7 0 はワイヤー加熱ユニット 6 9 の最も後側で、通電線 7 3 にそれぞれ

50

れ接続されている。

【 0 0 5 2 】

したがって、ある節 4 7 の圧力センサ 4 3 が管壁 4 2 に接触すると、圧力センサ 4 3 からの信号はコントローラ 6 6 に入力され、コントローラ 6 0 からセンサ信号は通電装置 6 4 に入力される。通電装置 6 4 では押圧を受けているセンサが対応する節の S M A ワイヤー 6 7 に対して加熱用電流を出力する。その結果 S M A ワイヤー 6 7 は発熱する。S M A ワイヤー 6 7 が発熱すると、伸張する方向に変形し、ばね力が減るので、結果的に、先の圧覚センサが管壁との接触を検出した節は柔らかくなる。

【 0 0 5 3 】

図 1 6 および図 1 7 は第 5 の実施形態を示し、内視鏡には内視鏡チャンネル 5 3 内にバルーン 7 2 が挿通されている。また、内視鏡表面には第 3、第 4 の実施形態と同様に、圧力センサ 4 3 が複数設けられている。バルーン部 7 2 はチューブ 7 5 を介して内視鏡外部の送気手段 7 3 に接続され、送気手段は制御装置 7 4 から制御ケーブル 7 8 を介して駆動制御される。また、圧力センサ 4 3 はセンサ通電・出力線 4 6 を介して制御装置 7 4 に入力信号を入力する。図 1 7 は、更に、詳細に構成を示したものである。バルーン部 7 2 はくびれ部 7 7 を等間隔で持ち、くびれ部 7 7 に挟まれたバルーン部 7 2 の部分にはチューブ 7 5 が接合されている。

10

【 0 0 5 4 】

したがって、任意のくびれ部 7 7 に挟まれた任意のバルーン部 7 2 にチューブ 7 5 を介して加圧すると、その部分が膨張し、内視鏡チャンネル 5 3 内に充満する。すると、バルーン部 7 2 が膨張して、内視鏡チャンネル 5 3 が圧迫するため、バルーン部 7 2 が膨張した部分に対応する内視鏡挿入部は硬くなる。通常、内視鏡を挿入していく時は、全てのバルーン部 7 2 を一様に膨張させておき、ある程度の硬さを保っておく。挿入していく時に、第 3、第 4 の実施形態と同様で、管腔壁にある圧力センサ 4 3 が管腔壁との接触を検知すると、その圧力センサ 4 3 に対応する節部分のバルーン部 7 2 から気体を排出し、その部分のバルーン部 7 2 を萎ませる。すると、圧力センサ 4 3 が配置されている節に対応する挿入部は軟らかくなり、屈曲部を通過する。

20

【 0 0 5 5 】

図 1 8 は第 6 の実施形態を示し、本実施形態は先の第 5 の実施形態の節を 1 つだけ設けたものである。大腸鏡 8 1 は先端に湾曲部 8 3 を持ち、それに続く節として硬度可変部 8 4 を持つ。硬度可変部 8 4 の後側は蛇管 8 5 で構成される。硬度可変部 8 4 には第 5 の実施形態と同様にバルーン部 7 2 が内蔵されている。また、湾曲部 8 3 の表面には圧力センサ 4 3 が配置されている。

30

【 0 0 5 6 】

したがって、湾曲部 8 3 が大腸 8 2 の屈曲部でステッキ現象を生じた時に、続く硬度可変部 8 4 のバルーン部 7 2 の空気を排出し、硬度可変部を柔らかくする。すると、図 1 8 (b) に示すように、大腸屈曲部の形状に沿って内視鏡を押し込み挿入することができる。

【 0 0 5 7 】

図 1 9 は第 7 の実施形態を示し、本実施形態はいわゆるカバー式内視鏡と呼ばれるものである。リユーススコープは半月状の断面形状をし、先端に観察光学系 9 2 を持ち、続く湾曲部 9 3、それに続く硬度可変部 9 4、それに続く蛇管 9 5 を持つ。

40

【 0 0 5 8 】

硬度可変部 9 4 内には硬度可変アクチュエータ 9 6 を有しており、これは先の第 5、第 6 の実施形態で示した S M A またはバルーン、いずれでもよい。一方、カバー 9 8 はリユーススコープ 9 1 を内部に挿通できるスコープ挿通孔 9 9 を持ち、その他に鉗子挿通孔 9 9 a を持つ。このカバー 9 8 の表面には圧力センサ 4 3 が配置されており、圧力センサ 4 3 からの出力信号はセンサ通電・出力線 4 6 を経由してコネクタ 9 9 b を介して制御ユニット 9 9 c に接続される。一方、硬度可変アクチュエータ 9 6 は駆動ライン 9 7 を介して制御ユニット 9 9 c に接続される。なお、動作は先の第 6 の実施形態と同様である。

【 0 0 5 9 】

50

また、第3の実施形態以降は、圧力センサ43と硬度可変機構とを組み合わせにより、挿入性や向上する内視鏡の実施形態を示したが、第1、第2の実施形態で示した自走型内視鏡の湾曲部の構成をそのまま硬度可変機構に採用してもよい。第1の実施形態では、マルチルーメンチューブ20に空気室16を3つ等間隔で設けて、それぞれの方向に湾曲する構成を示したが、3つの空気室16を同時に加圧することによって、その部分の湾曲部12の硬度は硬く変化する。また、加圧する空気圧を制御することによって、任意の硬度を得ることができる。

