

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-306993

(P2007-306993A)

(43) 公開日 平成19年11月29日(2007.11.29)

(51) Int.Cl.		F I			テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	2 H 0 4 O
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	4 C 0 6 1
				A	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2006-137063 (P2006-137063)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成18年5月16日 (2006.5.16)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	伊藤 満祐 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	伊藤 誠一 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
		(72) 発明者	谷井 好幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		最終頁に続く	

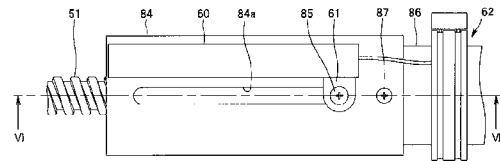
(54) 【発明の名称】 回転自走式内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 回転自走式内視鏡の挿入部、及び機器類に無理な負荷が与えられた場合、その状態を検知して、これら挿入部、及び機器類の損傷を防止する回転自走式内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】 本発明の回転自走式内視鏡システム1は、螺旋形状部51aが表面に形成され、長軸回りに回転自在な螺旋管51を備えた挿入部10と、上記螺旋管に軸回りの回転駆動力を与える駆動部59と、上記挿入部の状態を検知する検出装置と、該検出装置の検出結果が入力され、該検出結果に基づいて、上記駆動部を制御する制御装置3、66と、を備えたことを特徴とする。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

螺旋形状部を表面に形成され、軸回りに回動自在な螺旋管を備えた挿入部と、
上記螺旋管に軸回りの回転駆動力を与える駆動部と、
上記挿入部の状態を検知する検出装置と、
該検出装置の検出結果が入力され、該検出結果に基づいて、上記駆動部を制御する制御装置と、
を備えたことを特徴とする回転自走式内視鏡システム。

【請求項 2】

上記検出装置は、上記螺旋管の回転状態を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の
回転自走式内視鏡システム。 10

【請求項 3】

さらに、上記螺旋管が外挿し、上記挿入部の先端部に配設された機器類のケーブルが挿
通するチューブ体を備え、
上記検出装置は、上記チューブ体の捩れ状態を検出することを特徴とする請求項 1、又
は請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 4】

上記検出装置は、ポテンショメータであることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何
れか 1 項に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 5】

上記検出装置は、発光部、及び受光部からなる光センサであることを特徴とする請求項
1 から請求項 3 の何れか 1 項に記載の回転自走式内視鏡システム。 20

【請求項 6】

上記検出装置は、フォトリフレクタであることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何
れか 1 項に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 7】

上記検出装置は、歪ゲージであることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れか 1 項
に記載の回転自走式内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、被検体に挿入可能な可撓性を有する細長なチューブの外周に螺旋形状部を配
置した回転自走式内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療用の内視鏡は、広く用いられている。このような医療用の内視鏡は、細
長な挿入部を体腔内に挿入することによって体腔内の患部等を観察したり、必要に応じて
処置具を鉗子チャンネル内に挿通したりして治療処置を行うことができるようになってい
る。

【0003】

上記内視鏡は、挿入部の先端側に湾曲自在な湾曲部を備えている。内視鏡は、湾曲操作
ノブが操作されることにより湾曲部が上下または左右方向に湾曲動作される。 40

【0004】

内視鏡は、入り組んだ体腔内管路、例えば大腸などのように 360° のループを描く管
腔に挿入される際、湾曲操作ノブの操作により湾曲部が湾曲動作されると共に、捻り操作
が行われて挿入部が観察目的部位に向けて挿入されていく。

【0005】

しかしながら、内視鏡操作は、複雑に入り組んだ大腸内の深部まで挿入部を短時間でス
ムーズに挿入することができるようになるまでに熟練を要する。経験の浅い術者において
は、挿入部を大腸内の深部まで挿入していく際に、挿入方向を見失うことによって手間取
50

ったり、腸の走行状態を大きく変化させてしまったりする虞があった。

【0006】

このため、従来から、挿入部の挿入性を向上させるための提案が各種なされている。例えば、特開平10-113396号公報には、体腔内管路の深部まで容易にかつ低侵襲で医療機器を誘導し得る医療機器の推進装置が示されている。この推進装置では、回転部材に、この回転部材の軸方向に対して推進力発生部として斜めのリブが設けてある。

【0007】

このため、上記公報に記載の推進装置は、回転部材を回転動作させることにより、回転部材の回転力がリブによって推進力に変換され、推進装置に連結されている医療機器が推進力によって体腔内管路の深部方向に向かって移動される。これにより、上記公報に記載の推進装置は、低侵襲で、患者に身体的負担をかけることなく、医療機器を体腔内へと挿入することができる。

10

【0008】

このような技術を利用した内視鏡には種々のタイプのものがあるが、一例を挙げれば、経肛門により大腸内へ挿入を行うようになされた内視鏡において、挿入部の外周側に、軸回りに回動可能な可撓性を有する回転筒体を設けて、該回転筒体を回転させることにより、体腔内への挿入を自動的に行うことができるようにした回転自走式内視鏡装置がある。また、回転筒体は、体腔内に挿入するために長尺であり、その材質に回転伝達性の良い金属が用いられる。

【特許文献1】特開平10-113396号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、上記回転筒体は、回転時に外周面と体腔壁との摩擦が増大すると、モータからの回転伝達が妨げられ、挿入部の挿入性が低下する場合がある。

【0010】

このとき、モータから所定のトルクで回転力を与えられている筒体は、回転の妨げに応じて、内部に捻り応力が発生する。そして、この捻り応力が蓄えられた筒体は、外内周方法に拡大する力を受けるため、長軸方向の長さが伸縮する。

【0011】

30

そのため、このように回転が妨げられた回転筒体は、モータからの回転トルクによる捻り応力により発生するせん断力を受けて、変形したり、損傷したりする可能性がある。さらに、筒体を回転させるモータなどの機器類にも、負荷がかかり故障の原因となる問題がある。

【0012】

また、このような回転自走式内視鏡は、外周回りに回転する筒体が外挿されたチューブ内に撮像、及び照明のための各種ケーブルなどの内蔵物が挿通している。そのため、筒体の回転によりチューブが捻れて、内蔵物には無理な負荷がかかり、各種ケーブルの断線などの不具合が発生する可能性がある。

【0013】

40

そこで、本発明は事情に鑑みてなされたものであり、回転自走式内視鏡の上記筒体、及び上記チューブを含む挿入部、及び機器類に無理な負荷を与えられた場合、その状態を検知して、これら挿入部、及び機器類の損傷を防止する回転自走式内視鏡システムを提供することを目的にしている。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成すべく、本発明の回転自走式内視鏡システムは、螺旋形状部が表面に形成され、長軸回りに回動自在な螺旋管を備えた挿入部と、上記螺旋管に軸回りの回転駆動力を与える駆動部と、上記挿入部の状態を検知する検出装置と、該検出装置の検出結果が入力され、該検出結果に基づいて、上記駆動部を制御する制御装置と、を備えたことを特

50

徴とする。

【0015】

本発明により、上記螺旋管、及び上記チューブを含む上記挿入部、及び上記機器類に無理な負荷が与えられた場合、その状態を検知して、これら挿入部、及び機器類の損傷を防止する回転自走式内視鏡システムを実現することができる。

【発明の効果】

【0016】

本発明による回転自走式内視鏡システムは、挿入部、及び機器類に無理な負荷が与えられた場合、その状態を検知して、これら挿入部、及び機器の損傷を防止することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0018】

(第1の実施の形態)

図1から図10は、本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の構成を備えた回転自走式内視鏡システムの全体構成を示す外観図、図2は内視鏡の先端部、湾曲部、及び螺旋形状部の一部を示す断面図、図3は回転筒体と挿入部本体を示す断面図、図4は操作部側案内管が接続されたコネクタカバーの一部を示す断面図、図5はスライド位置検出装置が配設された側から見たスライド筒の平面図、図6は図5のV I - V I 線に沿ったスライド筒の断面図、図7は図5の反対側から見たスライド筒の平面図、図8は回転自走式内視鏡システムの電気装置構成を示すブロック図、図9は図1の収納ケースを示す上面図、図10は挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す説明図、図11は大腸内に挿入された挿入部本体がS字状結腸に到達した際の状態を示す説明図、図12は大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した際の状態を示す説明図、図13はスライド位置検出装置の作用を説明するための図、図14は図13のX I V - X I V 線に沿ったスライド筒の断面図、図15はスライド検出装置の検出結果に基づいた回転制御装置の制御フローチャートである。

20

【0019】

まず、図1に基づいて、回転自走式内視鏡システム1の全体構成について説明する。

30

図1に示すように、回転自走式内視鏡システム1は、回転自走式内視鏡装置(以下、単に内視鏡と略記する)2と、制御装置3と、モニタ4と、吸引器5とで構成されている。

【0020】

内視鏡2は、内視鏡挿入部(以下、単に挿入部と略記する)6及び操作部7で構成されている。挿入部6は、先端から順に先端硬性部(以下、単に先端部と略記する)8と、湾曲部9と、挿入部本体10と、挿入補助具11と、挿入部収納ケース(以下、単に収納ケースと略記する)12と、挿入補助具11と収納ケース12との間において介装されるコルゲート状のチューブである先端側案内管13と、操作部7と収納ケース12との間に介装されるコルゲート状のチューブである操作部側案内管14と、この操作部側案内管14の一端が連結されたコネクタカバー15とで構成されている。

40

【0021】

操作部7は、回転装置としてのモータボックス16と、把持部17と、主操作部18とから構成されている。なお、モータボックス16は、挿入部6の一部を構成している。

【0022】

主操作部18には、挿入部6の湾曲部9を4方向(内視鏡2が捉える内視鏡画像に対応する上下左右方向)に湾曲させる湾曲操作ノブ19と、流体を送出操作、或いは吸引操作するボタン類20と、各種撮像、照明などの光学系を操作するスイッチ類21とが配設されている。

【0023】

湾曲操作ノブ19は、略円盤状の2つのノブが操作部7の主操作部18の一面に同軸上

50

に重ねられて回動自在に配設されている。これらの２つのノブは、内視鏡画像の上下方向に湾曲部 9 を操作するための上下用湾曲操作ノブ 19 a と、内視鏡画像の左右方向に湾曲部 9 を操作するための左右用湾曲操作ノブ 19 b とである。

