

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5284570号
(P5284570)

(45) 発行日 平成25年9月11日 (2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月7日 (2013.6.7)

(51) Int.Cl.

F I

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 15 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2006-155164 (P2006-155164)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成18年6月2日 (2006.6.2)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-319547 (P2007-319547A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年12月13日 (2007.12.13)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成21年4月24日 (2009.4.24)		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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔に係合可能な螺旋形状部を表面に形成され、長軸回りに回転自在な螺旋管を備えた挿入部と、

上記螺旋管に上記長軸回りの回転駆動力を与える駆動部と、

上記螺旋管の予め決められた特定の表面特徴を検出する検出装置と、

前記螺旋形状部が前記管腔に係合し回転されることにより前記螺旋管に生じる捩れ応力の発生状態として、該検出装置の検出結果に基づき前記表面特徴の通過状態を算出し、前記捩れ応力の発生状態に応じて前記捩れ応力を開放するように前記駆動部の前記回転駆動力を変更する制御信号を前記駆動部に出力する制御装置と、

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】

上記制御装置は、上記通過状態に基づき、上記捩れ応力が所定の閾値を超えたと判断した場合に、前記螺旋管に発生する前記捩れ応力を開放可能となるように上記駆動部の回転トルクを減少させる前記制御信号を前記駆動部に出力することを特徴する請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 3】

上記制御装置は、上記表面特徴の通過周期を上記通過状態として算出することを特徴する請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 4】

10

20

上記制御装置は、上記通過周期が設定された第 1 の閾値を超えた場合、上記回転トルクを減少させ、上記螺旋管の回転を減速する上記制御信号を上記駆動部に出力することを特徴とする請求項 3 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 5】

上記制御装置は、上記通過周期が上記第 1 の閾値よりも大きく設定された第 2 の閾値を超えた場合、上記駆動部を間欠駆動して、上記螺旋管の回転を間欠回転させる上記制御信号を上記駆動部に出力することを特徴とする請求項 4 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 6】

上記制御装置は、上記通過周期が上記第 2 の閾値よりも大きく設定された第 3 の閾値を超えた場合、上記駆動部を停止、及び反転を繰り返して、上記螺旋管の回転を正反交互に回転させる上記制御信号を上記駆動部に出力することを特徴とする請求項 5 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 7】

前記表面特徴は、前記螺旋管の凹凸部であり、前記制御装置は前記凹凸部の通過周期を前記通過状態として算出することを特徴する請求項 1 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 8】

上記検出装置は、光センサであ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。

【請求項 9】

上記挿入部は、長軸方向に沿って等間隔に磁性部を有し、

上記検出装置が通過した上記磁性部を検出する磁気センサであ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。

【請求項 10】

上記制御装置は、上記螺旋管の先端部分と基端部分の回転数の違いを前記通過状態として算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。

【請求項 11】

上記制御装置は、上記回転数の違いが設定された第 1 の許容値を超えた場合、上記駆動部の回転トルクを減少して、上記螺旋管の回転を減速することを特徴とする請求項 10 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 12】

上記制御装置は、上記回転数の違いが上記第 1 の許容値よりも大きく設定された第 2 の許容値を超えた場合、上記駆動部を間欠駆動して、上記螺旋管の回転を間欠回転することを特徴とする請求項 11 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 13】

上記制御装置は、上記回転数の違いが上記第 2 の許容値よりも大きく設定された第 3 の許容値を超えた場合、上記駆動部を停止、及び反転を繰り返して、上記螺旋管の回転を正反交互に回転することを特徴とする請求項 12 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 14】

上記挿入部は、内周に沿って濃淡を備えた反射部を前記表面特徴として有し、

上記検出装置が上記反射部の上記濃淡を検出する光センサであることを特徴とする請求項 10 から請求項 13 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 15】

上記挿入部は、外周に沿って等間隔に磁性部を前記表面特徴として有し、

上記検出装置が上記磁性部を検出する磁気センサであることを特徴とする請求項 10 から請求項 13 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】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、体腔内に挿入される挿入部に推進力が与えられる回転筒体を備えた回転自走式内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、内視鏡は、医療、工業等の各種分野において、管内等の直接目視することができない部位を観察する目的で広く用いられており、一般に、被検部位へ挿入する細長の挿入部を備えて構成されている。

【0003】

このような内視鏡には、種々多様な構造のものが知られている。一例を挙げると、経肛門により大腸内へ挿入部の挿入を行う内視鏡において、挿入部の外周に、螺旋形状部を備えた軸回りに回転自在な回転筒体を設け、該回転筒体をモータ等で回転させることにより、螺旋形状部と腸壁との間に発生する摩擦を利用して、大腸内への挿入部の挿入を、ねじ作用により自動的に行うことができる回転自走式内視鏡が知られている。

このように、回転部材と体腔内の組織との摩擦を利用して、内視鏡等の医療用具を体腔内に挿入していく技術は、例えば特許文献1に開示されている。特許文献1には、生体管の深部まで容易に、且つ低侵襲の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。

【0004】

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斜めのリブが設けてある。このため、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、深部方向に移動される。

【0005】

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、軸回りに回転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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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。

【0007】

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回転筒体には、回転の妨げに応じて、内部に捻り応力が発生する。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対応する捻り応力を受けて内部に発生するせん断力がかかり、変形したり、損傷したりする可能性がある。さらに、このような状態では、回転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。

【0008】

また、回転筒体の回転が妨げられると、回転自走式内視鏡装置は、体腔内に対する挿入部の挿入性、及び抜去性が低減し、患者に負担を与えたり、内視鏡検査に時間を要するなどの不具合が発生する問題がある。

【0009】

そこで、本発明は問題に鑑みてなされたものであり、回転自走式内視鏡装置の挿入部、及び機器類に無理な負荷が与えられた場合、これら挿入部、及び機器類の損傷を防止すると共に、安定した挿入性、及び抜去性のあ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】

【0010】

上記の目的を達成すべく、本発明の回転自走式内視鏡システムは、管腔に係合可能な螺旋形状部を表面に形成され、長軸回りに回転自在な螺旋管を備えた挿入部と、上記螺旋管に上記長軸回りの回転駆動力を与える駆動部と、上記螺旋管の予め決められた特定の表面特徴を検出する検出装置と、前記螺旋形状部が前記管腔に係合し回転されることにより前記螺旋管に生じる捩れ応力の発生状態として、該検出装置の検出結果に基づき前記表面特徴の通過状態を算出し、前記捩れ応力の発生状態に応じて前記捩れ応力を開放するように前記駆動部の前記回転駆動力を変更する制御信号を前記駆動部に出力する制御装置と、を備えたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明の回転自走式内視鏡によれば、挿入部と操作部を着脱自在にし、その挿入部の回転筒体に確実に操作部側から回転駆動力を伝達する回転自走式内視鏡を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0013】

図1～図18は、本発明の一実施の形態に係り、図1は回転自走式内視鏡システムの全体構成図、図2は内視鏡の先端部、湾曲部、及び回転筒体の一部を示す断面図、図3は挿入部本体の断面図、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は回転伝達機構を説明するためのコネクタカバーとモータボックスが連結した状態の断面図、図6は挿入補助具の全体構成を示す斜視図、図7は挿入補助具の全体構成を示す部分的な断面図、図8は回転自走式内視鏡システムの電気装置構成、及び回転伝達機構を示すブロック図、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はフォトリフレクタを備えた挿入補助具に挿入部本体が挿通している状態を示す作用を説明する図、図14は挿入部本体に負荷が与えられていない状態で検出されたフォトリフレクタからの信号を示すグラフ、図15は挿入部本体に所定の負荷が与えられている状態で検出されたフォトリフレクタからの検出信号を示すグラフ、図16は挿入部本体の進退が停止している状態で検出されたフォトリフレクタからの信号を示すグラフ、図17はフォトリフレクタ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18は変形例を示し、挿入部本体に配設されたリングを説明するための図である。

20

30

【0014】

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。

図1に示すように、回転自走式内視鏡システム（以下、内視鏡システムと略記する）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、によって主に構成されている。

40

【0015】

内視鏡2は、収納ケース付内視鏡挿入部6と、操作部7と、によって、主に構成されている。

収納ケース付内視鏡挿入部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、回転筒体51と、挿入補助具11と、挿入部収納ケース本体（以下、収納ケース本体と略記する）12と、挿入補助具11と収納ケース本体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と収納ケース本体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

50

、から主に構成されている。

【 0 0 1 6 】

操作部 7 は、収納ケース付内視鏡挿入部 6 の一部を構成するコネクタカバー 1 5 が着脱自在な回動手段であるモータボックス 1 6 と、把持部 1 7 と、主操作部 1 8 と、から主に構成されている。尚、上述のコネクタカバー 1 5 とモータボックス 1 6 によって、本実施の形態の内視鏡 2 の連結部が構成され、これらコネクタカバー 1 5 とモータボックス 1 6 の連結（ドッキング）によって、内視鏡 2 の各種機能を可能にすることができる。

【 0 0 1 7 】

主操作部 1 8 には、収納ケース付内視鏡挿入部 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）に湾曲させる操作レバーである湾曲操作ノブ 1 9 と、流体を送出操作、或いは吸引操作するボタン類 2 0 と、各種撮像、照明などの光学系、プリンターなどの機器類を操作するスイッチ類 2 1 と、が配設されている。