【0060】

第2の実施形態で示したSMAコイル36による湾曲部31では対向するSMAコイル36を同期に同量だけ通電することによって、湾曲部31の硬度を硬くすることができる。

10

【0061】

第1、第2の実施形態では、空気圧もしくはSMAによる自走機構を示したが、小腸内等で自走機構を必要とせず、押し込み挿入をする場合、挿入部にある程度の硬度を持たせるため、先に述べた様に、湾曲部12、13もしくは第2の実施形態の湾曲部31を硬度を硬くした状態で押し込み操作をすると、より挿入性が向上する。

【0062】

前記実施形態によれば、次のような構成が得られる。

【0063】

(付記1) 直列に連結された複数の湾曲部を有し管腔内に挿入される挿入部と、前記複数の湾曲部の先端部と基端部に設けられた前記管腔内壁に係止する係止手段と、前記湾曲部と係止手段を駆動する駆動手段と、前記湾曲部と係止手段を一定の間隔で順次駆動させるように前記駆動手段を制御するための制御手段と、前記制御手段に指令信号を入力する入力手段を有することを特徴とする内視鏡装置。

20

【0064】

(付記2) 内視鏡挿入部の内部に入力信号に応じて可撓性が変化する硬度可変手段を設け、挿入部の表面には外部との接触圧を検出する圧覚検出手段を設け、前記圧覚検出手段により得られる検出値に応じて前記硬度可変手段を駆動制御することを特徴とする内視鏡装置。

【0065】

(付記3) 係止手段は、加圧により膨張するバルーンであることを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

30

【0066】

(付記4) 係止手段は、それぞれ複数の湾曲部で構成されることを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

【0067】

(付記5) 湾曲部は、加圧により湾曲力を発生する湾曲機構であることを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

【0068】

(付記6) 湾曲部は、形状記憶合金により湾曲力を発生する湾曲機構であることを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

40

【0069】

(付記7) 硬度可変手段は、任意に膨張する膨張部材を挿入部内に配置して構成され、膨張時に挿入部内面を圧迫して挿入部を硬くするものであることを特徴とする付記2記載の内視鏡装置。

【0070】

(付記8) 膨張部材は、加圧により膨張する袋部材であることを特徴とする付記2記載の内視鏡装置。

【0071】

(付記9) 硬度可変手段は、環境変化により硬度変化するケミカル材料を挿入部に封止して構成されることを特徴とする付記2記載の内視鏡装置。

50

【 0 0 7 2 】

(付記 1 0) 硬度可変手段は、形状記憶合金を挿入部内に配置して構成されることを特徴とする付記 2 記載の内視鏡装置。

【 0 0 7 3 】

(付記 1 1) 硬度可変手段は、挿入部に対してスライドする半硬質ロットで構成されることを特徴とする付記 2 記載の内視鏡装置。

【 0 0 7 4 】

(付記 1 2) 硬度可変手段は、挿入部に複数箇所設けられることを特徴とする付記 2 記載の内視鏡装置。

【 0 0 7 5 】

付記 1 の構成を取ることによって、複数の湾曲部の操作で内視鏡の伸縮動作を行わせることができ、係止手段との連動動作で、前後進を行える。

【 0 0 7 6 】

付記 2 の構成を取ることによって、圧覚センサで管腔との接触状態を検出し、検出状態に応じて挿入部の可撓性を変化できるようになったので、挿入性が向上する。

【 0 0 7 7 】

図 2 0 ~ 図 2 3 は第 8 の実施形態を示し、図 2 0 は内視鏡装置全体の構成図である。内視鏡 1 0 1 は、観察するための観察機能付き挿入部 1 0 2、観察部位に照明光を導く照明機能付き挿入部 1 0 3、処置具等を挿通するためのチャンネル挿入部 1 0 4 の三つの挿入部を有する。観察機能付き挿入部 1 0 2 の先端面には対物レンズ 1 0 5 が、照明機能付き挿入部 1 0 3 の先端面には照明窓 1 0 6 が、チャンネル挿入部 1 0 4 の先端面にはチャンネルの開口部 1 0 7 が設けられている。

【 0 0 7 8 】

観察機能付き挿入部 1 0 2 の内部には CCD およびケーブルが、照明機能付き挿入部 1 0 3 の内部にはライトガイドケーブルが設けられている。それらからビデオプロセッサ 1 0 8 やモニター 1 0 9、照明光源装置 1 1 0 等へ導かれる構成は通常の内視鏡と同様である。

【 0 0 7 9 】

前記挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 の先端面近傍外周にはそれぞれ自走装置 1 1 1 が設けられている。自走装置 1 1 1 は、図 2 1 に示すように、前バルーン 1 1 2 と、後バルーン 1 1 3 と、その両バルーン 1 1 2、1 1 3 を進退自在に連結してその中間に介装される伸縮部 1 1 4 とからなる。前バルーン 1 1 2 は挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 の外周に固定されて、後バルーン 1 1 3 は挿入部 1 0 2 とスライド自在に設けられている。