【0024】

上下用湾曲操作ノブ 19 a は、主操作部 18 の表面側に配置されている。左右用湾曲操作ノブ 19 b は、上下用湾曲操作ノブ 19 a と同軸上に、且つこの上下用湾曲操作ノブ 19 a よりも主操作部 18 の表面側に対して外側に配置されている。つまり、上下用湾曲操作ノブ 19 a は、左右用湾曲操作ノブ 19 b よりも主操作部 18 寄りに配置されている。このことにより、内視鏡 2 は、通常の内視鏡操作において、良く使用される上下用湾曲操作ノブ 19 a の上下湾曲操作を行い易くなっている。

10

【0025】

主操作部 18 の一側面からは、電気ケーブルであるユニバーサルコード 18 a が延設されている。また、主操作部 18 には、ユニバーサルコード 18 a が延出する根元部分に折れ止め部 18 b が設けられている。このユニバーサルコード 18 a の延出端には、コネクタ部 22 が配設されている。このコネクタ部 22 は、制御装置 3 に着脱自在に接続されている。

【0026】

また、主操作部 18 の一側面に配設されているボタン類 20 は、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内へ気体を送気、或いは液体を送水する際に操作する送気／送水ボタン 20 a と、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内の体液等を吸引する際に操作する吸引ボタン 20 b と

20

【0027】

コネクタカバー 15 からは、挿入部 6 内に挿通された３本のチューブ 23 が延出されている。これらの３本のチューブ 23 は、送気用チューブ 23 a、送水用チューブ 23 b、及び吸引用チューブ 23 c である。これらの３本のチューブ 23 の延出端は、夫々、着脱自在なコネクタを介して、制御装置 3 の前面部の所定位置で接続されている。

【0028】

制御装置 3 には、送水タンク 24 が着脱自在に取り付けられている。この送水タンク 24 内には、蒸留水、または生理的食塩水が貯留されている。

【0029】

内視鏡 2 は、主操作部 18 の送気／送水ボタン 20 a が所定操作されると、制御装置 3 の制御により図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作によって、送水タンク 24 からの蒸留水、または生理的食塩水が送水用チューブ 23 b に送液され、先端部 8 に形成されたチャンネル開口から噴出するようになっている。

30

【0030】

また、内視鏡 2 は、主操作部 18 の送気／送水ボタン 20 a が所定操作されると、制御装置 3 の制御により図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作によって、コンプレッサからの空気が送気用チューブ 23 a に送気され、先端部 8 に形成されたチャンネル開口から噴出するようになっている。

【0031】

さらに、内視鏡 2 は、吸引ボタン 20 b が操作されると、同様に制御装置 3 の制御により図示しないコンプレッサ、バルブ類の動作によって先端部 8 の吸引チャンネル開口から被検体内の体液等が吸引される。この吸引された体液等は、吸引用チューブ 23 c を介して制御装置 3 から吸引器 5 に送り込まれる。なお、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 においては、吸引器 5 を使用しているが、病院に備え付けの吸引システムを利用しても構わない。

40

【0032】

制御装置 3 には、内視鏡 2 の挿入部本体 10 を所定の方向へ回動／停止操作するためのフットスイッチ 25 が電気ケーブル 25 a を介して接続されている。なお、挿入部本体 10 の回転方向を操作、及び停止操作する進退スイッチは、図示しないが操作部 7 の主操作

50

部 18 にも配設されている。

【0033】

また、制御装置 3 の前面部には、電源スイッチ、内視鏡 2 の挿入部本体 10 の回転速度を可変するダイヤルなどが配設されている。なお、操作部 7 のモータボックス 16 には、挿入部本体 10 に回転力を付与する図示しないモータが内蔵されている。また、制御装置 3 は、モニタ 4 と電氣的に接続されている。モニタ 4 は、内視鏡 2 が捉えた内視鏡画像を表示する。

【0034】

次に、図 2 を用いて、内視鏡 2 の挿入部 6 の一部を構成する先端部 8、湾曲部 9、及び挿入部本体 10 について説明する。

【0035】

まず、先端部 8 について、説明する。

先端部 8 は、生体適合性のある金属からなる硬質な略円環状の本体環 26 と、撮像ユニット 27 と、から主に構成されている。

【0036】

撮像ユニット 27 は、本体環 26 内に收容される金属からなる略円環状の保持環 28a と、この保持環 28a の基端側に嵌着される金属からなる略円環状のカバー環 28b と、保持環 28a の先端開口部を気密に封止するように嵌着され、生体適合性のある透明な合成樹脂によってドーム状に形成されたカバー体 29 と、によって外形が形成されている。

【0037】

これらの部材によって形成される撮像ユニット 27 の空間内には、対物レンズ群 30 と、この対物レンズ群 30 へ入射する撮影光が集光される位置に配置される CCD (Charge Coupled Devices)、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの撮像素子 31 と、この撮像素子 31 によって光電変換された画像信号が入力されるフレキシブルプリント基板 (FPC) 32 が配設される。

【0038】

この FPC 32 には、通信ケーブル 33 が接続されている。この通信ケーブル 33 は、湾曲部 9、及び挿入部本体 10 内に挿通して、コネクタカバー 15 (図 1 参照) に配設される図示しないコネクタに接続されている。

【0039】

また、対物レンズ群 30 を保持する保持環を固定している板体 35 には、照明部材である複数の LED 34 が対物レンズ群 30 を囲むように配設されている。尚、板体 35 は、カバー体 29 の略中心を通る部分に延長線上にある内面と固着できるように、略円形に形成されている。そして、対物レンズ群 30 は、板体 35 の板面における略中心位置に光軸が通るように配置されている。

【0040】

このように構成された撮像ユニット 27 は、本体環 26 の中心に対して、偏芯する位置に配置され、本体環 26 の先端側開口部に配設される先端キャップ 36 により本体環 26 に固定されている。

【0041】

撮像ユニット 27 の保持環 28a と本体環 26 との間にできる隙間には、吸引用チューブ 23c の先端部分と、この吸引用チューブ 23c が基端側に接続された吸引管 37 が配置されている。この吸引管 37 の先端部分は、先端キャップ 36 に固着されている。

【0042】

先端キャップ 36 には、吸引用の開口部 38 が形成されている。尚、図示していないが、上述した保持環 28a と本体環 26 との間にできる隙間を利用して、送気用チューブ 23a、及び送水用チューブ 23b に連通する管路が配設され、それら管路の開口部も先端キャップ 36 に形成されている。

【0043】

10

20

30

40

50

次に、湾曲部 9 について説明する。

湾曲部 9 には、先端部 8 の本体環 26 の基端開口部に嵌着された硬質な先端湾曲駒 39 と、硬質な複数の湾曲駒 40（湾曲節輪とも言う）と、が枢支部 40a によって回動自在に連設されている。これら駒 39、40 には、生体適合性のあるフッ素ゴムなどの弾性部材からなる湾曲外皮 41 が被覆されている。この湾曲外皮 41 の先端部分は、糸巻き接着部 42 により、先端部 8 の本体環 26 の基端部分と固着されている。

【0044】

複数の湾曲駒 40 は、その内周面から中心方向へ突出するワイヤガイド 43 を有している。このワイヤガイド 43 には、湾曲操作ワイヤ 44（アングルワイヤとも言う）が挿通している。

10

【0045】

この湾曲操作ワイヤ 44 の先端部分は、湾曲部 9 内に 4 本存在し（図 2 では 2 本のみ図示している）、夫々に筒状の係止部材 45 が半田などにより溶着されている。これら湾曲操作ワイヤ 44 は、先端湾曲駒 39 に形成された 4 つの係止孔部 39a に夫々の係止部材 45 が係止されている。

【0046】

4 つの係止孔部 39a は、先端湾曲駒 39 の軸に対して直交する面において、略等間隔となる 4 等分した位置に形成されている。この先端湾曲駒 39 は、上記内視鏡画像の上下左右に対応して、各係止孔部 39a が位置するように軸回りの方向が決められている。そのため、4 本の湾曲操作ワイヤ 44 は、上下左右方向に略等間隔に離間した 4 点において

20

保持固定されている。

【0047】

また、これら湾曲操作ワイヤ 44 は、挿入部本体 10 内に挿通し、コネクタカバー 15 まで配設されている。尚、これら湾曲操作ワイヤ 44 の夫々の基端部分には、ここでは図示しないワイヤ留が設けられている。各湾曲操作ワイヤ 44 のワイヤ留は、コネクタカバー 15 がモータボックス 16 に一体となっている状態において、把持部 17 内に設けられた、図示しない湾曲ワイヤ係止部材である C（チェーン）エンドに夫々に対応して連結される。

【0048】

各 C エンドは、主操作部 18 内に配設された湾曲操作ノブ 19 に連動する、図示しない湾曲操作機構と、図示しないチェーンにより、連結されている。つまり、湾曲操作ノブ 19 が回動操作されると、湾曲操作機構により各 C エンドが交互に牽引又は弛緩され、その動きに連動して、各湾曲操作ワイヤ 44 が交互に牽引又は弛緩されるようになっている。

30

【0049】

従って、4 本の湾曲操作ワイヤ 44 が夫々、牽引弛緩されると、複数の湾曲駒 40 が対応して回動する。こうして、湾曲部 9 が上述した 4 方向へ湾曲操作される。

【0050】

湾曲部 9 の基端部分には、最基端にある湾曲駒 40 の内部に嵌着されたコイルパイプ固定用の金属からなる第 1 口金 46 と、最基端にある湾曲駒 40 の外周側に嵌着された内層チューブ固定用の金属からなる第 2 口金 47 と、この第 2 口金 47 の外周側に嵌着された

40

回転筒体を回動自在に係合するための合成樹脂からなる第 3 口金 48 と、が配設されている。これらの口金 46～48 は、接着剤などにより強固に固着されている。

尚、上述した湾曲外皮 41 は、第 3 口金 48 と糸巻き接着部 42 により、固着されている。

【0051】

また、上述の湾曲操作ワイヤ 44 は、夫々、第 1 口金 46 から基端側がコイルシース 49 内に夫々挿通している。コイルシース 49 の先端部分は、第 1 口金 46 に形成された穴部に挿入固定されている。尚、本実施の形態で用いられるコイルシース 49 は、ワイヤをパイプ状に密着巻きした非圧縮性の構造を有している。

【0052】

50

第2口金47の基端部分は、挿入部本体10内に挿通する軟性な内層チューブ49aの先端部分が固定されている。この内層チューブ49a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でも良い。