10

【 0 0 1 8 】

湾曲操作ノブ 1 9 は、略円盤状の 2 つのノブが重畳するように、操作部 7 の主操作部 1 8 の一面に配設されている。これら 2 つのノブは、回動自在に配設され、主操作部 1 8 側に湾曲部 9 の上記上下方向を操作のための U（UP）/ D（DOWN）用湾曲操作ノブ 1 9 a と、この U / D 用湾曲操作ノブ 1 9 a 上に湾曲部 9 の上記左右方向を操作するための R（RIGHT）/ L（LEFT）用湾曲操作ノブ 1 9 b と、からなる。

【 0 0 1 9 】

主操作部 1 8 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 1 8 a が延設されている。また、主操作部 1 8 には、ユニバーサルコード 1 8 a が延出する根元部分に折れ止め部 1 8 b が設けられている。

20

【 0 0 2 0 】

このユニバーサルコード 1 8 a の延出端には、コネクタ部 2 2 が配設されている。このコネクタ部 2 2 は、制御装置 3 に接続されている。

【 0 0 2 1 】

また、主操作部 1 8 の一側面に配設されているボタン類 2 0 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ときに操作する送気 / 送水ボタン 2 0 a と、内視鏡 2 の先端部 8 から被検体内から汚物などの液体を吸引するときに操作する吸引ボタン 2 0 b と、からなる。

30

【 0 0 2 2 】

モータボックス 1 6 に着脱されるコネクタカバー 1 5 からは、収納ケース付内視鏡挿入部 6 に挿通された 3 本のチューブ 2 3 が延出している。これら 3 本のチューブ 2 3 は、送気用チューブ 2 3 a、送水用チューブ 2 3 b、及び吸引用チューブ 2 3 c、からなる。これら 3 本のチューブ 2 3 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 の前面部の所定の位置で接続されている。

【 0 0 2 3 】

制御装置 3 には、送水タンク 2 4 が設けられている。この送水タンク 2 4 内には、蒸留水、或いは生理的食塩水が貯留されている。蒸留水、或いは生理的食塩水は、主操作部 1 8 の送気 / 送水ボタン 2 0 a が所定の操作がなされると、制御装置 3 によって、送水用チューブ 2 3 b に送液され、内視鏡 2 の先端部 8 から噴出する。尚、送気用チューブ 2 3 a には、主操作部 1 8 の送気 / 送水ボタン 2 0 a が所定の操作がなされると、制御装置 3 内の図示しないコンプレッサからの空気が送気され、この空気は内視鏡 2 の先端部 8 から噴出する。

40

【 0 0 2 4 】

また、吸引ボタン 2 0 b が操作されると、内視鏡 2 の先端部 8 から汚物などが吸引され、この汚物などは、吸引用チューブ 2 3 c を介して、制御装置 3 から吸引器 5 に送り込まれる。尚、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良い。

【 0 0 2 5 】

50

制御装置 3 には、電気ケーブル 25 a を介してフットスイッチ 25 が接続されている。このフットスイッチ 25 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スイッチである。尚、この挿入部本体 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 の主操作部 18 にも配設されている。

【0026】

また、制御装置 3 の前面部には、電源スイッチ、内視鏡 2 の挿入部の回転速度を可変するダイヤルなどが配設されている。尚、操作部 7 のモータボックス 16 には、挿入部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。

10

【0027】

制御装置 3 は、挿入補助具 11 に配設される、後述の検出装置であるセンサからの検出信号を受受する通信ケーブル 11 a が接続されている。つまり、制御装置 3 と挿入補助具 11 とは、通信ケーブル 11 a によって、電氣的に接続されている。

【0028】

次に、図 2 を用いて、内視鏡 2 の挿入部を構成する先端部 8、湾曲部 9、挿入部本体 10、及び回転筒体 51 について説明する。

【0029】

先ず、先端部 8 について、説明する。

先端部 8 は、生体適合性のある合成樹脂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。

20

【0030】

撮像ユニット 27 は、本体環 26 内に収容される合成樹脂からなる略円環状の保持環 28 a と、この保持環 28 a 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 28 b と、保持環 28 a 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。

【0031】

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、CMOS 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。

30

【0032】

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。

【0033】

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。

40

【0034】

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。

【0035】

撮像ユニット 27 の保持環 28 a と本体環 26 との間にできる隙間には、吸引用チューブ 23 c の先端部分と、この吸引用チューブ 23 c 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。

50

【 0 0 3 6 】

先端キャップ 3 6 には、吸引用の開口部 3 8 が形成されている。尚、図示していないが、上述した保持環 2 8 a と本体環 2 6 との間にできる隙間を利用して、送気用チューブ 2 3 a、及び送水用チューブ 2 3 b 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 3 6 に形成されている。

【 0 0 3 7 】

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 2 6 の基端開口部に嵌着された硬質な先端湾曲駒 3 9 と、硬質な複数の湾曲駒 4 0 (湾曲節輪とも言う)と、が枢支部 4 0 a によって回動自在に連設されている。これら駒 3 9, 4 0 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 4 1 が被覆されている。この湾曲外皮 4 1 の先端部分は、糸巻き接着部 4 2 により、先端部 8 の本体環 2 6 の基端部分と固着されている。

10

【 0 0 3 8 】

複数の湾曲駒 4 0 は、その内周面から中心方向へ突出するワイヤガイド 4 3 を有している。このワイヤガイド 4 3 には、湾曲操作ワイヤ 4 4 (アングルワイヤとも言う)が挿通している。

【 0 0 3 9 】

この湾曲操作ワイヤ 4 4 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 4 5 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 4 4 は、先端湾曲駒 3 9 に形成された 4 つの係止孔部 3 9 a に夫々の係止部材 4 5 が係止されている。

20

【 0 0 4 0 】

4 つの係止孔部 3 9 a は、先端湾曲駒 3 9 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 3 9 は、上記内視鏡画像の上下左右に対応して、各係止孔部 3 9 a 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 4 4 は、上下左右方向に略等間隔に離間した 4 点において保持固定されている。

【 0 0 4 1 】

また、これら湾曲操作ワイヤ 4 4 は、挿入部本体 1 0 内に挿通し、コネクタカバー 1 5 まで配設されている。尚、これら湾曲操作ワイヤ 4 4 の夫々の基端部分には、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 4 4 のワイヤ留は、コネクタカバー 1 5 がモータボックス 1 6 に一体となっている状態において、把持部 1 7 内に設けられた、図示しない湾曲ワイヤ係止部材である連結部材に夫々に対応して連結される。

30

【 0 0 4 2 】

各連結部材は、主操作部 1 8 内に配設された湾曲操作ノブ 1 9 に連動する湾曲操作機構とチェーン (何れも不図示) により連結されている。つまり、湾曲操作ノブ 1 9 が回動操作されると、湾曲操作機構により各連結部材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 4 4 が交互に牽引又は弛緩されるようになっている。

【 0 0 4 3 】

従って、4 本の湾曲操作ワイヤ 4 4 が夫々、前後に牽引弛緩されると、複数の湾曲駒 4 0 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。

40

【 0 0 4 4 】

湾曲部 9 の基端部分には、最基端にある湾曲駒 4 0 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 4 6 と、最基端にある湾曲駒 4 0 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 4 7 と、この第 2 口金 4 7 の外周側に嵌着された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 4 8 と、が配設されている。これらの口金 4 6 ~ 4 8 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 4 1 は、第 3 口金 4 8 と糸巻き接着部 4 2 により、固着されている。

【 0 0 4 5 】

50

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。

【００４６】

第２口金４７の基端部分は、挿入部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。

【００４７】

第３口金４８の基端部分には、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。尚、突起部４８ａの作用については、後で説明する。

【００４８】

次に、挿入部本体１０について、図２、及び図３を用いて説明する。

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。

【００４９】

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（図３では、２本のみ図示）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３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。

【００５０】

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、夫々の軸回りに回転自在となっている。

【００５１】

この口金５０と連結された回転筒体５１は、図３に示すように、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、さらにあるいは、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。

【００５２】

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、さらにあるいは、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。

【００５３】

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。

【００５４】

この回転筒体５１は、挿入方向の軸回りに回転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。

【００５５】

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

10

20

30

40

50

体腔内の深部に向かって前進する推進力が付与される。

【 0 0 5 6 】

尚、回転筒体 5 1 は、操作部 7 のモータボックス 1 6 (図 1 参照) に配設された螺旋管回転駆動部であるモータ 5 9 (図 5 参照、ここでは不図示) により回転力が与えられる。

【 0 0 5 7 】

つまり、挿入部本体 1 0 は、回転筒体 5 1 が内層チューブ 4 9 a 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 4 9 a によって、内蔵物である湾曲操作ワイヤ 4 4 が夫々挿通する 4 本のコイルシース 4 9 と、通信ケーブル 3 3 と、図示しない各種チューブ 2 3 とを回転筒体 5 1 の回転による外的作用から保護する構成となっている。

【 0 0 5 8 】

次に、図 4 を用いて、回転筒体 5 1 の基端側について説明する。

まず、操作部側案内管 1 4 の一端部とコネクタカバー 1 5 との接続について説明する。

操作部側案内管 1 4 の一端部には、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 7 8 と、合成樹脂から形成される接続筒体 7 9 との螺着によって、その基端部分の外周を係止する留めリング 8 1 が内嵌保持されている。

【 0 0 5 9 】

第 5 固定環 7 8 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 7 8 a が形成されている。また、接続筒体 7 9 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 7 9 a 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 1 5 と着脱自在とするための複数の係止部 8 0 を有している。