【 0 0 8 0 】

両バルーン 1 1 2、1 1 3 は内部に加圧流体を供給すると径方向に膨張し、加圧流体を排出すると収縮するようになっている。伸縮部 1 1 4 はいわゆる蛇腹状に形成され、その壁部内中空部に加圧流体を供給することにより伸長し、また、その加圧流体を排出すると収縮するようになっている。なお、両バルーン 1 1 2、1 1 3 および伸縮部 1 1 4 は、例えばラテックスやシリコン樹脂製である。

【 0 0 8 1 】

両バルーン 1 1 2、1 1 3 および伸縮部 1 1 4 を流体で駆動するための図示しない流体管路が挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4、内視鏡の操作部 1 1 5、可撓性ケーブル 1 1 6 の各内部を通っており、この流体管路は加圧ポンプ 1 1 7 につながっている。内視鏡の操作部 1 1 5 には、自走を制御する自走操作スイッチ 1 1 8、処置具挿通用チャンネルの挿通口 1 1 9 が設けられている。

【 0 0 8 2 】

次に、図 2 2 に基づいて自走装置 1 1 1 の動作を説明する。

【 0 0 8 3 】

同図 (a) に示すように、最初は前バルーン 1 1 2 と伸縮部 1 1 4 は収縮しており、後バルーン 1 1 3 は膨張してこれで管腔壁 1 2 0 をグリップしている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

次に、同図（ b ）に示すように、伸縮部 1 1 4 を伸長させる。すると、前端部が前進する。

【 0 0 8 5 】

次に、同図（ c ）に示すように、前バルーン 1 1 2 を膨張させてこれで管腔壁 1 2 0 をグリップする。

【 0 0 8 6 】

最後に、同図（ d ）に示すように、後バルーン 1 1 3 を収縮させて伸縮部 1 1 4 も収縮させる。すると挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 に対して後バルーン 1 1 3 が前方にスライドする。このような手順を繰り返すことにより前記挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 は管腔深部へ前進する。

10

【 0 0 8 7 】

次に、図 2 3 に基づいて生体内に内視鏡 1 0 1 を挿入し、生体管腔内を観察・処置する手順を説明する。

【 0 0 8 8 】

まず、同図（ a ）に示すように、観察機能付き挿入部 1 0 2、照明機能付き挿入部 1 0 3、チャンネル挿入部 1 0 4 をそれぞれ管腔内の観察範囲の最深部まで自走させる。なお前記挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 を自走させる順序は問わない。

【 0 0 8 9 】

次に、同図（ b ）に示すように、目的部位に前記挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 が到達した後、すべての自走装置 1 1 1 の両バルーン 1 1 2、1 1 3 を収縮、伸縮部 1 1 4 を伸長させることにより、自走装置 1 1 1 の外径を最も細い状態にする。

20

【 0 0 9 0 】

次に、同図（ c ）に示すように、前記挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 を選択的に生体管腔外部から引くことにより、挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 の先端面を揃え、観察・処置のしやすい状態とする。

【 0 0 9 1 】

その後、同図（ d ）に示すように、3本の挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 を同時に生体管腔外部へ引きながら、管腔深部から管腔入口へ向かいながら観察・処置を行う。

【 0 0 9 2 】

なお、必ずしも前記挿入部 1 0 2、1 0 3、1 0 4 の先端面が揃っている必要はなく、使用状態に応じて例えば照明機能付き挿入部 1 1 3 の先端面が他の挿入部 1 0 2、1 0 4 の先端面よりも前方にあってもよい。

30

【 0 0 9 3 】

また、内視鏡 1 0 1 を使用する目的が管腔内の観察のみの場合には、観察機能付き挿入部 1 0 2 と照明機能付き挿入部 1 0 3 のみを挿入してもよい。

【 0 0 9 4 】

したがって、各々の挿入部の可撓性が小さいので曲がりくねった管腔の形状に沿って挿入部が曲がりやすく、管腔の深部まで自走でき、従来よりも確実に管腔内深部まで自走させることができるので、観察可能範囲が広がるとともに、検査時間の短縮が期待できる。

40

【 0 0 9 5 】

図 2 4 ~ 図 3 0 は第 1 の開示例を示す。図 2 4 に示すように、カバー式チューブ 2 0 1 の外周部に加圧により径方向に膨張する第 1 のバルーン 2 0 2 および第 2 のバルーン 2 0 3 を、この 2 つのバルーン 2 0 2、2 0 3 の間に通常伸びていて吸引すると収縮する蛇腹 2 0 4 を設け、この蛇腹 2 0 4 の収縮の動作に対して第 2 のバルーン 2 0 3 も同じように動くように連結されている。この第 1 のバルーン 2 0 2、第 2 のバルーン 2 0 3、蛇腹 2 0 4 による自走部を前記カバー式チューブ 2 0 1 の長手方向に複数個設けられている。

【 0 0 9 6 】

また、カバー式チューブ 2 0 1 の内部には、複数個の貫通孔が設けられており（先端部は孔をふさがれている）、貫通孔 2 0 5 a、2 0 5 b、2 0 5 c には図 2 6 のように側孔 2

50

07a、207b、207cがそれぞれ穿設され、図27のように側孔207aの部分には第1のバルーン202が設けられ、側孔207bの部分には蛇腹204が設けられ、側孔207cにはエアチューブ208が接続され、一端は第2のバルーン203へとつながれている。