【0053】

第3口金48の基端部分には、所謂スナップフィット状の突起部48aが設けられている。また、この第3口金48は、突起部48aの外周側に隙間ができるように、湾曲外皮41に完全にカバーされている。

【0054】

尚、本実施の形態の内視鏡2は、湾曲部9を備えているものに限定せず、該湾曲部9を備えていないものでも、勿論、適用可能である。

10

【0055】

次に、挿入部本体10について説明する。

挿入部本体10は、先端部分に連結用の合成樹脂からなる口金50と、この口金50と先端部分が接着材52により固着された外皮を構成する螺旋管である回転筒体51と、から主に構成されている。

【0056】

この挿入部本体10内には、上述した内層チューブ49aと、湾曲操作ワイヤ44が夫々挿通する4本のコイルシース49と、通信ケーブル33と、図示しない各種チューブ23と、が配設されている。すなわち、図からも判るように、内層チューブ49aが最も外側となっており、内部の各構成要素であるケーブルなどの内蔵物を保護している。

20

【0057】

口金50は、先端部分に上述した湾曲部9の第3口金48の突起部48aと係合し、所謂スナップフィット機能を有効にする凹凸部50aが形成されている。つまり、口金50と、第3口金48は、夫々の軸回りに回動自在となっている。

【0058】

この口金50と連結された回転筒体51は、断面形状が凹凸となるように加工された生体適合性のある金属板体を螺旋状に巻回し、可撓性を備えた筒体である。この回転筒体51は、上述の凹凸が略隙間なく係合しており、その外周面に螺旋状凸部（あるいは、螺旋状凹部、さらには、螺旋に沿って連設されるように突設される凸部、など）となる螺旋形状部51aが形成される。

30

【0059】

この口金50と連結された回転筒体51は、断面形状が凹凸となるように加工された生体適合性のある金属板体を螺旋状に巻回し、可撓性を備えた筒体である。この回転筒体51は、上述の凹凸が略隙間なく係合しており、その外周面に螺旋状凸部（あるいは、螺旋状凹部、さらには、螺旋に沿って連設されるように突設される凸部、など）となる螺旋形状部51aが形成される。

【0060】

具体的には、回転筒体51は、体腔内への挿通性を考慮した螺旋管であり、例えばステンレス製で所定の径寸法が設定されている。また、回転筒体51は、板体に形成する凹凸の寸法を変更して、凹凸のピッチ、螺旋の角度などを種々設定できる。

40

【0061】

この回転筒体51は、挿入方向の軸回りに回動可能となるように構成されている。そして、この回転筒体51が回転すると、外周面の螺旋形状部51aが被検体の体腔内壁と接触して推力が発生し、回転筒体51自体が挿入方向へ進行しようとする。

【0062】

このとき、回転筒体51の先端部に固着されている口金50が、湾曲部9の基端部分にある第3口金48に当接して湾曲部9を押圧し、先端部8を含めた挿入部本体10全体が体腔内の深部に向かって前進する推進力が付与される。

【0063】

尚、回転筒体51は、操作部7のモータボックス16（図1参照）に配設された駆動部

50

であるモータ（ここでは不図示）により回転力が与えられる。

【0064】

つまり、挿入部本体10は、回転筒体51が内層チューブ49aの外周で長軸回りに回転自在となっており、内層チューブ49aが内蔵物である湾曲操作ワイヤ44が夫々挿通する4本のコイルシース49と、通信ケーブル33と、図示しない各種チューブ23と、回転筒体51の回転による外的作用から保護する構成となっている。

【0065】

次に、図4を用いて、螺旋形状部51aの基端側について説明する。

まず、操作部側案内管14とコネクタカバー15との接続について説明する。

操作部側案内管14には、略筒状の金属環（合成樹脂、プラスチックなどから形成される硬質な筒体でも良い）から形成される第5固定環78と、合成樹脂から形成される接続筒体79との螺着によって、その基端部分の外周に係止する留めリング81が内嵌保持される。

【0066】

第5固定環78は、中途部分が外径方向に突出した形状をしており、基端部分の外周に雄ねじ部78aが形成されている。また、接続筒体79は、先端部分が外径方向に突出した形状をしており、先端部分の内周面に雌ねじ部79aが形成され、略等間隔で円を描くように基端側に向かって延設され、コネクタカバー15と着脱自在とするための複数の係止部80を有している。

【0067】

すなわち、第5固定環78と接続筒体79とは、雄ねじ部78aと雌ねじ部79aとが螺合することで接続され、その接続部内に留めリング81を内嵌保持している。この状態において、操作部側案内管14は、基端部分が圧縮された状態となり、基端外周部が接続筒体79の当接する端面に押圧されている。これにより、操作部側案内管14は、第5固定環78と接続筒体79との水密が保持された状態で接続される。

【0068】

コネクタカバー15と接続された接続筒体79は、係止部80がコネクタカバー15に接続されている。詳述すると、コネクタカバー15は、先端と基端部分に外向フランジ82aが形成された筒体に接続部82を有している。接続部82には、接続筒体79の複数の係止部80が外嵌するように接続されている。

【0069】

複数の係止部80は、基端部に接続筒体79の内周方向に向かって突起する突部80aを有している。このため、接続筒体79とコネクタカバー15とは、突部80aを接続部82の基端部分の外向フランジ82aを掛止することで着脱自在に接続される。

【0070】

また、係止部80の突部80aは、それぞれ接続筒体79の外向フランジ82aに係止しているため、接続筒体79がコネクタカバー15に対して軸回りに回転自在となっている。したがって、接続筒体79と連結する操作部側案内管14も、コネクタカバー15に対して回転自在に接続されている。

【0071】

このような操作部側案内管14とコネクタカバー15との接続部分において、螺旋形状部51aの基端部は、基端側口金83に接着剤83aにより固着されている。この基端側口金83は、スライド筒84内に嵌挿されている。スライド筒84には、雄ねじ85の頭部が嵌るような長孔84aが上下に対称的に2つ形成されている。

【0072】

基端側口金83は、スライド筒84の長孔84aに対応した位置に雌ねじ部83bが形成されており、この雌ねじ部83bに雄ねじ85が螺合されるようになっている。スライド筒84の基端側は、回転軸86の先端部分と固定螺子87により接続されている。また、回転軸86は、図示しないがコネクタカバー15内で回転支持されている。

【0073】

10

20

30

40

50

スライド筒 8 4 の先端側には、基端側口金 8 3 が抜けないように内向フランジ部 8 4 b が形成されている。この基端側口金 8 3 は、内向フランジ部 8 4 b と回転軸 8 6 の先端側との間で長手方向にスライド可能となっている。これにより、回転筒体 5 1 は、回転時にトルクがかかっても基端側口金 8 3 がスライドすることにより、長手方向に伸縮自在となり硬化することがないので挿入性が落ちるのを防止することができる。

【0074】

次に、図 5 ～ 図 7 を用いて、スライド筒 8 4、及び基端側口金 8 3 について、詳しく説明する。

図 5 ～ 図 7 に示すように、スライド筒 8 4 には、2 つの長孔 8 4 a のうち一方の縁部に沿ったスライド位置検出装置であるスライド式ポテンシオメータ（以下、単にポテンシオメータという）6 0 が配設されている。 10

【0075】

このポテンシオメータ 6 0 は、長孔 8 4 a 上に延設されたスライド検出部 6 1 を有している。このスライド検出部 6 1 は、基端側口金 8 3 をスライド筒 8 4 の長孔 8 4 a で直進ガイドするための雄ねじ 8 5 に連結されている。

【0076】

また、ポテンシオメータ 6 0 は、スライド筒 8 4 と共に回転しても、検出信号を制御装置 3（図 1 参照）へ送信できるように、回転軸 8 6 に配設されたスリップリング 6 2 と電氣的に接続されている。

【0077】

つまり、螺旋形状部 5 1 a が回転時のトルクにより基端側口金 8 3 がスライド筒 8 4 内で長手方向に縮んだときに、ポテンシオメータ 6 0 によって、その縮み量が検出される。このとき、基端側口金 8 3 は、スライド筒 8 4 内で、長孔 8 4 a に沿って雄ねじ 8 5 が直進ガイドされると共に、回転時にスライド筒 8 4 内で軸回り方向に空回りしないように規制される。 20

【0078】

次に、図 8 の電氣的な各種装置を系統表示したブロック図を用いて、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 の内視鏡 2、及び制御装置 3 に内蔵される各種装置について説明する。

【0079】

上述したように、内視鏡 2 と制御装置 3 は、ユニバーサルコード 1 8 a によって、電氣的に接続される。本実施の形態の内視鏡 2 は、上述したように先端部 8 内に撮像ユニット 2 7 が内蔵されている。また、内視鏡 2 のモータボックス 1 6 には、挿入部本体 1 0 に外挿する回転筒体 5 1 をギヤにより回転させるモータ 5 9 が内蔵されている。 30

【0080】

このモータボックス 1 6 に着脱自在なコネクタカバー 1 5 には、上述のスライド位置検出装置であるポテンシオメータ 6 0 が内蔵される。また、操作部 7 の主操作部 1 8 には、モータ 5 9 を回転／停止させるための入力装置 7 1 が内蔵されている。

【0081】

これら内視鏡 2 に内蔵される各装置は、制御装置 3 内に内蔵される各種装置と電氣的に接続されている。詳述すると、制御装置 3 には、回転制御装置 6 6 と、トルク検出装置であるモータドライバ 6 7 と、モニタ 4 に画像信号を出力する画像処理装置 6 8 と、表示装置 6 9 と、警報部であるブザー 7 0 と、が内蔵されている。 40

【0082】

先端部 8 の撮像ユニット 2 7 は、画像処理装置 6 8 と電氣的に接続されている。画像処理装置 6 8 は、回転制御装置 6 6 と電氣的に接続されている。この画像処理装置 6 8 は、撮像ユニット 2 7 からの画像信号が入力され、モニタ 4 へ画像信号を出力する。また、撮像ユニット 2 7 の各 LED 3 4 への電力は、画像処理装置 6 8 を介して供給される。

【0083】

モータボックス 1 6 のモータ 5 9 は、モータドライバ 6 7 と電氣的に接続されている。 50

このモータドライバ６７は、回転制御装置６６と電氣的に接続されている。モータドライバ６７は、モータ５９のトルクを検出し、回転制御装置６６に検出信号を出力すると共に、回転制御装置６６から電力が供給されている。