【 0 0 6 0 】

すなわち、第 5 固定環 7 8 と接続筒体 7 9 とは、雄ねじ部 7 8 a と雌ねじ部 7 9 a 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 8 1 を内嵌保持している。この状態において、操作部側案内管 1 4 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 7 9 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 1 4 は、第 5 固定環 7 8 と接続筒体 7 9 との水密が保持された状態で接続される。

【 0 0 6 1 】

コネクタカバー 1 5 と接続された接続筒体 7 9 は、係止部 8 0 がコネクタカバー 1 5 に接続されている。詳述すると、コネクタカバー 1 5 は、先端と基端部分に外向フランジ 8 2 a が形成された筒体に接続部 8 2 を有している。接続部 8 2 には、基端側へ延設された接続筒体 7 9 の複数の係止部 8 0 が外嵌するように接続されている。

【 0 0 6 2 】

複数の係止部 8 0 は、基端部に接続筒体 7 9 の内周方向に向かって突起する突部 8 0 a を有している。このため、接続筒体 7 9 とコネクタカバー 1 5 とは、突部 8 0 a を接続部 8 2 の基端部分の外向フランジ 8 2 a を掛止することで着脱自在に接続される。

【 0 0 6 3 】

また、係止部 8 0 の突部 8 0 a は、それぞれ接続筒体 7 9 の外向フランジ 8 2 a を係止しているため、接続筒体 7 9 がコネクタカバー 1 5 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 7 9 と連結する操作部側案内管 1 4 も、コネクタカバー 1 5 に対して回転自在に接続されている。

【 0 0 6 4 】

このような操作部側案内管 1 4 とコネクタカバー 1 5 との接続部分において、螺旋形状部 5 1 a の基端部は、基端側口金 8 3 に接着剤 8 3 a により固着されている。この基端側口金 8 3 は、回転軸 8 4 の先端部分とビスにより接続されている。

【 0 0 6 5 】

この回転軸 8 4 は、ここでは図示していないが、図 5 に示すように、コネクタカバー 1 5 内で 2 つの軸受け 3 4 によって回転支持されている。

10

20

30

40

50

【0066】

尚、コネクタカバー15がモータボックス16（図1参照）と連結されている状態において、図5に示すように、回転軸84に設けられる挿入部側ギヤ84aと、モータボックス16に設けられる、モータ59のモータギヤ59aとが噛合する。そして、モータ59の駆動力が各ギヤに伝達されて、回転軸84、及び基端側口金83を介して、回転筒体51が軸回りに回転する。

【0067】

また、モータ59は、モータボックス16のモータカバー62の背面に固定されている。このモータカバー62には、モータギヤ59aが露呈する孔部62aを有している。つまり、モータボックス16のモータカバー62に形成された孔部62aから露呈するモータギヤ59aは、コネクタカバー15とモータボックス16との連結時に、回転軸84に設けられる挿入部側ギヤ84aと噛合する。

10

【0068】

次に、図6、及び図7を用いて、挿入補助具11について説明する。

図6に示すように、挿入補助具11は、挿入管53と、迷入防止手段である迷入防止部54と、保持管55と、第1固定環56と、第2固定環57と、から主に構成されている。

【0069】

尚、挿入管53、迷入防止部54、及び保持管55は、一体となり、挿入補助具11におけるチューブ本体58を構成している。

20

【0070】

保持管55は、両端外周部分が外径方向に突出した形状をしている略筒状の金属環（合成樹脂、プラスチックなどからなる硬質な筒体でも良い）である。この保持管55には、基端側の内周面に雌螺子部が形成されている。

【0071】

第1固定環56は、基端外周部分が外径方向に突出した形状をしている略筒状の金属環（合成樹脂、プラスチックなどからなる硬質な筒体でも良い）である。この第1固定環56の基端部分には、外周面側に雄螺子部、及び内周面側に雌螺子部が形成されている。

【0072】

また、第1固定環56からは、上述した通信ケーブル11aが延出している。この通信ケーブル11aは、第1固定環56内に嵌着される進退検出装置であるフォトリフレクタ65からの検出信号を制御装置3へ伝送する。

30

【0073】

このフォトリフレクタ65は、発光部と受光部が挿入補助具11の孔部中心に向かって臨むように、第1固定環56に嵌着されている。

【0074】

第2固定環57は、中途外周部分が外径方向に突出した形状をしている略筒状の金属環（合成樹脂、プラスチックなどからなる硬質な筒体でも良い）である。この第2固定環57の先端部分には、外周面側に雄螺子部が形成されている。

40

【0075】

この第2固定環57には、先端側案内管13が挿設される。この先端側案内管13は、第2固定環57の先端側で突出するように挿通し、その突出した先端部分の外周方向から2つに分離する留めリング61が嵌め込まれる。

【0076】

図7に示すように、挿入管53は、先細りとなるように外周にテーパ面が形成されたシリコンなどの柔軟性を有する合成樹脂からなる略円環状の先端挿入管53aと、本体を形成している挿入筒体53bと、先端挿入管53aと挿入筒体53bとを内周側で連結している繋ぎ環53cと、を有して構成されている。

【0077】

この挿入筒体53bは、外表面側から順に、ポリウレタンなどの合成樹脂により形成さ

50

れた外チューブ53dと、金属線を網目状に織り込んで筒状に形成したブレード53eと、金属性の螺旋管であるフレックス管53fと、ポリウレタンなどの合成樹脂により形成された内チューブ53gとを有し構成されている。

【0078】

これらの外チューブ53d、ブレード53e、フレックス管53f、及び内チューブ53gは、4層構造となって夫々対応した部材間が接着、溶着などにより一体となるように固着されている。これにより、挿入筒体53bは、所定の剛性が設定された可撓性を有するチューブ体である。

【0079】

尚、挿入筒体53bは、所定の剛性、及び所定の可撓性が十分に得られる場合には、単一の部材からなる筒体として形成しても良い。さらに、挿入筒体53bは、その外周面、及び内周面に滑り性を良くする、例えば、テフロン（登録商標）加工などのコーティングを施しても良い。この挿入筒体53bの基端部分には、シリコンなどの合成樹脂からなる中空の円盤である上述の迷入防止部54が配設される。

【0080】

この迷入防止部54は、その孔径が挿入筒体53bの外形よりも小さく設定されている。迷入防止部54は、その弾性変形により、所定の保持強度を有して挿入筒体53bに密着固定されている。これにより、迷入防止部54の位置を変更することで、挿入管53の先端から基端にかけた体腔内への所望の挿入長が設定可能となっている。

【0081】

また、挿入筒体53bの基端部分は、図7に示すように、ブレード53e、フレックス管53f、及び内チューブ53gの3層構造となっており、円環状の口金60と接着などにより固着されている。保持管55は、挿入管53の挿入筒体53bの基端部となる口金60と螺着されている。

【0082】

チューブ本体58は、先端に上述の先端挿入管53aの先端開口である開口部58aを有している。尚、開口部58aは、挿入部が突出するための、挿入補助具11における開口部を構成している。

【0083】

チューブ本体58の基端部となる保持管55には、その雌螺子部に第1固定環56の雄螺子部が螺着することで、第1固定環56が固定される。

【0084】

この第1固定環56には、先端側案内管13が挿通した留めリング61が嵌入されると共に、第2固定環57が固定される。つまり、第1固定環56の雌螺子部と第2固定環57の雄螺子部とが螺着することで、第1固定環56に第2固定環57が固定される。

【0085】

このとき、留めリング61は、両端面が夫々対向する第1固定環56内の端面と第2固定環内の端面とにより嵌合固定される。また、この留めリング61には、その内周面の中央部、及び基端部に内周方向に向かった軸回りに内向フランジが形成されている。

【0086】

これら内向フランジは、先端側案内管13のコルゲート状の凹凸に係止する。これにより、先端側案内管13は、挿入補助具11に接続される。また、先端側案内管13は、その先端部分である、第1固定環56内に形成された段部の基端側の面と圧縮された状態となることで、挿入補助具11と水密が保持されて接続されている。すなわち、挿入補助具11と先端側案内管13とによって、チューブ本体58の開口部58aが先端開口となる管路が形成される。

【0087】

以上のことから、本実施の形態の挿入補助具11は、検出装置であるフォトリフレクタ65を備え、複数の管状部材が連結された筒形状をしており、延出する通信ケーブル11aが制御装置3に接続される構成となっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 8 】

次に、図 8 に示す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。

【 0 0 8 9 】

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 (図 1 参照) 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、挿入補助具 1 1 に配設されるフォトリフレクタ 6 5 は、上述したように、通信ケーブル 1 1 a (図 1 参照) によって、制御装置 3 と電氣的に接続されている。

10

【 0 0 9 0 】

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 を各ギヤ 3 2, 5 9 a の噛合により、回転軸 8 4 を介して回転させる上述したモータ 5 9 が内蔵されている。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。

【 0 0 9 1 】

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、トルク変化検出装置 6 8 と、モニタ 4 に画像信号を出力する画像処理装置 6 9 と、が内蔵されている。

20

【 0 0 9 2 】

先端部 8 の撮像ユニット 2 7 は、画像処理装置 6 9 と電氣的に接続されている。画像処理装置 6 9 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 9 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 9 を介して供給される。