【0097】

さらに、第2のバルーン203は、カバー式チューブ201の表面を摺動できるようになっており、図27に示すように、カバー式チューブ201よりも内径の大きい円筒部材209の外側に第2のバルーン203が設けられており、円筒部材209とカバー式チューブ201との隙間には、膜部材210がはられており、側孔207bより吸排される空気が蛇腹204の内部から漏れないようになっている。

10

【0098】

第1のバルーン202はカバー式チューブ201に対して接着溶着等により固定され、第2のバルーン203は円筒部材209により同様に固定され、蛇腹204は先端部がカバー式チューブ201に固定され、後端部を円筒部材209の前方部に固定されている。そして、空気室が第1のバルーン202、第2のバルーン203、蛇腹204とに独立して設けられている。側孔207a、207b、207cの部分における断面を示すのが、それぞれ図25(a)(b)(c)である。こうして設けた貫通孔207による配管は、図28に示すように貫通孔205aは側孔207aを介してすべての第1のバルーン202につながれており、貫通孔205bは側孔207bを介してすべての蛇腹204につなぐれ、貫通孔205cは側孔207cを介してすべての第2のバルーン203へとつながれている。

20

【0099】

また、図29に第1のバルーン202につながる貫通孔205aおよび側孔207aを示しているが、図のように先端に行くほど側孔207aの径が太くなっている。

【0100】

これは抵抗により先端ほど流体が出にくくなるので、それを考慮して先端へ行くほど太径として、複数の自走部がすべて同じような動きとなるように工夫したものである。さらに、貫通孔205a、205b、205cの手元側には図示しない流体制御部が接続され、貫通孔205a、205b、205cのそれぞれに独立して流体(例えば空気)を供排できるようにしている。

30

【0101】

以上のような構成の自走装置のカバー式チューブ201の貫通孔206に対してライトガイドファイバやイメージガイドファイバを挿通して観察されるものである。

【0102】

図30に示すように、管路内にある自走式内視鏡200に対して手元側の流体制御部208を操作して、まず、第1のバルーン202に対して加圧して膨張されて、第1のバルーン202を管壁にグリップされる。...図30(b)

次に、蛇腹204の内部の流体を吸引して蛇腹を収縮され、第2のバルーン203を加圧して管壁にグリップされる。...図30(c)

さらに、第1のバルーン202を減圧して収縮し、バルーン204に対して加圧することで伸長される。...図30(d)

40

この動作を繰り返すことで前方へ動作させる。

【0103】

この時、第1のバルーンのすべて、第2のバルーンのすべて、蛇腹のすべてはそれぞれ、1つの管路で接続されており、3つの管路に対して流体の供給・排出を組み合わせる動作をするだけである。

【0104】

したがって、自走装置を長手方向に複数個設けることにより推進力の向上を図る。しかも配管の数を増やさないので太径とならない。

【0105】

50

図31は第2の開示例を示す。図31で示すように柔軟であるチューブ211に対して第1の開示例と同様に、第1のバルーン212、第2のバルーン213、蛇腹214が設けられている。第1のバルーン212は接着、溶着等により前記チューブ211に固定されており、蛇腹214は前方部がチューブ211に同じように固定されている。

【0106】

蛇腹214の後方は前記チューブ211よりも径が大きい円筒部材215に固定され、この円筒部材215の外周部には第2のバルーン213が固定されている。また、円筒部材215とチューブ211との間には空気が漏れないように薄い膜部材216がはり付けてある。なお、図207では1つの自走部を示しているだけであるが、第1の開示例と同じように複数の自走部が設けられており、すべての第1のバルーン212には配管217aが、すべての第2のバルーン213には配管217bが、すべての蛇腹214には配管217cがそれぞれ設けられている。

10

【0107】

こうした構造の自走部をスコープ等に着脱自在に設けるものである。自走部をスコープに対して着脱自在であるもので、使用の状況に応じて付けたりはずしたりする。自走部の動きは、第1の開示例と同じである。

【0108】

したがって、第1の開示例の効果に加え、自走部が、着脱自在となるので、既存のスコープに対して使うことが可能であり、大きな膜は改良をしなくてもよい。

【0109】

なお、第1の開示例の変形例として蛇腹204を通常収縮した状態で、加圧すると伸びるものを使ってもよい。他は第1の開示例と同じである。動作は、基本的には、第1の開示例と同じであるが、第1のバルーン202、第2のバルーン203、蛇腹204への加圧の順番が異なるだけである。

20

【0110】

まず、第2のバルーン203を加圧膨張、蛇腹204を加圧伸長、第1のバルーン202を加圧膨張、第2のバルーン203を減圧収縮、蛇腹204を減圧収縮の動作を繰り返す。したがって、第1の開示例と同様の効果が得られる。

【0111】

前記実施形態によれば、次の構成が得られる。

30

【0112】

(付記13)内視鏡の挿入部に管内自走機構を有する内視鏡装置において、前記挿入部は複数の可撓管により構成され、その複数の前記可撓管のそれぞれに自走機構を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【0113】