【００８４】

コネクタカバー１５のスライド位置検出装置（ポテンシオメータ）６０は、回転制御装置６６と電氣的に接続され、上述したスライド筒８４の基端側口金８３の変位を検知した検出信号を回転制御装置６６に出力する。

【００８５】

主操作部１８の入力装置７１、及び図１で説明したフットスイッチ２５は、回転制御装置６６に電氣的に接続され、回転筒体５１を回転させるモータ５９のＯＮ／ＯＦＦを切り替える。尚、入力装置７１、及びフットスイッチ２５は、どちらが操作されても、モータ５９をＯＮ／ＯＦＦすることができる。

【００８６】

また、回転制御装置６６は、警告ランプ、液晶モニタなどの表示装置６９、及びブザー７０とも電氣的に接続されている。

【００８７】

尚、内視鏡２は、コネクタカバー１５がモータボックス１６（図１参照）と接続されると、回転軸８６に設けられたギヤ８６ａと、モータボックス１６に設けられたモータ５９のギヤ５９ａとが噛合し、モータの駆動力が各ギヤに伝達されて、回転軸８６、及び基端側口金８３を介して、螺旋形状部５１ａが長手軸回りに回転するようになっている。すなわち、螺旋形状部５１ａは、モータボックス１６からの回転駆動力を基端部から伝達されるようになっている。なお、螺旋形状部５１ａ内を挿通するチューブ体である内層チューブ４９ａは、コネクタカバー１５内から回転軸８６を挿通して螺旋形状部５１ａへ至るようになっている。

【００８８】

また、コネクタカバー１５とモータボックス１６とは、夫々が連結した状態で、撮像ユニット２７とポテンシオメータ６０が制御装置３と電氣的に接続できるように、電氣的に接続される図示しない電気コネクタを有している。

【００８９】

次に、回転自走式内視鏡システム１の使用例を説明する。なお、以下の説明において、図９～図１４を参照して大腸内視鏡検査を例に挙げて説明する。

まず、回転自走式内視鏡システム１は、図１で示したように準備される。術者は、挿入補助具１１を例えば、ベッド上に横たわっている患者の肛門から挿入する。なお、挿入部本体１０は、収納ケース１２内において、図９に示すようなループを描いた状態で収容されている。

【００９０】

尚、本実施の形態の挿入補助具１１は、筒状の挿入管５３、外向フランジとなりドーナツ円盤状の当接部５４、及び保持管５５からなる補助具挿入部５８と、先端側案内管１３を接続する２つの接続環５６、５７と、から構成されている。

【００９１】

挿入補助具１１は、図１０に示すように、当接部５４が患者の肛門５０１近傍の臀部５１０に当接することで、挿入管５３のみが肛門５０１から直腸５０２内に挿入された状態となる。すなわち、挿入補助具１１は、当接部５４によって、その全体が直腸５０２内に挿入されることが防止される。このとき、術者は、当接部５４をテープなどで患者の臀部５１０へ固定する。

【００９２】

このような状態で、術者は、操作部７の把持部１７を握持し、フットスイッチ２５の足元操作、或いは主操作部１８に設けた進退スイッチの手元操作により、挿入部本体１０の螺旋形状部５１ａを長手軸回りに回転させる。

【００９３】

10

20

30

40

50

なお、収納ケース 12 は、各案内管 13, 14 の一端部分を夫々連結する案内管固定部材 64, 65 が配設されている。このうち、先端側案内管 13 を連結する案内管固定部材 64 内に、図示しないが螺旋形状部 51a にゴム板等を嵌合させることで螺旋形状部 51a に与えられた回転力を利用してこの螺旋形状部 51a に推進力を与えるように構成してもよい。

【0094】

術者は、操作部 7 のモータボックス 16 内に配設されるモータを上述した足元操作、或いは手元操作によって、回転駆動状態にする。螺旋形状部 51a には、基端部分から先端側へ回転力が伝達され、その全体が図 10 の矢印に示すような軸回りに所定の方向へ回転し、収納ケース 12 の案内管固定部材 64 から推進力を与えられる。

10

【0095】

推進力を与えられた螺旋形状部 51a は、図 2 に示した先端側口金 50 が螺旋管接続口金 48 を押圧する。これにより、先端部 8 及び湾曲部 9 を含む挿入部本体 10 全体は、螺旋形状部 51a の推進力によって、先端側案内管 13 及び挿入補助具 11 を介して、大腸内の深部に向かって進んでいく。

【0096】

術者は、挿入部本体 10 を把持して押し進めることなく、挿入補助具 11 の保持管 55 を軽く把持し、案内管固定部材 64 内で与えられた推進力のみで挿入部本体 10 を大腸内の深部に向かって前進させることができる。

【0097】

このとき、螺旋形状部 51a は、腸壁の襞との接触状態が雄ねじと雌ねじとの関係になる。螺旋形状部 51a は、案内管固定部材 64 内で与えられた推進力と、腸壁の襞との接触により発生した推進力とによりスムーズに前進し、結果として挿入部本体 10 は直腸 502 から S 字状結腸 503 に向かって進んでいく。

20

【0098】

図 11 に示すように挿入部本体 10 は、先端部 8、及び湾曲部 9 が S 字状結腸 503 に到達する。このとき、術者は、モニタ 4 により映し出された内視鏡画像を見ながら、主操作部 18 の湾曲操作ノブ 19 (図 1 参照) を操作して、湾曲部 9 を S 字状結腸 503 の屈曲状態に合わせる湾曲操作などする。

【0099】

術者は、湾曲部 9 の湾曲操作により、挿入が困難である S 字状結腸 503 を推進力を与えられた挿入部本体 10 により、前進させながら先端部 8 をスムーズに通過させることができる。挿入部本体 10 は、大腸の深部に挿入されるにつれ、案内管固定部材 64 内で推進力が常に与えられている状態であり、且つ、螺旋形状部 51a と腸壁との接触長が長くなる。

30

【0100】

このため、挿入部本体 10 は、螺旋形状部 51a の一部が S 字状結腸 503 の襞に接触している状態、挿入部本体 10 が複雑に屈曲している状態などでも安定した大腸深部方向への推進力が得られる。また、挿入部本体 10 は、十分な可撓性を有していることから、容易に位置が変化する S 字状結腸 503 の走行状態を変化させることなく、腸壁に沿って

40

【0101】

挿入部本体 10 は、S 字状結腸 503 を通過し、その後、S 字状結腸 503 と可動性に乏しい下行結腸 504 との境界である屈曲部、下行結腸 504 と可動性に富む横行結腸 505 との境界である脾湾曲 506、横行結腸 505 と上行結腸 508 との境界である肝湾曲 507 の壁に沿うようにスムーズに前進して、図 12 に示すように大腸の走行状態を変化させることなく、例えば目的部位である盲腸 509 近傍に到達する。

【0102】

この挿入操作の際、術者は、先端部 8 が各屈曲部 (脾湾曲 506, 肝湾曲 507) に到達したとき、上述と同じように、モニタ 4 により映し出された内視鏡画像を見ながら、主

50

操作部 18 の湾曲操作ノブ 19 を操作して、各部位の屈曲状態に合わせて、湾曲操作する。

【0103】

術者は、モニタ 4 の内視鏡画像により、先端部 8 が盲腸 509 近傍まで到達したと判断した後、上述の足元操作、或いは手元操作により、一度、螺旋形状部 51a の回転を停止する。術者は、挿入時に回転させていた軸回りの回転方向とは逆の方向に、フットスイッチ 25 の足元操作、或いは主操作部 18 の入力装置 71 の手元操作で螺旋形状部 51a を逆回転させる操作を行う。

【0104】

つまり、術者は、螺旋形状部 51a を挿入時とは逆に反転させて、先端部 8 を大腸の深部、盲腸 509 の近傍から抜去する方向へと挿入部本体 10 を後進させながら大腸検査を行う。術者は、挿入部本体 10 に手を触れずとも、螺旋形状部 51a が案内管固定部材 64 内で与えられた後退力により、挿入部本体 10 を後退させることができる。また、挿入部本体 10 は、先端部 8 及び湾曲部 9 がスナップフィット機能により、螺旋形状部 51a に引っ張られることで、全体が螺旋形状部 51a の推進力により後退する。

【0105】

術者は、挿入部本体 10 の先端部 8 が挿入補助具 11 まで到達したら、この挿入補助具 11 と共に、挿入部本体 10 を患者の肛門 501 より抜去して、大腸検査を終了する。このとき、挿入部本体 10 は、案内管固定部材 64 内で後退力が与えられ、収納ケース 12 内に図 11 に示したような元の状態に湾曲しながら収納される。

【0106】

以上のように、ユーザは、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 により、体腔、ここでは大腸の深部へと挿入部本体 10 を容易に挿入でき内視鏡検査を行うことができる。

【0107】

ところで、このような体腔へ挿入部本体 10 を挿入している際に、屈曲した大腸などの体腔壁と回転する回転筒体 51 との摩擦が増大し、回転筒体 51 の回転がし難くなる場合がある。このとき、上述したように、回転筒体 51 は、回転以上にモータ 59 からのトルクがかかった場合、回転方向によっては外内周方向へ拡大して、長手方向に伸縮する。本実施の形態では、基端側口金 83 がスライドすることにより、回転筒体 51 が長手方向に伸縮自在となり硬化することがないので挿入性の低下が防止される。

【0108】

しかし、ある所定以上の摩擦抵抗を受けた回転筒体 51 は、回転速度が低下して、回転停止に近い状態となる。例えば、図 5、及び図 6 に示す、スライド筒 84 の基端側口金 83 が基端側にある変位状態では、回転筒体 51 が内周方向へ縮まり、長手方向へ伸びた状態となり、図 13、及び図 14 に示す、スライド筒 84 の基端口金 83 が先端側にある変位状態では、回転筒体 51 が外周方向へ膨がり、長手方向へ縮んだ状態となる。

【0109】

この状態のとき、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 は、回転筒体 51 の伸縮による長さの変化に応じた基端側口金 83 がスライドした変位からポテンシオメータ 60 によって、回転筒体 51 の伸縮状態を検出する。

【0110】

また、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 は、ポテンシオメータ 60 による回転筒体 51 のプラス／マイナスの長さ変化に対する所定の閾値が制御装置 3 内の回転制御装置 66 に入力されている。