【 0 0 9 3 】

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。このモータドライバ 6 7 は、回転制御装置 6 6 と電氣的に接続されている。モータドライバ 6 7 は、モータ 5 9 のトルクを検出し、回転制御装置 6 6 に検出信号を出力すると共に、回転制御装置 6 6 から電力が供給されている。

30

【 0 0 9 4 】

トルク変化検出装置 6 8 は、回転制御装置 6 6、及びモータドライバ 6 7 と電氣的に接続されている。このトルク変化検出装置 6 8 は、モータドライバ 6 7 からのモータ 5 9 のトルク検出値が入力され、そのトルク変化量を回転制御装置 6 6 に出力する。また、回転制御装置 6 6 は、警告ランプ、液晶モニタなどの表示装置 7 2、及びブザー 7 3 ととも電氣的に接続されている。

【 0 0 9 5 】

モータ 5 9 のトルク変化量が入力された回転制御装置 6 6 は、モータドライバ 6 7 へモータ 5 9 の電力供給量を可変し、最適なトルクでモータ 5 9 を回転させる制御を行う。

【 0 0 9 6 】

なお、主操作部 1 8 に配設される入力装置 7 1、及び図 1 で説明した制御装置 3 に接続されるフットスイッチ 2 5 は、回転制御装置 6 6 と電氣的に接続され、回転筒体 5 1 を回転させるモータ 5 9 の ON / OFF を切り替える。尚、入力装置 7 1、及びフットスイッチ 2 5 は、どちらが操作されても、モータ 5 9 を ON / OFF することができる。

40

【 0 0 9 7 】

尚、内視鏡 2 は、コネクタカバー 1 5 がモータボックス 1 6 (図 1 参照) と接続されると、回転軸 8 4 に設けられたギヤ 3 2 と、モータボックス 1 6 に設けられたモータ 5 9 のギヤ 5 9 a 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 8 4、及び基端側口金 8 3 (図 4 参照) を介して、回転筒体 5 1 が長手軸回りに回転するようになっている。

50

【 0 0 9 8 】

すなわち、回転筒体 5 1 は、モータボックス 1 6 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、回転筒体 5 1 内を挿通するチューブ体である内層チューブ 4 9 a は、コネクタカバー 1 5 内から回転軸 8 4 を挿通して回転筒体 5 1 へ至るようになっている。

【 0 0 9 9 】

また、コネクタカバー 1 5 とモータボックス 1 6 とには、夫々が連結した状態で、撮像ユニット 2 7 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。

【 0 1 0 0 】

尚、挿入補助具 1 1 のフォトリフレクタ 6 5 は、制御装置 3 内の回転制御装置 6 6 と上述の通信ケーブル 1 1 a によって、電氣的に接続され、その検出信号を回転制御装置 6 6 に出力する。

【 0 1 0 1 】

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 1 2 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。ユーザは、挿入補助具 1 1 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 1 0 は、収納ケース本体 1 2 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。

【 0 1 0 2 】

挿入補助具 1 1 は、図 1 0 に示すように、迷入防止部 5 4 が患者の肛門 5 0 1 近傍の臀部 5 1 0 に当接することで、挿入管 5 3 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。すなわち、挿入補助具 1 1 は、迷入防止部 5 4 によって、その全体が直腸 5 0 2 内に挿入されることが防止される。このとき、ユーザは、迷入防止部 5 4 をテープなどで患者の臀部 5 1 0 へ固定する。

【 0 1 0 3 】

このような状態で、ユーザは、操作部 7 の把持部 1 7 を握持し、フットスイッチ 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 に設けた進退スイッチの手元操作により、挿入部本体 1 0 の螺旋形状部 5 1 a を長手軸回りに回転させる。

【 0 1 0 4 】

なお、収納ケース本体 1 2 は、各案内管 1 3 , 1 4 の一端部分を夫々連結する案内管固定部材 6 4 , 6 5 が配設されている。このうち、先端側案内管 1 3 を連結する案内管固定部材 6 4 内に、図示しないが螺旋形状部 5 1 a を押圧するゴム板等を嵌合させることで回転筒体 5 1 に与えられた回転力を利用して、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a に推進力を与えるように構成されている。

【 0 1 0 5 】

ユーザは、操作部 7 のモータボックス 1 6 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。回転筒体 5 1 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 1 0 の矢印に示すような軸回りに所定方向へ回転し、収納ケース本体 1 2 の案内管固定部材 6 4 から推進力を与えられる。

【 0 1 0 6 】

推進力を与えられた回転筒体 5 1 は、図 2 に示した先端側口金 5 0 が螺旋管接続口金 4 8 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 1 0 全体は、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a の推進力によって、先端側案内管 1 3、及び挿入補助具 1 1 を介して、大腸内の深部に向かって進んでいく。

【 0 1 0 7 】

ユーザは、挿入部本体 1 0 を把持して押し進めることなく、挿入補助具 1 1 の保持管 5 5 を軽く把持し、案内管固定部材 6 4 内で与えられた推進力のみで挿入部本体 1 0 を大腸内の深部に向かって前進させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 8 】

このとき、螺旋形状部 5 1 a 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 5 1 a は、案内管固定部材 6 4 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 1 0 は直腸 5 0 2 から S 字状結腸 5 0 3 に向かって進んでいく。

【 0 1 0 9 】

図 1 1 に示すように挿入部本体 1 0 は、先端部 8、及び湾曲部 9 が S 字状結腸 5 0 3 に到達する。このとき、ユーザは、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 1 8 の湾曲操作ノブ 1 9 (図 1 参照) を操作して、湾曲部 9 を S 字状結腸 5 0 3 の屈曲状態に合わせる湾曲操作などする。

10

【 0 1 1 0 】

ユーザは、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 5 0 3 を推進力を与えられた挿入部本体 1 0 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 1 0 は、大腸の深部に挿入されるにつれ、案内管固定部材 6 4 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 5 1 a と腸壁との接触長が長くなる。

【 0 1 1 1 】

このため、挿入部本体 1 0 は、螺旋形状部 5 1 a の一部が S 字状結腸 5 0 3 の襞に接触している状態、挿入部本体 1 0 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 1 0 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 5 0 3 の走行状態を変化させることなく、腸壁に沿ってスムーズに前進していく。

20

【 0 1 1 2 】

挿入部本体 1 0 は、S 字状結腸 5 0 3 を通過し、その後、S 字状結腸 5 0 3 と可動性に乏しい下行結腸 5 0 4 との境界である屈曲部、下行結腸 5 0 4 と可動性に富む横行結腸 5 0 5 との境界である脾湾曲 5 0 6、横行結腸 5 0 5 と上行結腸 5 0 8 との境界である肝湾曲 5 0 7 の壁に沿うようにスムーズに前進して、図 1 2 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 5 0 9 近傍に到達する。

【 0 1 1 3 】

この挿入操作の際、ユーザは、先端部 8 が各屈曲部 (脾湾曲 5 0 6、肝湾曲 5 0 7) 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、主操作部 1 8 の湾曲操作ノブ 1 9 を操作して、各部位の屈曲状態に合わせて、湾曲操作する。

30

【 0 1 1 4 】

ユーザは、モニタ 4 の内視鏡画像により、先端部 8 が盲腸 5 0 9 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 5 1 a の回転を停止する。ユーザは、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 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 の入力装置 7 1 の手元操作で螺旋形状部 5 1 a を逆回転させる操作を行う。

【 0 1 1 5 】

つまり、ユーザは、螺旋形状部 5 1 a 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 5 0 9 の近傍から抜去する方向へと挿入部本体 1 0 を後進させながら大腸検査を行う。ユーザは、挿入部本体 1 0 に手を触れずとも、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a が案内管固定部材 6 4 内で与えられた後退力により、挿入部本体 1 0 を後退させることができる。また、挿入部本体 1 0 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、回転筒体 5 1 に引っ張られることで、全体が螺旋形状部 5 1 a の推進力により後退する。

40

【 0 1 1 6 】

ユーザは、挿入部本体 1 0 の先端部 8 が挿入補助具 1 1 まで到達したら、この挿入補助具 1 1 と共に、挿入部本体 1 0 を患者の肛門 5 0 1 より抜去して、大腸検査を終了する。

50

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、収納ケース本体 12 内に図 9 に示したような元の状態に湾曲しながら収納される。

【0117】

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。

【0118】

ところで、このような体腔に対して挿入部本体 10 を挿入、及び抜去している際に、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、回転筒体 51 の回転以上にモータ 59 からのトルクが伝達されても、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場合がある。

【0119】

また、回転筒体 51 は、挿入部本体 10 が体腔の屈曲部からの抵抗によって、スタックして、進退していない状態となると、内層チューブ 49a に対して空回りする場合がある。

【0120】

そのため、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 の挿入補助具 11 には、上述したような、内視鏡検査の不具合となる挿入部本体 10 の挿入性を改善するため、上述したフォトリフレクタ 65 によって、挿入部本体 10 の進退状態を検出して、後述する制御を実行する。

【0121】

また、図 11 に示すように、フォトリフレクタ 65 は、挿入補助具 11 内で挿入部本体 10 の螺旋形状部 51a の凹凸の通過状態を光学的に検出し、その検出信号を通信ケーブル 11a を介して制御装置 3 の回転制御装置 66 に出力する。

【0122】

回転制御装置 66 は、入力されたフォトリフレクタ 65 からの検出信号に基づいて、螺旋形状部 51a の凹凸の通過周期を計測する。そして、この計測結果に基づいて、制御装置 3 の回転制御装置 66 は、挿入部本体 10 の回転筒体 51 の回転速度、及び内視鏡 2 の機能の各種制御を実行する。