(付記14)流体を供排することで伸縮する蛇腹部と、この蛇腹部の両端部に流体を供排することで径方向に膨張・収縮可能なバルーン部とからなる自走部を内視鏡の挿入部に設けられた自走式内視鏡において、前記自走部を複数個設けるとともに、前記自走部における前側のバルーン部同士、後側のバルーン部同士、蛇腹部同士をそれぞれ同一の流体管路としたことを特徴とする自走式内視鏡。

40

【0114】

(付記15)付記14において、各前側バルーン部、後側バルーン部、蛇腹部に通ずる前記流体管路を先端側ほど太径としたことを特徴とする内視鏡装置。

【0115】

(付記16)付記14において、前記自走部を内視鏡挿入部が着脱自在としたことを特徴とする内視鏡装置。

【0116】

(付記17)付記16において、前記複数の自走部は、1つ1つ独立して内視鏡挿入部から着脱自在としたことを特徴とする内視鏡装置。

【0117】

50

(付記18) 付記14において、前記自走部は、軸方向に複数個の貫通孔を有するチューブ部材からなり、前記貫通孔を前記バルーン部および蛇腹への流体を供排する流体管路としたことを特徴とする内視鏡装置。

【0118】

(付記19) 付記18において、前記チューブ部材は、シリコン、ウレタン、テフロン等からなることを特徴とする内視鏡装置。

【0119】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明によれば、挿入部を複数の可撓管で形成するとともに、前記複数の可撓管のそれぞれに自走機構を設けることにより、管腔内深部まで自走させることができるので、観察可能範囲が広がるとともに、検査時間の短縮が期待できるという効果がある。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1の実施形態を示す内視鏡装置全体の斜視図。