【0111】

つまり、回転制御装置 66 には、何ら外力を受けていない初期状態にある回転筒体 51 の長さを基準値とし、回転筒体 51 の伸縮による長さのプラス／マイナスの変位に所定の上限値となる規定値が設定されている。そして、ポテンシオメータ 60 によって、回転筒体 51 の長さの変位を検出して、設定された規定値を超えた場合に、本実施の形態の回転

自走式内視鏡システム 1 は次に説明する、例えば、図 15 に示すステップ (S) に沿ったフローチャートの制御を行う。

【0112】

図 15 に示すように、ユーザによって、フットスイッチ 25 の足元操作、或いは主操作部 18 の入力装置 71 の手元操作により、制御装置 3 の回転制御装置 66 は、モータドライバ 67 を介してモータ 59 の駆動を開始させる (S1)。

【0113】

そして、回転制御装置 66 は、モータドライバ 67 からモータ 59 のトルク検出により、モータ 59 が駆動しているか否かの判断を行う (S2)。このとき、回転制御装置 66 は、モータ 59 のトルクが検出されていなければ、ステップ S1 に戻り、モータ 59 のトルクが検出されていれば、ステップ S3 へ移行する。 10

【0114】

次に、回転制御装置 66 は、ポテンシオメータ 60 の電圧値 (回転筒体 51 の伸縮変位) を読み込む (S3)。そして、回転制御装置 66 は、読み込んだ上記電圧値が規定値を超えているか否かの判断を行う (S4)。

【0115】

このステップ S4 での判断において、回転制御装置 66 は、ポテンシオメータ 60 から出力された電圧値が規定値を超えていない場合、ステップ S2 に戻り、ステップ S2 からステップ S4 までをループする。

【0116】

また、回転制御装置 66 は、ポテンシオメータ 60 からの電圧値が規定値を超えるとモータ 59 へのモータドライバ 67 を介する電力供給を停止して、モータ 59 の駆動を停止する (S5)。そして、回転制御装置 66 は、ブザー 70 を駆動するために電力供給を行う (S6) と共に、表示装置 69 に電力供給して警告メッセージである警告灯を点灯させる (S7)。尚、このステップ S7 において、さらに、回転制御装置 66 は、画像処理装置 68 を介して、モニタ 4 へ警告メッセージを表示するようにしても良い。 20

【0117】

その後、回転制御装置 66 は、回転ユーザによって、解除処理が行われたか否かの判断を行う (S8)。このステップ S8 での解除処理は、例えば、制御装置 3、フットスイッチ 25、或いは操作部 7 に配設される図示しないリセットスイッチ操作によって判断を行う。 30

【0118】

ユーザにより、上記解除処理が成されると、回転制御装置 66 は、ステップ S1 に戻り、一連の制御を繰り返し行う。また、ユーザにより、上記解除処理が行われなければ、回転制御装置 66 は、入力装置 71、或いはフットスイッチ 25 の OFF 操作となる停止処理がされたか否かの判断を行う (S19)。

【0119】

回転制御装置 66 は、ユーザによる停止処理、或いは解除処理がなされない限り、ステップ S18、及びステップ S19 をループする。そして、ユーザにより停止処理がなされると、回転制御装置 66 は、上記制御フローを終了する。 40

【0120】

以上に説明した制御装置 3 の回転制御装置 66 による制御フローにより、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 は、回転筒体 51 の伸縮状況に応じて、回転筒体 51 の緊急停止制御を行う。

【0121】

つまり、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 は、モータ 59 から所定のトルクで回転力を与えられている回転筒体 51 が回転の妨げに応じて発生する内部の捻り応力が蓄えられ、発生するせん断力を受けて、変形したり、損傷したりすることを防止することができる。さらに、回転自走式内視鏡システム 1 は、回転筒体 51 を回転させるモータ 59 などの機器類にかかる負荷を停止して、故障などを事前に防止する構成となっている。 50

【0122】

また、回転自走式内視鏡システム1は、回転しながら回転筒体51が内周回りに縮小した場合、この回転筒体51が内層チューブ49aを締め付けて、この内層チューブ49aを捻ってしまい、内部に挿通する通信ケーブル33、湾曲操作ワイヤ44などの内蔵物を断線、損傷などの不具合も防止することができる。

【0123】

(第2の実施の形態)

次に、図16～図22を用いて、第2の実施の形態の回転自走式内視鏡システム1について説明する。尚、本実施の形態の説明において、上述の第1の実施の形態と同じ各構成については、同じ符号を用いて、それらの説明を省略する。

10

【0124】

図16～図22は、本発明の第2の実施の形態の回転自走式内視鏡システムに係り、図16は回転自走式内視鏡装置の挿入部基端の基端口金、及びスライド筒周辺の断面図、図17は内層チューブに配設される振れ検出装置を説明するための図、図18は図17の振れ検出装置の作用を説明するための図、図19は内層チューブの振れによるずれ量と、振れ検出による受光部出力を示すグラフ、図20は図17の振れ検出装置の検出結果に基づいた回転制御装置の制御フローチャート、図21は内層チューブに配設される振れ検出装置の変形例を説明するための図、図22は図21の振れ検出装置の作用を説明するための図、図23は図21の振れ検出装置の検出結果に基づいた回転制御装置の制御フローチャートである。

20

【0125】

図16、及び図17に示すように、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム1は、挿入部本体10の内層チューブ49aの外周に軸方向に並設された振れ検出装置の発光部である発光センサ72、及び受光部である受光センサ73を有している。

【0126】

これら発光センサ72、及び受光センサ73は、スライド筒84の基端近傍の内層チューブ49aに並設されている。発光センサ72からは、受光センサ73に向けて、内層チューブ49aの長軸に沿って発光する。そして、受光センサ73は、発光センサ72からの発光により光量を検出する。この受光センサ73は、上記光量を検知して電圧変換し、制御装置3の回転制御装置66に検出電圧値を出力する。

30

【0127】

また、各センサ72、73は、夫々が回転制御装置66と電気ケーブルにより電氣的に接続されている。また、受光センサは、検出信号を出力する通信線も回転制御装置66に接続されている。これら電気ケーブル、及び通信線は、内層チューブ49a内でケーブル74として絶縁状態で束ねられている。

【0128】

以上のような発光センサ72、及び受光センサ73が内層チューブ49aに並設された回転自走式内視鏡システム1は、受光センサ73からの検出電圧が入力された回転制御装置66が次に説明するような制御例を実行する。

【0129】

では、以下に制御装置3の回転制御装置66が行う制御例について、図18～図20を用いて内層チューブ49a、及び各センサ72、73の作用と共に説明する。

40

本実施の形態の回転自走式内視鏡システム1は、第1の実施の形態で図9～図12を用いて説明したように、例えば、大腸検査などに使用される。

【0130】

このとき、内層チューブ49aは、外挿する回転筒体51の回転に追従したり、第1の実施の形態で述べたように、回転筒体51が内周方向に縮んだりして、長軸回りに振れが生じる場合がある。

【0131】

例えば、図18に示すように、各センサ72、73の間で内層チューブ49aに振れが

50

生じると、内層チューブ49aの長軸に沿って並設された各センサ72, 73を繋ぐ長軸に沿った仮想線が内層チューブ49aの捩れ状態に合わせて角度を有して傾く。

【0132】

つまり、各センサ72, 73の間で内層チューブ49aに捩れが生じていない場合、発光センサ72からの光の光軸Oは、受光センサ73の受光部に照射される。しかし、各センサ72, 73の間で内層チューブ49aに捩れが生じた場合、発光センサ72からの上記光軸Oは、受光センサ73の受光部に内層チューブ49aが捩れた分だけずれた位置に照射する。

【0133】

例えば、図19に示すように、各センサ72, 73の間で内層チューブ49aが捩れていない状態（内層チューブ49aの長軸に対する各センサ72, 73を繋ぐ仮想線が角度0度の場合）では、受光センサ73が検出する発光センサ72からの所定の光量の光の電圧変換値がV0であるとする。 10

【0134】

そして、各センサ72, 73の間で内層チューブ49aが捩れ具合（内層チューブ49aの長軸に対する各センサ72, 73を繋ぐ仮想線の角度の変化）に合わせて、受光センサ73が検出する発光センサ72からの所定の光量の光の電圧変換値Vが図19のグラフ曲線に沿って低下する。

【0135】

本実施の形態の回転自走式内視鏡システム1は、受光センサ73の上記電圧変換値Vに所定の閾値V1が制御装置3の回転制御装置66に設定されている。この受光センサ73によって検出した電圧変換値Vが所定の閾値V1以上となった場合、内層チューブ49aが長軸回りの左右どちらかで長軸に対して各センサ72, 73を繋ぐ仮想線が所定の角度 $\pm\theta$ を有して、過度の負荷で捩れた状態となっている。 20

【0136】

本実施の形態では、上記所定の角度 $\pm\theta$ の範囲で内層チューブ49aが捩れた状態を負荷規定範囲としている。この負荷規定範囲とは、内層チューブ49aが外挿する回転筒体51の回転に追従したり、回転筒体51が内周方向に縮んだりして、長軸回りに捩れが生じた場合でも、内層チューブ49a内に挿通する通信ケーブル33、湾曲操作ワイヤ44などの内蔵物が断線、損傷などによる不具合が生じない範囲として規定されている。 30

【0137】

次に、内層チューブ49aの捩れによって、受光センサ73が検出する光の電圧変換値Vに基づいて制御装置3の回転制御装置66が実行する制御例を図20のステップSに従って説明する。

【0138】

尚、以下の説明において、回転制御装置66が実行する第1の実施の形態で図15に示したフローチャートの各ステップSと、図20の各ステップSでの同じ制御については、説明を省略する。具体的には、図15でのステップS1~S2、及びステップS5~S9は、図20でのステップS11~S12、及びステップS15~S19と同じであり、ステップS13~S14のみ異なっている。 40

【0139】

ステップS12からステップS13に移行した制御装置3の回転制御装置66は、受光センサ73からの電圧変換値Vを読み込む（S13）。そして、回転制御装置66は、読み込んだ上記電圧変換値Vが閾値V1を超えているか否かの判断を行う（S14）。

【0140】

このステップS14での判断において、回転制御装置66は、受光センサ73から出力された電圧変換値Vが閾値V1を超えていない場合、ステップS12に戻り、ステップS12からステップS14までをループする。