【0123】

つまり、回転制御装置 66 には、螺旋形状部 51a の凹凸の通過周期に対して、所定の閾値が設定されており、この設定された所定の閾値に到達した場合、回転筒体 51 の進退状態に応じた後述するような制御を実行する。

【0124】

つまり、回転制御装置 66 には、何ら外力を受けていない無負荷状態にある回転筒体 51 の螺旋形状部 51a の凹凸が挿入補助具 11 のフォトリフレクタ 65 を通過する周期を基準値とし、例えば、4 段階の所定の上限値となる閾値 ~ 閾値 が設定されている。これら閾値 ~ 閾値 については、後に詳しく説明する。

【0125】

ここで、図 14 ~ 図 16 を用いて、螺旋形状部 51a の凹凸の通過周期について説明する。尚、図 14 ~ 図 16 は、縦軸にフォトリフレクタ 65 からの検出値である電流値を示し、横軸に時間を示した矩形パルスを示すグラフである。また、フォトリフレクタ 65 は、螺旋形状部 51a の凸部を検出すると、図 14 ~ 図 16 に示す、HIGH に値する電流を回転制御装置 66 に出力し、螺旋形状部 51a の凹部を検出すると、図 14 ~ 図 16 に示す、LOW に値する電流を回転制御装置 66 に出力する。

【0126】

図 14、及び図 15 に示すように、螺旋形状部 51a の凹凸が挿入補助具 11 のフォトリフレクタ 65 を通過する 1 周期（時間）を共に t_1 とする。

【0127】

図 1 4 は、所定の回転トルクが与えられた無負荷状態にある回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a の凹凸が挿入補助具 1 1 のフォトリフレクタ 6 5 を通過した状態の矩形周期パターンを示している。また、図 1 5 は、上記所定の回転トルクが与えられた負荷状態、例えば、屈曲した大腸などの体腔壁により負荷が与えられた状態にある回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a の凹凸が挿入補助具 1 1 のフォトリフレクタ 6 5 を通過した状態の矩形周期パターンを示している。

【 0 1 2 8 】

これら図 1 4、及び図 1 5 の状態を比較すると、螺旋形状部 5 1 a の凹凸がフォトリフレクタ 6 5 を通過する 1 周期 t_1 は、図 1 4 の無負荷の状態に比して、負荷が与えられた状態の図 1 5 の方が時間的に長くなる。

10

【 0 1 2 9 】

すなわち、螺旋形状部 5 1 a の凹凸が通過する速度は、負荷が与えられている状態の方が遅いということになる。換言すると、挿入部本体 1 0 の推進速度が図 1 5 の負荷が与えられた状態のほうが遅くなるということになる。

【 0 1 3 0 】

この螺旋形状部 5 1 a の凹凸がフォトリフレクタ 6 5 を通過する 1 周期 t_1 は、フォトリフレクタ 6 5 からの検出信号（電流）に基づいて、回転制御装置 6 6 が演算する。上述したように、上記 1 周期 t_1 の時間が長ければ長いほど、回転筒体 5 1 の負荷が増大しているということになる。

【 0 1 3 1 】

20

また、回転筒体 5 1 の負荷が増大すると、例えば、図 1 6 に示すように、フォトリフレクタ 6 5 からの検出信号（電流）が入力されていない状態となる矩形パルスのない状態となる場合がある。この状態では、挿入部本体 1 0 の推進が停止している状態ということになる。

【 0 1 3 2 】

次に、螺旋形状部 5 1 a の凹凸がフォトリフレクタ 6 5 を通過する 1 周期 t_1 に対する、回転制御装置 6 6 に設定された上記 4 段階の所定の閾値 ~ 閾値 について説明する。

所定の閾値 は、任意な値、例えば、回転筒体 5 1 に与えられる所定の負荷状態で内視鏡検査に若干の支障をきたす程度の上記 1 周期 t_1 （挿入部本体 1 0 の推進速度）が設定されている（閾値 = 1 周期 t_1 ）。

30

【 0 1 3 3 】

本実施の形態では、所定の閾値 を基準値として、例えば、閾値 は閾値 の 1.5 倍（ $= 1.5$ ）、閾値 は閾値 の 2.0 倍（ $= 2.0$ ）、閾値 は閾値 の 2.5 倍（ $= 2.5$ ）に設定している。

【 0 1 3 4 】

そして、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 は、内視鏡検査の際、設定された螺旋形状部 5 1 a の凹凸が通過する 1 周期 t_1 が上記 4 段階の所定の閾値 ~ 閾値 を超えた場合に、例えば、図 1 7 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。

40

【 0 1 3 5 】

回転自走式内視鏡システム 1 は、体腔内の内視鏡検査の際に、回転筒体 5 1 が回転駆動している状態において、上述したように、挿入補助具 1 1 のフォトリフレクタ 6 5 からの検出値（電流）が制御装置 3 の回転制御装置 6 6 に入力される。

【 0 1 3 6 】

このとき、回転制御装置 6 6 は、図 1 4、及び図 1 5 に示したように、螺旋形状部 5 1 a の凹凸が挿入補助具 1 1 のフォトリフレクタ 6 5 を通過する 1 周期（時間） t_1 を計測する（S1）。

【 0 1 3 7 】

そして、回転制御装置 6 6 は、計測した上記 1 周期 t_1 が設定されている所定の閾値

50

を超えている ($t_1 >$)か否かの判断を実行する (S2)。このステップS2の判断で、上記1周期 t_1 が所定の閾値 以下 (t_1)であるならば、回転制御装置66は、ステップS1に戻り、ステップS1～ステップS2をループする。

【0138】

その一方で、このステップS2の判断で、上記1周期 t_1 が所定の閾値 を超えている ($t_1 >$)場合、回転制御装置66は、内蔵されるコンプレッサを駆動して、予め設定された一定量の送気を行う (S3)。この一定量の送気において、コンプレッサからの空気は、内視鏡2の先端部8から体腔内へ吐出され、体腔を膨らませる。これにより、体腔壁と回転筒体51との接触による負荷を軽減させることができる。尚、このとき、送気と共に、負荷を軽減させるために送水を行うように制御しても良い。

10

【0139】

このステップS3に続いて、回転制御装置66は、ステップS1で計測した上記1周期 t_1 が設定されている所定の閾値 を超えている ($t_1 >$)か否かの判断を実行する (S4)。

【0140】

このステップS4の判断で、上記1周期 t_1 が所定の閾値 以下 (t_1)であるならば、回転制御装置66は、モータドライバ67を介して回転トルクを低下制御して、予め設定された一定時間だけモータ59を低回転させる (S5)。

【0141】

これにより、回転筒体51は、付与される回転トルクが低減され、低速回転を行う。その後、回転制御装置66は、ステップS5から再度、ステップS1に戻る。

20

【0142】

すなわち、このステップS5での制御前の回転自走式内視鏡システム1は、体腔内の屈曲部などにより抵抗を受けて挿入部本体10に捩れ応力が内部に発生している状態である。そのため、回転自走式内視鏡システム1は、ステップS5で一度、この捩れ応力を開放し、基端から伝達する回転追従性を向上させるために一定時間で低速に回転筒体51を回転させる。

【0143】

その結果、挿入部本体10は、上述のステップS3での体腔内への送気と、ステップS5での回転筒体51の低速回転により、体腔壁との接触による推進力を効率よく発生することができ、挿入性が向上する。

30

【0144】

また、モータ59は、回転トルクが低減するため、無理な負荷が発生しなくなる。そして、回転筒体51もまた、内部に発生している捩れ応力が開放されるため、無理な負荷が発生しなくなる。

【0145】

また、ステップS4の判断で、ステップS1で計測した上記1周期 t_1 が所定の閾値を超えている ($t_1 >$)場合、回転制御装置66は、次に、この1周期 t_1 が設定されている所定の閾値 を超えている ($t_1 >$)か否かの判断を実行する (S6)。

【0146】

このステップS6の判断で、上記1周期 t_1 が所定の閾値 以下 (t_1)であるならば、回転制御装置66は、モータドライバ67を介してモータ59を予め設定されている一定時間だけ、停止/回転を繰り返す間欠駆動を実行する (S7)。

40

【0147】

これにより、回転筒体51は、その回転を停止されたり、再度回転されたりする。その後、回転制御装置66は、ステップS7から再度、ステップS1に戻る。

【0148】

すなわち、ステップS7での制御前の回転自走式内視鏡システム1は、挿入部本体10に、螺旋形状部51aの凹凸がフォトリフレクタ65を通過する1周期 t_1 が閾値 より大きく閾値 以下 ($< t_1$)である状態よりも、捩れ応力が内部に発生している状態

50

である。そのため、回転自走式内視鏡システム 1 は、ステップ S 7 で一度、回転を停止することで、この捩れ応力をより開放し、基端から伝達する回転追従性を向上させるために一定時間で回転 / 停止を繰り返すように回転筒体 5 1 を制御する。

【 0 1 4 9 】

その結果、挿入部本体 1 0 は、上述と同様に、ステップ S 3 での体腔内への送気と、ステップ S 7 での回転筒体 5 1 の間欠駆動により、体腔壁との接触による推進力を効率よく発生することができ、挿入性が向上する。