【図2】同実施形態の自走部を示し、(a)は縦断側面図、(b)は(a)のA-A線に沿う断面図。

【図3】同実施形態のマルチルーメンチューブの断面図。

【図4】同実施形態の自走制御装置の構成図。

【図5】同実施形態の動作説明図。

【図6】この発明の第2の実施形態を示す内視鏡挿入部の側面図。

20

【図7】同実施形態の湾曲部の斜視図。

【図8】同実施形態のSMAコイルのブロック図。

【図9】同実施形態の動作説明図。

【図10】この発明の第3の実施形態を示す内視鏡の使用状態の斜視図。

【図11】(a)は同実施形態の湾曲部の斜視図、(b)は圧力センサの斜視図、(c)は挿入部の横断面図、(d)はモータ制御装置の構成図。

【図12】この発明の第4の実施形態を示す内視鏡の使用状態の斜視図。

【図13】(a)は同実施形態の湾曲部の斜視図、(b)(c)はSMAワイヤーの斜視図。

【図14】同実施形態のワイヤー加熱ユニットの斜視図。

30

【図15】同実施形態のSMAワイヤーと通電線との接続状態を示し、(a)は平面図、(b)は側面図。

【図16】この発明の第5の実施形態を示し、(a)(b)は内視鏡の湾曲部の斜視図。

【図17】この発明の第6の実施形態を示す内視鏡チャンネルの構成図。

【図18】同実施形態の動作説明図。

【図19】この発明の第7の実施形態を示し、リユーススコープの斜視図。

【図20】この発明の第8の実施形態を示す内視鏡装置全体の構成図。

【図21】同実施形態の自走装置の斜視図。

【図22】同実施形態の動作説明図。

【図23】同実施形態の動作説明図。

40

【図24】第1の開示例の内視鏡の先端部の斜視図。

【図25】同開示例のカバー式チューブの横断面図。

【図26】同開示例のカバー式チューブの斜視図。

【図27】同開示例のバルーンの縦断側面図。

【図28】同開示例の内視鏡の先端部の縦断側面図。

【図29】同開示例の内視鏡の先端部の一部を拡大した縦断側面図。

【図30】同開示例の動作説明図。

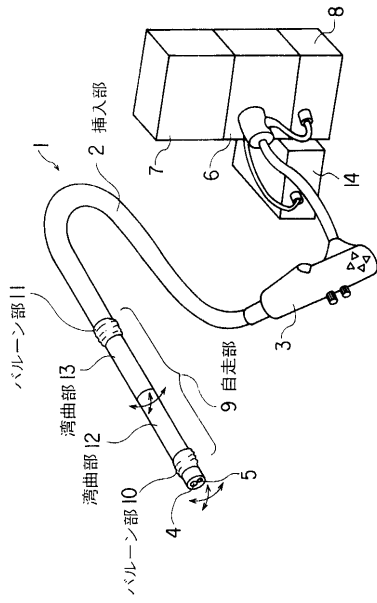
【図31】第2の開示例の内視鏡の先端部の縦断側面図。

【符号の説明】

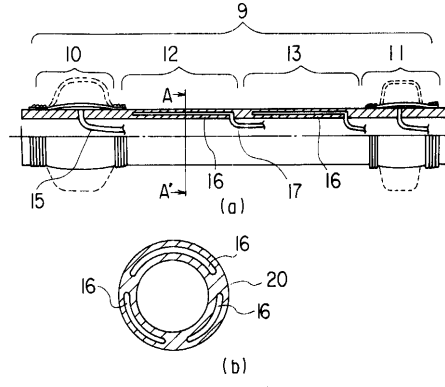
102, 103, 103...可撓管、112, 113...バルーン

50

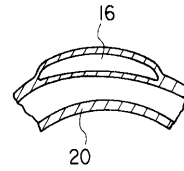
【 図 1 】



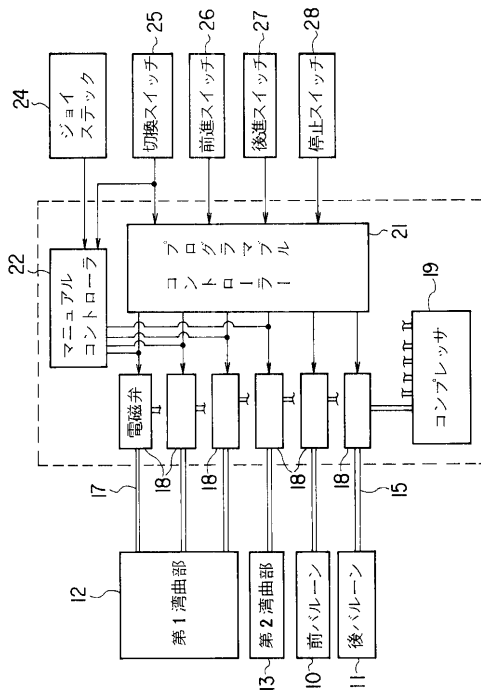
【 図 2 】



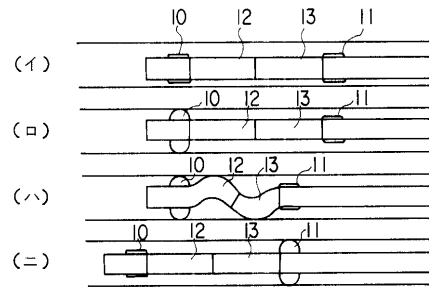
【 図 3 】



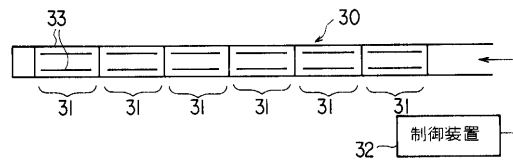
【 図 4 】