【0141】

また、回転制御装置66は、受光センサ73からの電圧変換値Vが閾値V1を超えると 50

モータ５９へのモータドライバ６７を介する電力供給を停止して、モータ５９の駆動を停止し（Ｓ１５）、ブザー７０を駆動して（Ｓ１６）、警告メッセージである警告灯を点灯させる（Ｓ１７）。尚、本実施の形態でもステップＳ１７において、さらに、回転制御装置６６は、画像処理装置６８を介して、モニタ４へ警告メッセージを表示するようにしても良い。

【０１４２】

尚、本実施の形態では、受光センサ７３の検出値を元に回転制御装置６６が実行する制御例を挙げたが、回転制御装置６６は、第１の実施の形態でのポテンシオメータ６０の検出値に基づいた制御と、受光センサ７３の検出値に基づいた制御を複合して行うようにしても良い。

【０１４３】

以上によれば、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム１は、第１の実施の形態での回転しながら回転筒体５１が内周回りに縮小しなくとも、内層チューブ４９ａが振れた場合、その振れ状態を検出して、上記負荷規定範囲を超えたときに、回転筒体５１を停止して、内部に挿通する通信ケーブル３３、湾曲操作ワイヤ４４などの内蔵物を断線、損傷などの不具合も防止することができる。

【０１４４】

以上の説明では、振れ検出装置に発光、受光センサ７２，７３を用いたが、これに限定されることなく、種々のセンサ、例えば、フォトリフレクタなどを用いても適用可能である。

【０１４５】

具体的には、図２１に示すように、内層チューブ４９ａが回転軸８６に覆われていない基端部分に隣接するコネクタカバーの壁面には、振れ検出装置である反射型の第１、第２のフォトリフレクタ７５，７６が配設されている。この第１、第２のフォトリフレクタ７５，７６は、夫々が制御装置３の回転制御装置６６と電氣的に接続されている。

【０１４６】

内層チューブ４９ａには、第１、第２のフォトリフレクタ７５，７６からの夫々の発光位置に反射部と非反射部を外周面に固定された反射リング７７が配設されている。これら反射部、及び非反射部は、図２１に示すように、例えば、鏡面加工して光を反射し易くする部分と、黒色に塗装して光を反射しない部分が内層チューブ４９ａの長軸に沿って交互に配置した縞模様となっているものである。

【０１４７】

このように構成すれば、図２２に示すように、内層チューブ４９ａに長軸回りの左右どちらかの振れが生じた場合、反射リング７７が回転することによって、第１のフォトリフレクタ７５と第２のフォトリフレクタ７６との検出信号（例えば、フォトランジスタ、フォトＩＣ）の違いによって位相差を検出することができる。この反射により検出した夫々の検出信号は、回転制御装置６６に出力される。

【０１４８】

そして、検出信号を受けた回転制御装置６６は、図２３に示すフローの各ステップＳにしたがった制御例を実行する。尚、ここでも、図１５（及び図２０）で説明した各ステップＳの説明を省略する。具体的には、図１５でのステップＳ１～Ｓ２、及びステップＳ５～Ｓ９は、図２３でのステップＳ２１～Ｓ２２、及びステップＳ２６～Ｓ３０と同じであり、ステップＳ２３～Ｓ２５のみ異なっている。

【０１４９】

ステップＳ２２からステップＳ２３に移行した制御装置３の回転制御装置６６は、第１のフォトリフレクタ７５からの検出信号を読み込む（Ｓ２３）。そして、回転制御装置６６は、第２のフォトリフレクタ７６からの検出信号を読み込む（Ｓ２４）。

【０１５０】

次に、回転制御装置６６は、読み込んだ上記各検出信号から第１、第２のフォトリフレクタ７５，７６の位相差が所定の閾値を超えているか否かの判断を行う（Ｓ２５）。

10

20

30

40

50

【0151】

このステップS25での判断において、回転制御装置66は、上記位相差が上記閾値を超えていない場合、ステップS22に戻り、ステップS22からステップS25までをループする。

【0152】

また、回転制御装置66は、上記位相差が閾値を超えるとモータ59へのモータドライバ67を介する電力供給を停止して、モータ59の駆動を停止し(S26)、ブザー70を駆動して(S27)、警告メッセージである警告灯を点灯させる(S28)。尚、本実施の形態でもステップS17において、さらに、回転制御装置66は、画像処理装置68を介して、モニタ4へ警告メッセージを表示するようにしても良い。

10

【0153】

このように、振れ検出装置に第1、第2のフォトリフレクタ75、76を用いても、上述と同じ効果を得ることができる。

【0154】

以上、説明したように、第1、及び第2の実施の形態の回転自走式内視鏡システム1は、回転筒体51、この回転筒体51を回転するモータ56、内層チューブ49aを含む挿入部本体10、及びこの挿入部本体10内に内蔵される通信ケーブル33などに無理な負荷が与えられた場合、その状態を検知して、これらの損傷を防止することができる。その結果、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム1では、各種機器類の損傷を防止するため、内視鏡検査を中断するなどの不測の事態を防止することができる。

20

【0155】

尚、上述の各実施の形態での検出装置の種類は、これに限定されることなく、各種センサ、例えば歪ゲージなどを用いることで適用可能となる。

【0156】

その一例として、図24に示すように、モータ59のギヤ59aと噛合して、回転筒体51を回転させる回転軸86のギヤ86aには、例えば、歪ゲージ88を有する3本のスポーク86bが形成されている。尚、図24は、歪ゲージ86bを備えたギヤ59aを示す平面図である。

【0157】

これら歪ゲージ88は、各スポーク86bの複数、或いは一面に設けられ、図示しないスリップリングを介して、制御装置3の回転制御装置66と電氣的に接続されている。

30

【0158】

回転筒体51の回転速度が低下すると、ギヤ86aのスポーク86bが撓む。この撓み量を歪ゲージ88で検出することで、回転制御装置66は、回転筒体51にかかるトルクをリアルタイムで検出し、モータ59の緊急停止などを実行することができる。

【0159】

尚、第1、及び第2の実施の形態では、回転制御装置66は、所定の検出値により、モータ59の駆動停止を実行したが、例えば、モータ59の回転を反転させて、回転筒体51、及び内層チューブ49aへの過度な捻り応力を解除するような制御を行っても良い。

【0160】

以上の実施の形態に記載した発明は、その実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

40

【0161】

例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0162】

50

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係り、回転自走式内視鏡システムの全体構成を示す外観図。

【図 2】同、内視鏡の先端部、湾曲部、及び螺旋形状部の一部を示す断面図。

【図 3】同、回転筒体と挿入部本体を示す断面図。

【図 4】同、操作部側案内管が接続されたコネクタカバーの一部を示す断面図。

【図 5】同、スライド位置検出装置が配設された側から見たスライド筒の平面図。

【図 6】同、図 5 の V I - V I 線に沿ったスライド筒の断面図。

【図 7】同、図 5 の反対側から見たスライド筒の平面図。

【図 8】同、回転自走式内視鏡システムの電気装置構成を示すブロック図。

【図 9】同、図 1 の収納ケースを示す上面図。

10

【図 10】同、挿入補助具が患者の肛門から直腸へ挿入された状態を示す説明図。

【図 11】同、大腸内に挿入された挿入部本体が S 字状結腸に到達した際の状態を示す説明図。

【図 12】同、大腸内に挿入された挿入部本体が盲腸近傍に到達した際の状態を示す説明図。

【図 13】同、スライド位置検出装置の作用を説明するための図。

【図 14】同、図 13 の X I V - X I V 線に沿ったスライド筒の断面図。

【図 15】同、スライド検出装置の検出結果に基づいた回転制御装置の制御フローチャート。

【図 16】本発明の第 2 の実施の形態の回転自走式内視鏡システムに係り、回転自走式内視鏡装置の挿入部基端の基端口金、及びスライド筒周辺の断面図。

20

【図 17】同、内層チューブに配設される捩れ検出装置を説明するための図。

【図 18】同、図 17 の捩れ検出装置の作用を説明するための図。

【図 19】同、内層チューブの捩れによるずれ量と、捩れ検出による受光部出力を示すグラフ。

【図 20】同、図 17 の捩れ検出装置の検出結果に基づいた回転制御装置の制御フローチャート。

【図 21】同、内層チューブに配設される捩れ検出装置の変形例を説明するための図。

【図 22】同、図 21 の捩れ検出装置の作用を説明するための図。

【図 23】同、図 21 の捩れ検出装置の検出結果に基づいた回転制御装置の制御フローチャート。

30

【図 24】変形例を示し、歪ゲージを備えたモータのギヤを示す平面図。

【符号の説明】

【0163】

1・・・回転自走式内視鏡システム

2・・・回転自走式内視鏡装置

3・・・制御装置

4・・・モニタ

6・・・挿入部

7・・・操作部

8・・・先端部

10・・・挿入部本体

15・・・コネクタカバー

16・・・モータボックス

25・・・フットスイッチ

33・・・通信ケーブル

44・・・湾曲操作ワイヤ

49・・・コイルシース

49a・・・内層チューブ

51・・・回転筒体

40

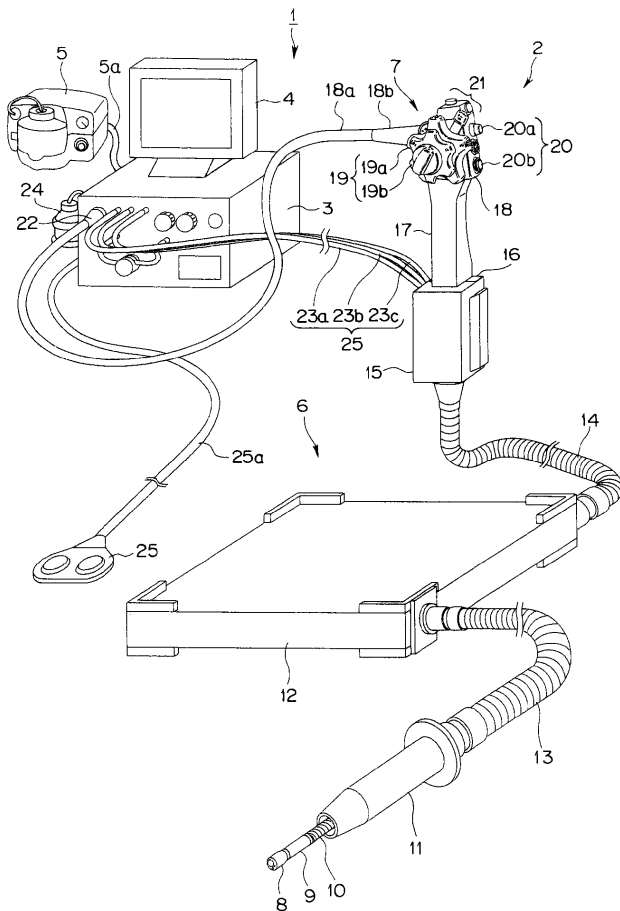
50

- 5 1 a . . . 螺旋形状部
- 6 0 . . . ポテンシオメータ
- 6 6 . . . 回転制御装置
- 6 7 . . . モータドライバ
- 6 8 . . . 画像処理装置
- 6 9 . . . 表示装置
- 7 0 . . . ブザー
- 7 1 . . . 入力装置
- 7 2 . . . 発光センサ
- 7 3 . . . 受光センサ
- 7 5 . . . 第1のフォトリフレクタ
- 7 6 . . . 第2のフォトリフレクタ
- 7 7 . . . 反射リング
- 8 3 . . . 基端側口金
- 8 4 . . . スライド筒
- 8 4 a . . . 長孔
- 8 6 a . . . ギヤ
- 8 6 b . . . スポーク
- 8 6 . . . 回転軸
- 8 7 . . . 固定螺子
- 8 8 . . . 歪ゲージ
- V 1 . . . 閾値