【 0 1 5 0 】

また、モータ 5 9 は、上述と同様に負荷を軽減することができ、回転筒体 5 1 も、内部に発生している捩れ応力が開放されるため、無理な負荷が発生しなくなる。

10

【 0 1 5 1 】

さらに、ステップ S 6 の判断で、ステップ S 1 で計測した上記 1 周期 t_1 が所定の閾値を超えている ($t_1 > \quad$) 場合、回転制御装置 6 6 は、次に、この 1 周期 t_1 が設定されている所定の閾値を超えている ($t_1 > \quad$) か否かの判断を実行する (S 8)。

【 0 1 5 2 】

このステップ S 8 の判断で、上記 1 周期 t_1 が所定の閾値以下 ($t_1 \leq \quad$) であるならば、回転制御装置 6 6 は、モータドライバ 6 7 を介してモータ 5 9 を予め設定された一定時間だけ停止する (S 9)。これに伴って、挿入部本体 1 0 の回転筒体 5 1 の回転が停止する。

【 0 1 5 3 】

そして、回転制御装置 6 6 は、モータドライバ 6 7 を介してモータ 5 9 を予め設定された一定時間だけ、今まで駆動していたモータ 5 9 の回転方向を逆方向 (反方向) に駆動制御する (S 10)。これによって、回転筒体 5 1 は、内部に発生している過剰な捩れ応力が開放される。さらに、回転筒体 5 1 が逆方向に回転することで、挿入部本体 1 0 は、今まで走行していた方向と逆方向 (反方向) へ推進する。

20

【 0 1 5 4 】

次に、回転制御装置 6 6 は、モータドライバ 6 7 を介してモータ 5 9 を予め設定された一定時間だけ停止し (S 11)、再度、モータドライバ 6 7 を介してモータ 5 9 を当初の推進方向 (正方向) へ予め設定された一定時間だけ駆動制御する (S 12)。これにより、回転筒体 5 1 は、停止後、当初の推進方向 (正方向) へ回転し、挿入部本体 1 0 が当初の推進方向 (正方向) へ走行する。

30

【 0 1 5 5 】

尚、回転制御装置 6 6 は、このステップ S 9 ~ ステップ S 12 の制御を任意の回数 (n 回) 繰り返すように予め設定されている。つまり、挿入部本体 1 0 は、体腔内で挿抜を繰り返すような移動を行う。その任意の回数 (n 回) が終了すると、回転制御装置 6 6 は、ステップ S 12 での当初の推進方向 (正方向) にモータ 5 9 の駆動を続け、ステップ S 1 に戻る。

【 0 1 5 6 】

このように、回転筒体 5 1 に過剰な負荷が与えられた状態となる、螺旋形状部 5 1 a の凹凸がフォトリフレクタ 6 5 を通過する 1 周期 t_1 が閾値より大きく閾値以下 ($t_1 < \quad$) である場合には、回転筒体 5 1 には、モータ 5 9 からの回転トルクにより、内部により過剰な捩れ応力が発生している。

40

【 0 1 5 7 】

そのため、回転自走式内視鏡システム 1 は、上述したようなステップ S 9 ~ ステップ S 12 の制御により、回転筒体 5 1 内部の捩れ応力を開放して、モータ 5 9 に発生している無理な負荷を軽減すると共に、挿入部本体 1 0 を推進力によって体腔内で挿抜するようなスライド移動させることで、挿入部本体 1 0 の挿入性を向上させることができる。

【 0 1 5 8 】

また、回転制御装置 6 6 は、ステップ S 8 の判断で、ステップ S 1 で計測した上記 1 周期 t_1 が所定の閾値を超えている ($t_1 > \quad$) 場合、モータドライバ 6 7 を介してモータ

50

タ 5 9 を挿入部本体 1 0 が体腔から抜去される方向へ回転駆動し (S 1 3)、制御を終了する。

【 0 1 5 9 】

そのため、回転筒体 5 1 は、挿入部本体 1 0 が体腔から抜去する方向へ回転され、挿入部本体 1 0 が抜去方向へ推進する。また、モータ 5 9 の駆動は、ユーザによりフットスイッチ 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 に設けた進退スイッチの手元操作により、解除処理されるまで行われる。

【 0 1 6 0 】

尚、このとき、制御装置 3 の回転制御装置 6 6 は、表示装置 7 2、及びブザー 7 3、モニタ 4 への警告表示などの警報告知手段の制御を実行しても良い。

10

【 0 1 6 1 】

以上のことから、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 1 0 の進退状態に応じて、回転筒体 5 1 を回転駆動するモータ 5 9 の回転を制御することで、挿入部本体 1 0、及びモータ 5 9 の機器類に無理な負荷が与えられないように制御すると共に、挿入部本体 1 0、及びモータ 5 9 などの機器類の損傷を防止する。さらに、回転自走式内視鏡システム 1 は、挿入部本体 1 0 の進退状態に応じて、上述した制御を行うことで、挿入部本体 1 0 の挿入性、及び抜去性を向上させることができる。

【 0 1 6 2 】

尚、上述した、図 1 7 に示した、制御装置 3 が行う制御フローチャートは、一例であって、これに限定する必要は無い。例えば、制御装置 3 は、回転筒体 5 1 の螺旋形状部 5 1 a の凹凸の一方のみをフォトリフレクタ 6 5 により上記 1 周期 t_1 を検出して、上述した制御フローチャートを実行しても良い。

20

【 0 1 6 3 】

また、例えば、図 1 8 に示すように、挿入部本体 1 0 の回転筒体 5 1 が金属素線を巻回して形成したものであれば、螺旋形状部 5 1 a の凹凸をフォトリフレクタ 6 5 で検出が困難である。そのため、例えば、弾性体からなるリング 7 4 を回転筒体 5 1 の外周部に等間隔で配設して、フォトリフレクタ 6 5 によるリング 7 4 と回転筒体 5 1 の凹凸を検知する構成にしても良い。

【 0 1 6 4 】

(第 2 の実施の形態)

30

次に、図 1 9 ~ 図 2 6 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。

【 0 1 6 5 】

図 1 9 ~ 図 2 6 は、本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 1 9 は挿入部本体の進退状態を検知するホールセンサを用いた回転自走式内視鏡システムを説明するための構成図、図 2 0 は挿入部本体が挿通した状態の挿入補助具を示す部分的な断面図、図 2 1 は変形例を示し、挿入部本体の進退状態を検知するホールセンサを用いた回転自走式内視鏡システムを説明するための構成図、図 2 2 は永久磁石の構成を示す図、図 2 3 は図 2 2 とは別の永久磁石の構成を示す図、図 2 4 は挿入部本体に負荷が与えられていない状態で検出されたホールセンサ信号を示すグラフ、図 2 5 は挿入部本体に所定の負荷が与えられている状態で検出されたホールセンサからの検出信号を示すグラフ、図 2 6 は挿入部本体 1 0 の進退が停止している状態で検出されたホールセンサ信号を示すグラフである。

40

【 0 1 6 6 】

本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 は、図 1 9 に示すように、第 1 の実施の形態での進退検出装置であるフォトリフレクタ 6 5 に変えて、磁力により挿入部本体 1 0 の進退を検出するための進退検出装置であるホールセンサ 7 5 を有して構成されている。

【 0 1 6 7 】

また、本実施の形態の挿入部本体 1 0 の回転筒体 5 1 は、双極性に磁性化された磁性部を有しており、螺旋形状部 5 1 a の凸部を形成する部分が S 極、凹部を形成する部分が N

50

極に磁性化されている。尚、S / N極の磁性化は、これに限定されることなく、凸部をN極、凹部をS極にしたり、回転筒体51に等間隔でS / N極を等間隔で交互に磁性化させたりしても良い。

【0168】

このホールセンサ75は、図20に示すように、例えば、第1の実施の形態に示した挿入補助具11のフォトリフレクタ65と同じ位置に配置している。また、ホールセンサ75の検出信号は、制御装置3の回転制御装置66に出力される。

【0169】

また、図24に示すように、回転筒体51にS / N極を磁性化することなく、内層チューブ49aにリング状の磁性部である永久磁石76を等間隔で配設しても良い。この永久磁石76は、図22に示すように、外周部と内周部とを双極性化したり、図23に示すように、一端部と他端部とを双極性化したりするなど、種々の構成としても良い。勿論、このような永久磁石は、S / N極の磁性位置、方向などは限定されることなく、内層チューブ49aに等間隔でS / N極が位置するように設定していれば良い。

【0170】

例えば、図24に示すように、挿入部本体10が一定の速度で体腔内に推進する回転筒体51に推進力に必要な負荷のみかかっている状態では、ホールセンサ75から制御装置3の回転制御装置66へ出力される信号は、S / N極の通過に従って、所定の1周期 t_1 での正弦波を描く。

【0171】

これに対し、体腔の屈曲などにより回転筒体51に推進力に必要な負荷以上がかかり、挿入部本体10の速度が低下すると、図25に示すように、ホールセンサ75から制御装置3の回転制御装置66へ出力される信号は、S / N極の通過に従って、図24での所定の1周期 t_1 よりも、時間の長い所定の1周期 t_1 となる。すなわち、図25での検出された正弦波は、図24での検出された周波数に比して周波数が低下した状態となる。つまり、挿入部本体10が所定の時間に対する移動量が少なくなっている状態となる。

【0172】

さらに、挿入部本体10が停止した状態では、図26に示すように、ホールセンサ75から制御装置3の回転制御装置66へ出力される信号は、正弦波とならず、検出した位置で振幅が変化しない状態となる。