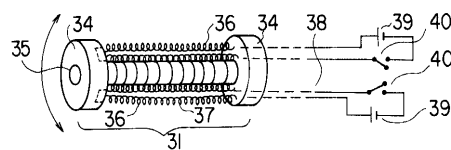
【 図 5 】



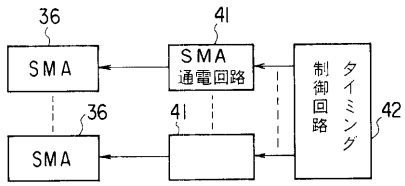
【 図 6 】



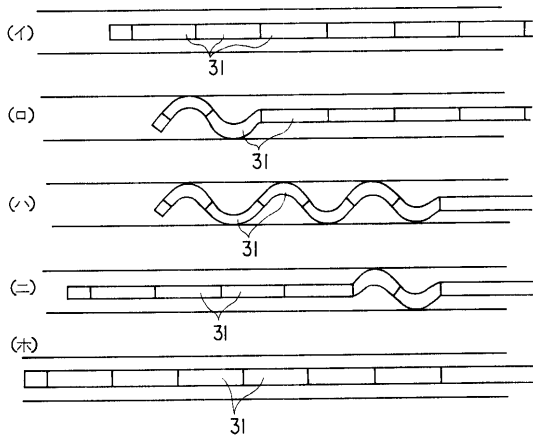
【 図 7 】



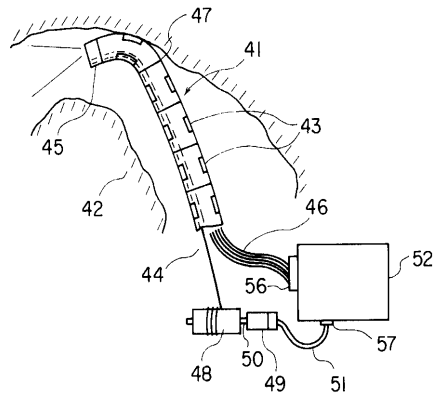
【 図 8 】



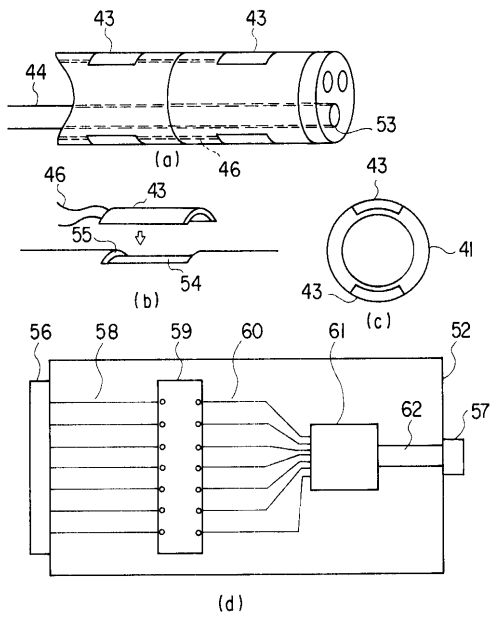
【 図 9 】



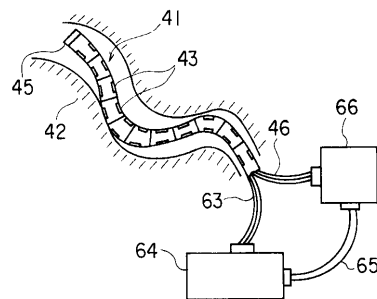
【 図 10 】



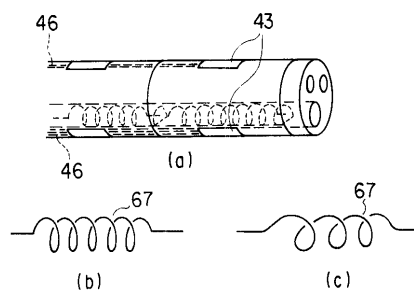
【 図 11 】



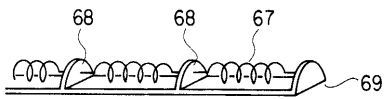
【 図 12 】



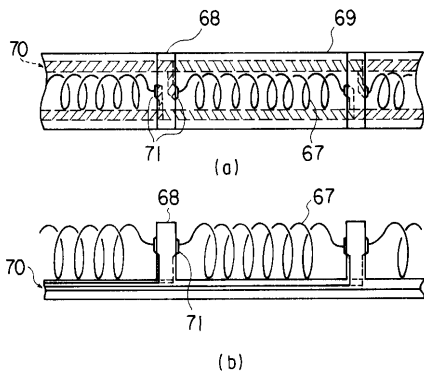
【 図 13 】



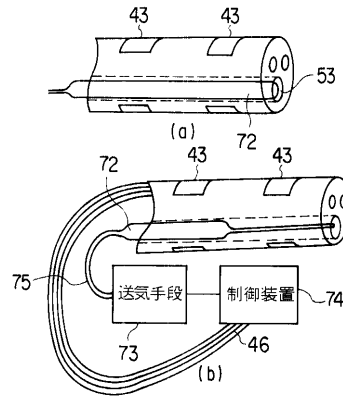
【 図 1 4 】



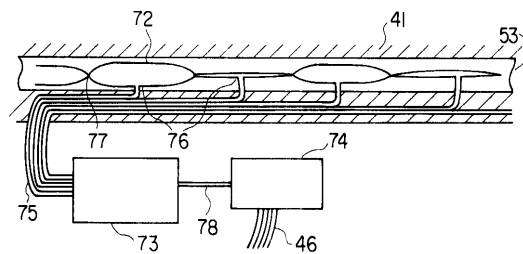
【 図 1 5 】



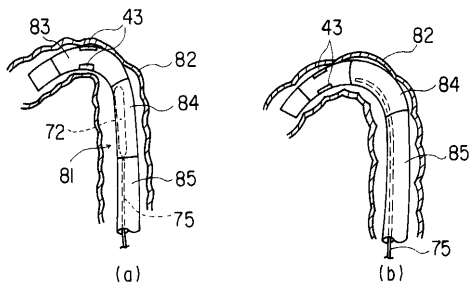
【 図 1 6 】



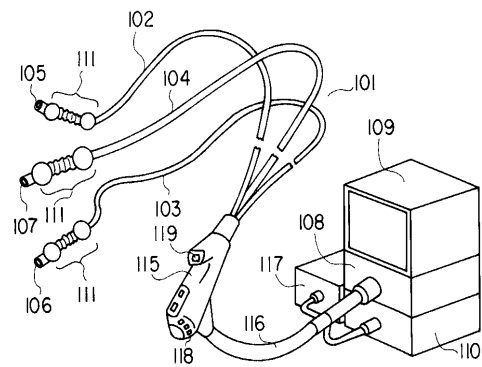
【 図 1 7 】



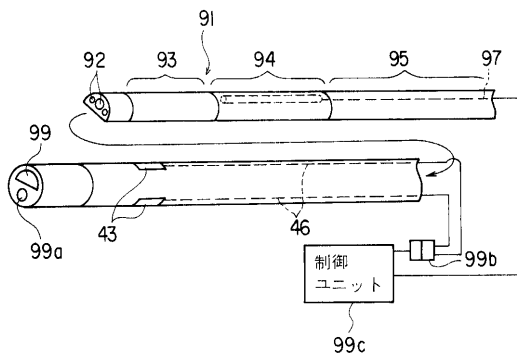
【 図 1 8 】



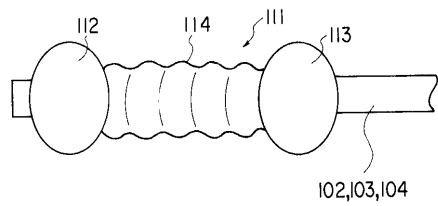
【 図 2 0 】



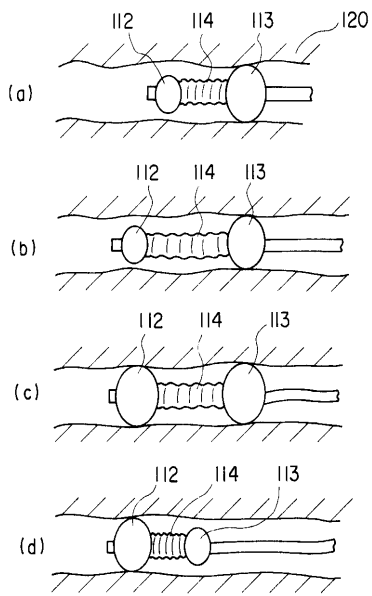
【 図 1 9 】



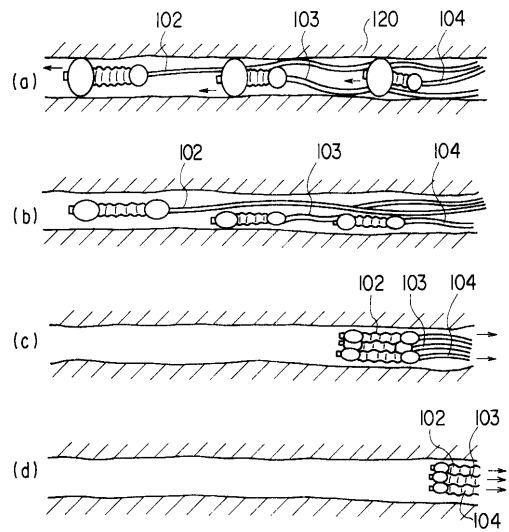
【 図 2 1 】



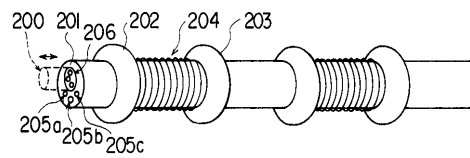
【 図 2 2 】



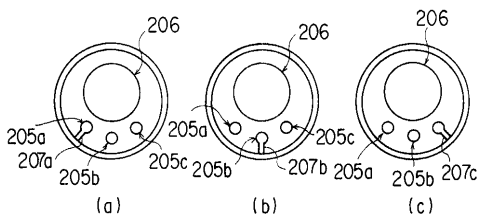
【 図 2 3 】



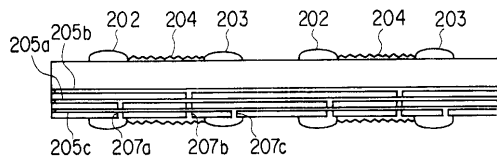
【 図 2 4 】



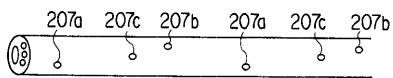
【 図 2 5 】



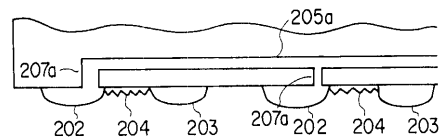
【 図 2 8 】



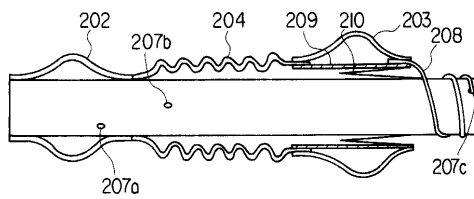
【 図 2 6 】



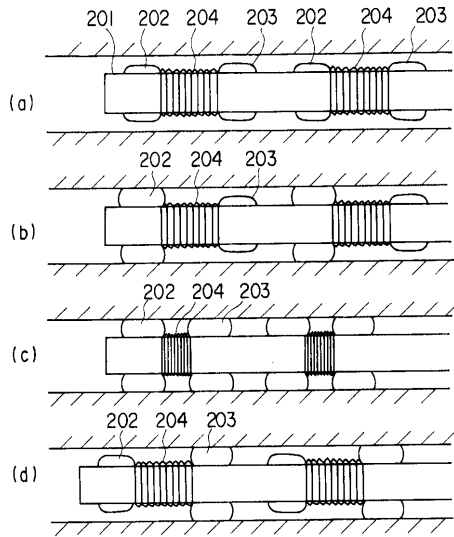
【 図 2 9 】