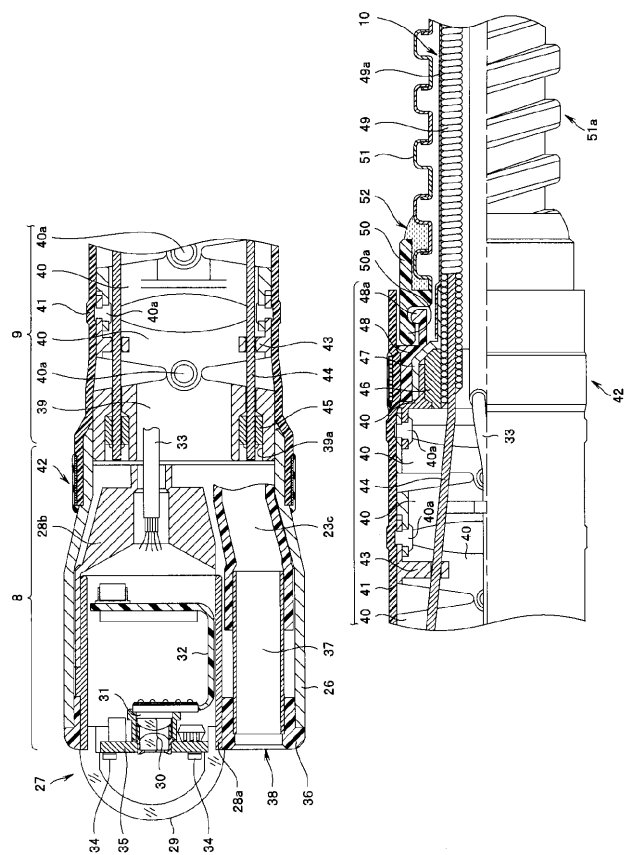
10

20

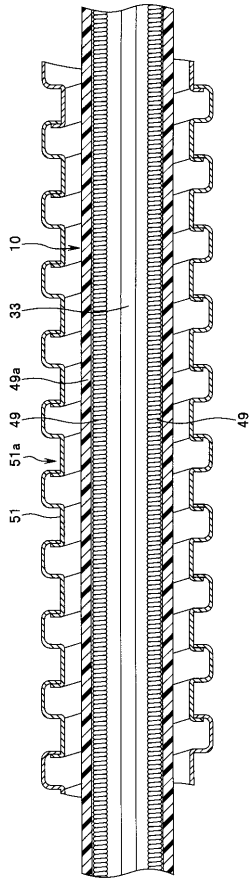
【図1】



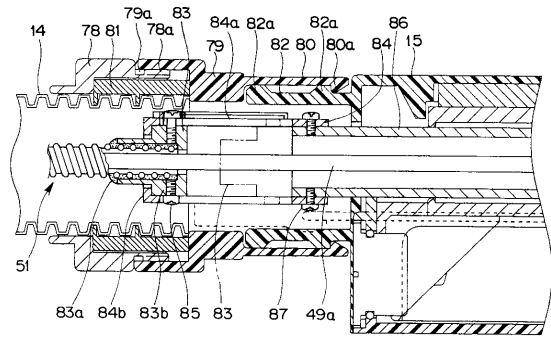
【図2】



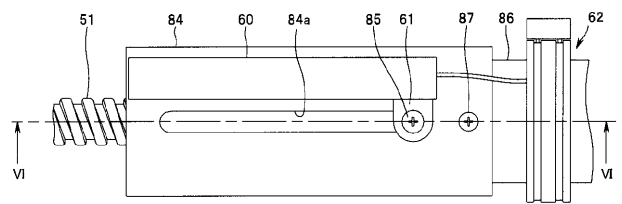
【図 3】



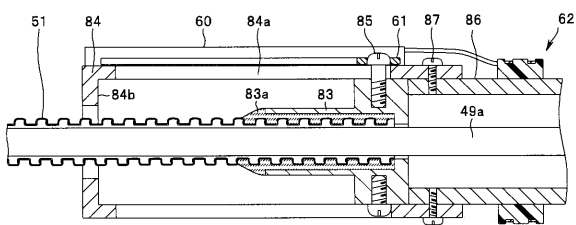
【図 4】



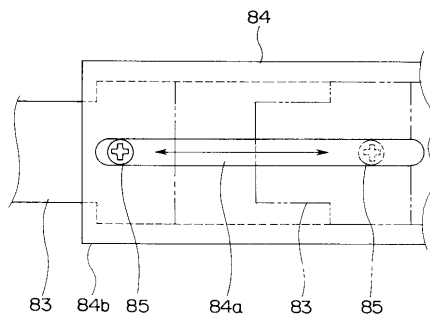
【図 5】



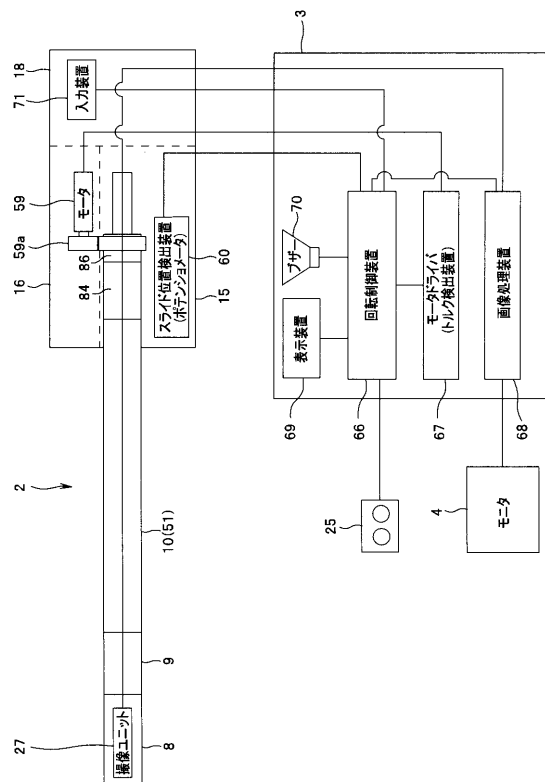
【図 6】



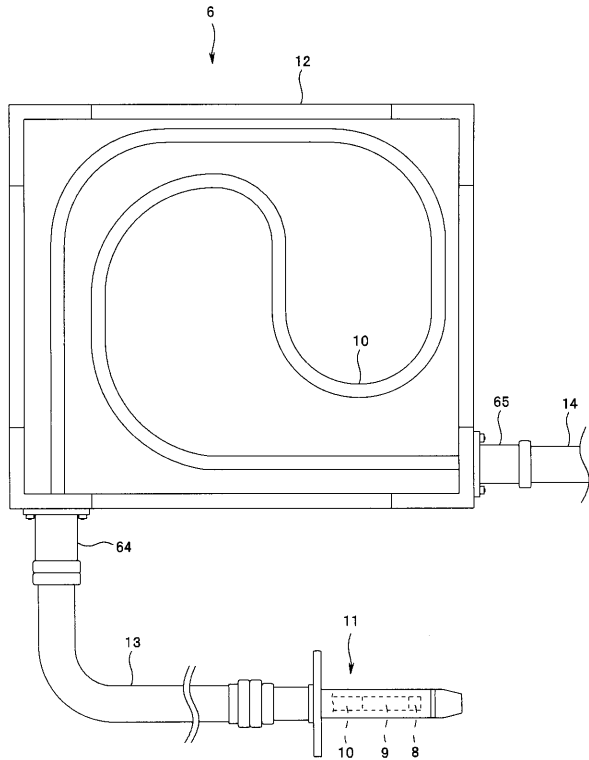
【図 7】



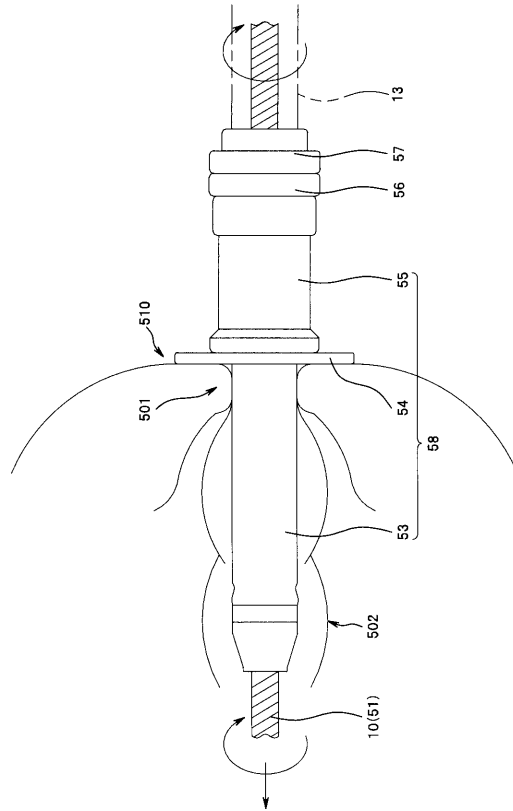
【図 8】



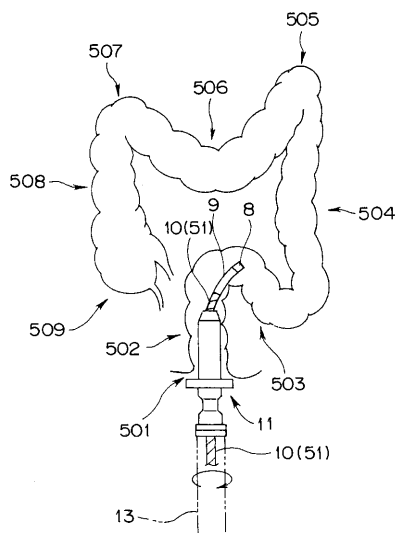
【図 9】



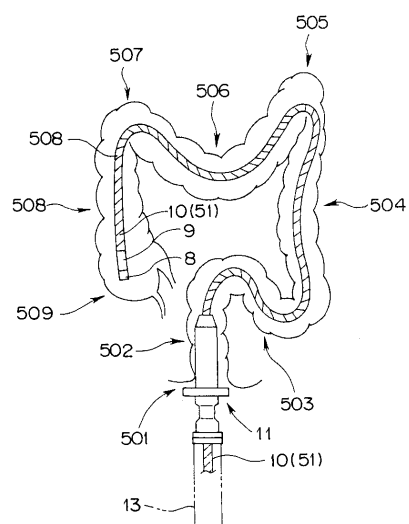
【図 10】



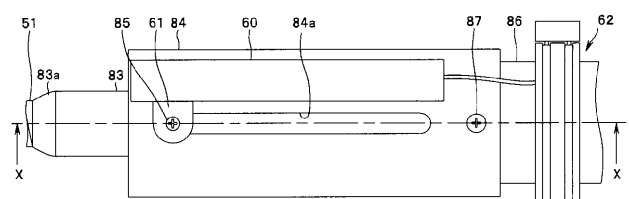
【図 11】



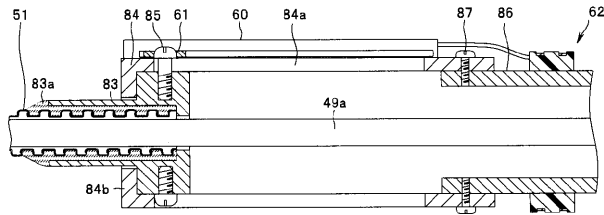
【図 12】



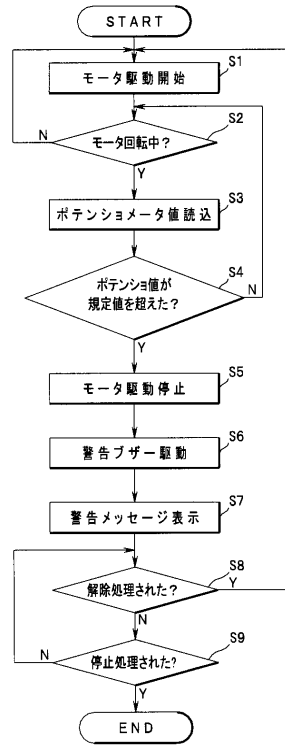
【図 13】



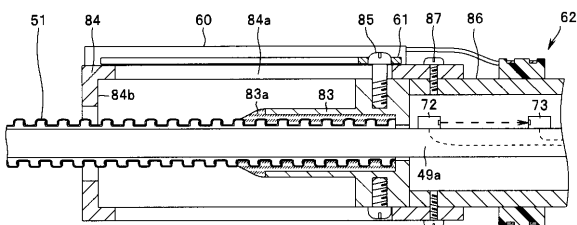
【図 14】



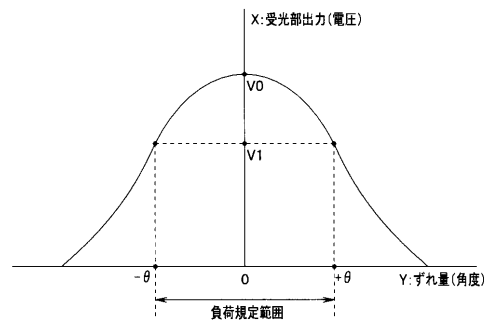
【図 15】



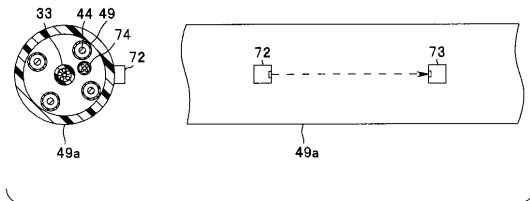
【図 16】



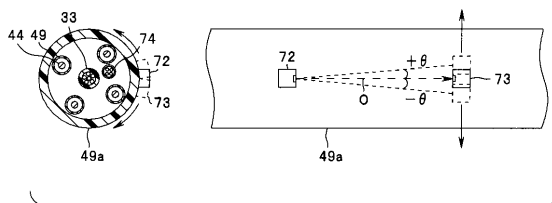
【図 19】



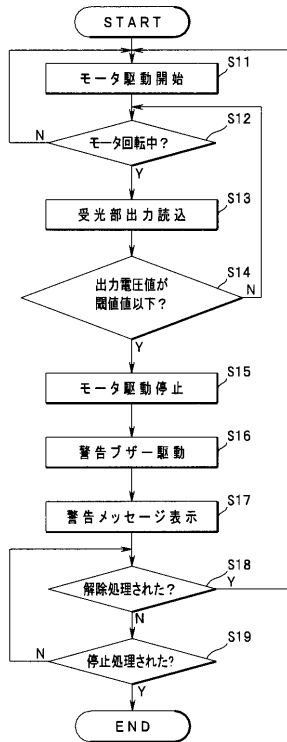
【図 17】



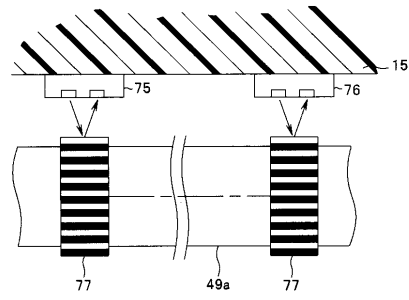
【図 18】



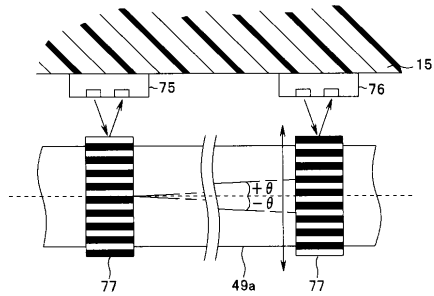
【図 20】