【0173】

このように、ホールセンサ75から検出された検出信号（電流）によって、制御装置3は、挿入部本体10の推進状態を検出する。そして、制御装置3は、内蔵される回転制御装置66の制御下で、例えば、第1の実施の形態での図17に示した制御フローを実行する。

以上のことから、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム1は、第1の実施の形態と同様に、挿入部本体10の進退状態に応じて、回転筒体51を回転駆動するモータ59の回転を制御することで、挿入部本体10、及びモータ59の機器類に無理な負荷が与えられないように制御すると共に、挿入部本体10、及びモータ59などの機器類の損傷を防止する。さらに、回転自走式内視鏡システム1は、挿入部本体10の進退状態に応じて、上述した制御を行うことで、挿入部本体10の挿入性、及び抜去性を向上させることができる。

【0174】

尚、本実施の形態では、S / N極が挿入部本体10の長軸方向に交互に位置し、ホールセンサ75がS / N極を検出するような構成としているが、ホールセンサ75に対向する極がS / N極のどちらか一方のみとしても良い。

【0175】

（第3の実施の形態）

次に、図27～図26を用いて、第3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も、上述の第1の実施の形態と同じ各構

10

20

30

40

50

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。

【0176】

図27～図32は、本発明の第3の実施の形態に係り、図27は回転自走式内視鏡システムのシステム構成を示すブロック図、図28は第1センサの構成、及び配置位置を示す断面図、図29は第2センサの構成、及び配置位置を示す部分的な断面図、図30は第1、第2センサからの検出信号の一例を比較した矩形波を示すグラフ、図31は第1、第2センサからの検出信号の図29とは別の一例を比較した矩形波を示すグラフ、図32は制御装置が行う制御フローチャートである。

【0177】

図27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、回転筒体51の基端部分の回転数を検出する第1センサ85と、回転筒体51の先端部分の回転数を検出する第2検出部86と、を有している。尚、本実施の形態の第1センサ85と第2センサ86とは、回転自走式内視鏡システム1における回転数検出装置を構成している。

【0178】

また、本実施の形態の制御装置3には、各センサ85、86からの検出信号が入力されるコンパレータ87が内蔵されている。このコンパレータ87は、回転制御装置66に電氣的に接続され、各センサ85、86の検出結果を比較して、比較データを回転制御装置66に出力する。また、各センサ85、86は、挿入部本体10の内層チューブ49aに挿通する通信ケーブルによって、コンパレータ87と電氣的に接続されている。

【0179】

本実施の形態の第1センサ85、及び第2検出部86は、図28に示すように、例えば、内層チューブ49aの外周面に発光部と受光部が露呈するように配設されたフォトリフレクタである。また、回転筒体51の内面には、各センサ85、86の発光部からの光が照射する位置に縞状の濃淡が形成された反射面88が先端部分と基端部分に設けられている。

【0180】

回転筒体51が回転すると、第1センサ85は、反射面88に反射する発光部からの光を受光部で受光することで、回転筒体51の基端部分の回転数を検出し、通信ケーブル85aを介して、制御装置3のコンパレータ87へ電流の強弱による検出信号を出力する。

【0181】

その一方で、第2検出部86は、同様に、回転筒体51の先端部分の回転数を検出し、通信ケーブル86aを介して、制御装置3のコンパレータ87へ電流値/電圧値の強弱による検出信号を出力する。

【0182】

尚、各センサ85、86は、フォトリフレクタに変えて、ホールセンサなどの各種センサを用いても良い。その一例として、ホールセンサを用いた第2検出部86の構成を例に挙げると、図29に示すように、回転筒体51と湾曲部9とを連結する連結部内に、第2検出部86と、S/N極が平面から見て等間隔で交互に磁性された永久磁石89により、回転筒体51の先端部分の回転数を検出し、通信ケーブル86aを介して、制御装置3のコンパレータ87へ電流の強弱による検出信号を出力するよう構成しても良い。

【0183】

図29では、内層チューブ49aにホールセンサである第2検出部86を設け、回転筒体51の先端側口金50に永久磁石89を設けた例を示している。勿論、第2検出部86と永久磁石89の配置位置は、これに限定されることなく、回転筒体51の先端部分の回転数を検知できる位置であれば良い。また、同様な構成によって、基端側の第1センサ85をホールセンサにしても良い。

【0184】

上述した、制御装置3のコンパレータ87は、各センサ85、86からの2つの入力電圧の大小を比較し、その結果を回転制御装置66に出力する。その比較結果に基づいて、回転制御装置66は、後述するような各種制御を行う。

【 0 1 8 5 】

次に、図 3 0 を用いて、回転筒体 5 1 の先端部分と基端部分の回転数の違いが起こった場合の例と、図 3 1 のフローチャートを用いて、制御装置 3 が実行する制御例を説明する。

【 0 1 8 6 】

例えば、モータ 5 9 の回転駆動開始後、回転筒体 5 1 は、基端から先端部分まで回転力が伝達するのに時間が掛かる。つまり、モータ 5 9 の近傍である回転筒体 5 1 の基端部分は、図 3 0 に示すように、第 1 センサ 8 5 からの検出信号が略一定の回転数を検出するように回転する。

【 0 1 8 7 】

しかし、モータ 5 9 の近傍である回転筒体 5 1 の先端部分は、基端からの回転が伝達するのにタイムラグが生じ、図 3 0 の所定の期間 A を過ぎてから回転始動する。この所定の期間 A は、回転筒体 5 1 の剛性、モータ 5 9 の出力状態などによって異なるが、本実施の形態では、1 s e c 程度を 1 つの目安として、制御装置 3 に設定している。

【 0 1 8 8 】

次に、先端部分の回転筒体 5 1 が回転始動後、図 3 0 に示す、期間 B では、第 1 センサ 8 5 と第 2 検出部 8 6 の検出結果が略同一となっている。つまり、この期間 B では、回転筒体 5 1 の先端部分と基端部分は、略同一の回転数で回転しているという状態である。このとき、回転筒体 5 1 は、全長に亘って、推進力に必要な負荷のみかかっている安定した状態で回転している。

【 0 1 8 9 】

次に、回転筒体 5 1 に体腔の屈曲部などにより、推進力に必要な負荷以上がかかると、徐々に負荷が増加した場合、期間 C に示すような第 1 センサ 8 5 と第 2 検出部 8 6 からの検出値に違いが生じてくる。これは、モータ 5 9 の近傍である回転筒体 5 1 の基端部分の回転数が略一定で回転し、回転の伝達が負荷により阻害される回転筒体 5 1 の先端部分の回転数が徐々に低下している状態となる。つまり、第 1 センサ 8 5 が検出する回転数に対して、第 2 検出部 8 6 が検出する回転数が減少し、それら回転数の差が徐々に大きくなる。

【 0 1 9 0 】

そして、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 には、これら第 1 センサ 8 5 と第 2 検出部 8 6 との検出値の差に許容値 () が設定され、例えば、図 3 1 のフローチャートのステップ S に従った制御を実行する。

【 0 1 9 1 】

ユーザによって、フットスイッチ 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 の入力装置 7 1 の手元操作により、制御装置 3 の回転制御装置 6 6 は、図 3 1 に示すように、モータドライバ 6 7 を介してモータ 5 9 の駆動を開始させる (S 2 1) 。

【 0 1 9 2 】

そして、回転制御装置 6 6 は、モータドライバ 6 7 からモータ 5 9 のトルク検出により、モータ 5 9 が駆動しているか否かの判断を行う (S 2 2) 。このとき、回転制御装置 6 6 は、モータ 5 9 のトルクが検出されていなければ、ステップ S 1 に戻り、モータ 5 9 のトルクが検出されていれば、ステップ S 3 へ移行する。

【 0 1 9 3 】

次に、回転制御装置 6 6 は、モータドライバ 6 7 からモータ 5 9 のトルク検出により、所定時間 T でモータ 5 9 が回転し続けたか否かの判断を行う (S 2 3) 。このとき、回転制御装置 6 6 は、モータ 5 9 のトルクが所定時間 T で検出されていなければ、ステップ S 2 2 に戻り、モータ 5 9 のトルクが検出されていれば、ステップ S 2 4 へ移行する。

【 0 1 9 4 】

尚、この所定時間 T は、上述したように、回転筒体 5 1 の先端部分と基端部分の回転伝達によるタイムラグとする 1 s e c を基本としている。また、この所定時間 T は、1 s e c に限定することなく、設定変更可能である。

10

20

30

40

50

【 0 1 9 5 】

ステップ S 2 4 に移行すると、回転制御装置 6 6 は、第 1 センサからの検出信号をコンパレータ 8 7 を介して読み込み (S 2 4)、第 2 センサからの検出信号をコンパレータ 8 7 を介して読み込む (S 2 5)。尚、ここでは、コンパレータ 8 7 によって、各検出信号が比較され、その検出値 (図 3 1 では a , b としている) が回転制御装置 6 6 に入力される。

【 0 1 9 6 】

そして、これら各検出信号がコンパレータ 8 7 からの比較された検出値に対する絶対値 A を計算する (S 2 6)。そして、回転制御装置 6 6 は、この絶対値 A が許容値 を超えた ($A > \quad$) か否かの判断を行う (S 2 7)。