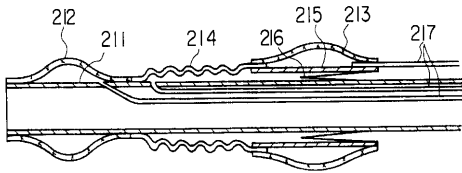
【 図 2 7 】



【 図 3 0 】



【 図 3 1 】



フロントページの続き

- (72)発明者 安達 英之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 小澤 剛志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 森山 宏樹
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 藤澤 豊
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 竹端 栄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開平08-000546(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B1/00-1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP3963857B2	公开(公告)日	2007-08-22
申请号	JP2003104256	申请日	2003-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	平田康夫 安達英之 小澤剛志 森山宏樹 藤澤豊 竹端栄		
发明人	平田 康夫 安達 英之 小澤 剛志 森山 宏樹 藤澤 豊 竹端 栄		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.320.C G02B23/24.A A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/008.510 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/DA18 2H040/DA55 4C061/AA29 4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/FF36 4C061/FF40 4C061/FF43 4C161/AA29 4C161/DD03 4C161/DD09 4C161/FF25 4C161/FF36 4C161/FF40 4C161/FF43		
代理人(译)	河野 哲		
其他公开文献	JP2004041700A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可以深入插入管腔的内窥镜设备。解决方案：在内窥镜的插入部分中具有腔内自推进机构的内窥镜装置中，插入部分由多个柔性管102,103和104形成，并且提供气囊112和113作为自推进机构在每个柔性管102,103和104中