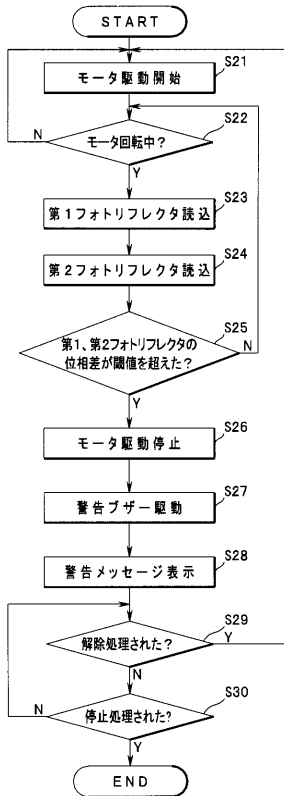
【図 21】



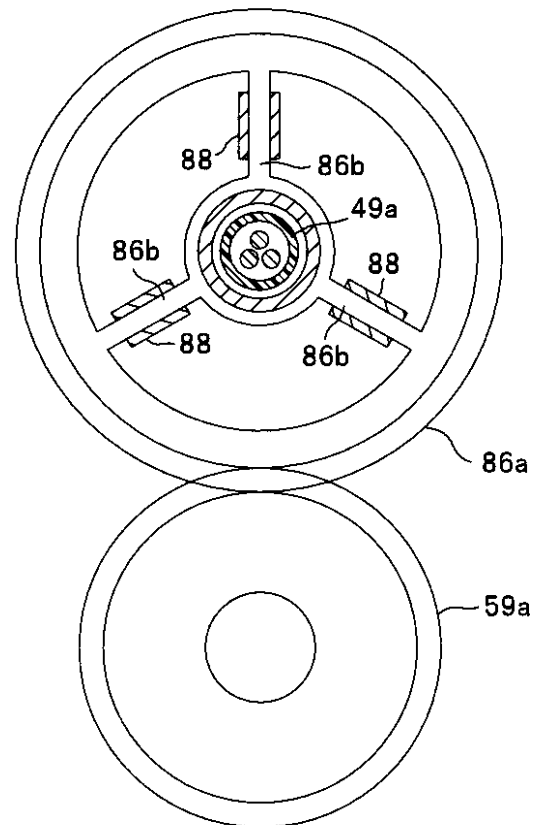
【図 22】



【図 23】



【図 24】



フロントページの続き

(72)発明者 内山 昭夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA23 DA15 DA17 DA42 DA55

4C061 AA04 DD03 FF21 GG22 JJ11

专利名称(译)	旋转式自行式内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007306993A	公开(公告)日	2007-11-29
申请号	JP2006137063	申请日	2006-05-16
[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		
[标]发明人	伊藤満祐 伊藤誠一 谷井好幸 内山昭夫		
发明人	伊藤 満祐 伊藤 誠一 谷井 好幸 内山 昭夫		
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		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA42 2H040/DA55 4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/FF21 4C061/GG22 4C061/JJ11 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF21 4C161/GG22 4C161/JJ11		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种旋转式自推进式内窥镜，其能够通过检测当旋转式自推进式内窥镜的插入部分施加过大负荷时的状态来防止这些插入部分和装置的损坏，提供内窥镜系统。 解决方案：本发明的旋转式自推进式内窥镜系统1包括插入部分10，该插入部分10具有形成在其表面上的螺旋部分51a，并具有可绕长轴旋转的螺旋管51，用于围绕轴施加旋转驱动力到驱动单元59的驱动单元59，用于检测插入单元的状态的检测装置，以及用于接收检测装置的检测结果并基于检测结果控制驱动单元的控制装置和设备3,66。 点域5