10

【 0 1 9 7 】

絶対値 A が許容値 を超えていなければ、回転制御装置 6 6 は、上述と同様にして、モータ 5 9 が回転しているか否かを判断 (S 2 8) し、モータ 5 9 が回転していれば、S 2 4 へ移行する。従って、絶対値 A が許容値 を超えていなければ、回転制御装置 6 6 は、ステップ S 2 4 ~ ステップ S 2 8 をループする。

【 0 1 9 8 】

一方、モータ 5 9 が回転していない場合、回転制御装置 6 6 は、入力装置 7 1、或いはフットスイッチ 2 5 の O F F 操作となる停止処理がされたか否かの判断を行う (S 2 9)。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 6 6 は、上記制御フローを終了する。

20

【 0 1 9 9 】

また、絶対値 A が許容値 を超えると、回転制御装置 6 6 は、モータ 5 9 へのモータドライバ 6 7 を介する電力供給を停止して、モータ 5 9 の駆動を停止する (S 3 0)。そして、回転制御装置 6 6 は、ブザー 7 0 を駆動するために電力供給を行う (S 3 1) と共に、表示装置 7 2 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 (S 3 2)。尚、このステップ S 7 において、さらに、回転制御装置 6 6 は、画像処理装置 6 9 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。

【 0 2 0 0 】

その後、回転制御装置 6 6 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 (S 3 3)。このステップ S 3 3 での解除処理は、例えば、制御装置 3、フットスイッチ 2 5、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

【 0 2 0 1 】

ユーザにより、上記解除処理が成されると、回転制御装置 6 6 は、ステップ S 2 1 に戻り、一連の制御を繰り返し行う。また、ユーザにより、ステップ S 2 9 と同様に、上記解除処理が行われなければ、回転制御装置 6 6 は、入力装置 7 1、或いはフットスイッチ 2 5 の O F F 操作となる停止処理がされたか否かの判断を行う (S 3 4)。

【 0 2 0 2 】

回転制御装置 6 6 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 S 1 8、及びステップ S 1 9 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 6 6 は、上記制御フローを終了する。

40

【 0 2 0 3 】

以上に説明した制御装置 3 の回転制御装置 6 6 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 5 1 の基端部分から先端部分までの回転伝達状態によって、回転筒体 5 1 の緊急停止制御を行う。

【 0 2 0 4 】

本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 の制御例では、回転筒体 5 1 の先端部分と基端部分の回転数の絶対値 A の差が許容値 を超えた場合にモータ 5 9 の停止制御をしたが、その他に、例えば、第 1 の実施の形態のようにモータ 5 9 を制御して、回転筒体 5 1 の回転数を少なくしたり、回転 / 停止を所定時間で繰り返す間欠駆動したり、逆回転させ

50

たりすることで、上記絶対値 A が許容値 内に収まるように挿入部本体 10 の挿入をし続けるようにしても良い。

【0205】

尚、モータ 59 を逆回転させて、回転筒体 51 の回転方向を変更する場合、回転筒体 51 の弾性特性により、直に先端部分へ回転が追従（伝達）しないため、期間 A の設定と同様な理由から、各センサ 85, 86 による検知を一定時間行わない制御が必要である。

【0206】

この場合、上述したように回転筒体 51 の剛性、回転数などによっても上記一定時間が異なるが、例えば 3 sec 程度が 1 つの目安として設定することが好ましい。

【0207】

また、回転筒体 51 は、柔軟な構造上の弾性特性を多分に含んでいるため、体腔壁との摩擦の状態によっては、基端部分を一定の回転数で回転させていても、先端側への回転伝達力の蓄積と放出を繰り返し、先端部分の回転が間欠回転となってしまう場合がある。

【0208】

このような、体腔壁との摩擦により回転筒体 51 の先端部分で自然に発生する間欠回転状態では、第 2 センサ 86 での検出結果が安定せず、制御装置 3 の制御観点から好ましくないため、防止する必要がある。

【0209】

具体的には、回転筒体 51 の先端部分が間欠回転すると、図 32 に示すような負荷がかかった状態となる期間 C での第 2 センサ 86 が検出する矩形波結果となる。すなわち、期間 C では、回転筒体 51 の先端部分は、しばらく停止したのち、基端部分よりも回転数が上がり、再度停止するような状態を繰り返す。

【0210】

そこで、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 の先端部分が間欠回転現象となる第 1 センサ 85 よりも上回る回転数が第 2 センサ 86 で 3 回検出されると、制御装置 3 の制御により、図 31 に示したフローチャートのようなモータ 59 の緊急停止制御を行うようにしても良い。

【0211】

また、上述と同様に、例えば、第 1 の実施の形態のようにモータ 59 を制御して、回転筒体 51 の回転数を少なくしたり、回転 / 停止を所定時間で繰り返す間欠駆動したり、逆回転させたりすることで、上記自然的に発生した間欠回転が発生しないような制御を行いながら、挿入部本体 10 の挿入をし続けるようにしても良い。

【0212】

以上、説明したように、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 の回転筒体 51 に、その先端部分と基端部分との回転数の差を検出して、過大な回転トルクによる捩れ応力、さらにはせん断応力の低減を制御することができる。

【0213】

これにより、本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 でも、第 1 の実施の形態と同じ効果である、挿入部本体 10、及びモータ 59 の機器類に無理な負荷が与えられないように制御すると共に、挿入部本体 10、及びモータ 59 などの機器類の損傷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 も、回転筒体 51 の先端部分と基端部分との回転数の差に応じて、上述した制御を行うことで、挿入部本体 10 の挿入性、及び抜去性を向上させることができる。

【0214】

（第 4 の実施の形態）

次に、図 33 ~ 図 36 を用いて、第 4 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も、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。

【0215】

図 33 ~ 図 36 は、本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 33 は回転自走式内視鏡シス

10

20

30

40

50

テムのシステム構成を示すブロック図、図 3 4 は回転自走式内視鏡の先端部の構成を示す部分断面図、図 3 5 は力覚センサ部の構成を示す斜視図、図 3 6 は変形例を示す力覚センサ部の構成を示す斜視図である。

【 0 2 1 6 】

図 3 3 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、内視鏡 2 の先端部 8 と湾曲部 9 の間に力覚検出装置である力覚センサ部 9 1 を有している。この力覚センサ部 9 1 には、第 1 力覚センサ 9 2、及び第 2 力覚センサ 9 3 が設けられている。

【 0 2 1 7 】

これら 2 つの力覚センサ 9 2、9 3 は、例えば歪ゲージであり、制御装置 3 に配設された力覚検出装置 9 4 と電氣的に接続されている。また、各力覚センサ 9 2、9 3 からの通信ケーブル 9 2 a、9 3 a (図 3 4 参照) は、挿入部本体 1 0 の内層チューブ 4 9 a に挿通している。

【 0 2 1 8 】

力覚検出装置 9 4 は、回転制御装置 6 6 に電氣的に接続され、各力覚センサ 9 2、9 3 からの検出値が入力され、その結果を回転制御装置 6 6 に出力する。

【 0 2 1 9 】

力覚センサ部 9 1 は、図 3 4 に示すように、略円筒状の力覚構造部 9 1 a の外周が湾曲外皮 4 1 に被覆されている。この力覚構造部 9 1 a は、先端部分が先端部 8 の外形を形成する本体環 2 6 に、基端部分が湾曲部 9 の先端湾曲駒 3 9 に嵌合されている。

【 0 2 2 0 】

力覚構造部 9 1 a は、図 3 5 に示すように、ステンレスなどの金属円筒部材が両外周部から中心部に向かって、放電加工により 2 つの切り欠き 9 5、9 6 が互い違いに形成された形状をしている。つまり、図 3 4 に示すように、力覚構造部 9 1 a は、側面方向から見たときに、S 字状となるように、2 つの切り欠き 9 5、9 6 が両外周部から中心部に向かって形成されている。

【 0 2 2 1 】

また、これら切り欠き 9 5、9 6 の切り欠き方向の端部には、夫々、断面が略円形状の溝部 9 7 が形成されている。この溝部 9 7 を形成することによって、力覚構造部 9 1 a は、両端方向からの荷重に反応して撓み易い構造となる。

【 0 2 2 2 】

また、上述の 2 つの力覚センサ 9 2、9 3 は、力覚構造部 9 1 a の各切り欠き 9 5、9 6 が形成された外周側の各側面に配設されている。尚、これら力覚センサ 9 2、9 3 が設けられる力覚構造部 9 1 a の上記各側面は、反対向した面である。

【 0 2 2 3 】

詳しくは、第 1 の力覚センサ 9 2 が力覚構造部 9 1 a の先端側に形成される切り欠き 9 5 によって形成された側面に、第 2 の力覚センサ 9 3 が力覚構造部 9 1 a の基端側に形成される切り欠き 9 6 によって形成された側面に夫々配設されている。

【 0 2 2 4 】

また、図 3 4 に示すように、力覚センサ部 9 1 は、内視鏡 2 に装着される先端部 8 と湾曲部 9 の間に設置された状態では、力覚構造部 9 1 a の各切り欠き 9 5、9 6 の外周部分を塞いで、円筒形状となるようにシリコンゴムなどの弾性部材 9 1 b が注入形成されている。つまり、力覚センサ部 9 1 には、各切り欠き 9 5、9 6 が形成されているが、弾性部材 9 1 b が隙間に注入された略円柱形状をしている。

【 0 2 2 5 】

以上のように構成された本実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 では、内視鏡 2 の先端部 8 に体腔の屈曲部に当接した状態を力覚センサ部 9 1 の各力覚センサ 9 2、9 3 が力覚構造部 9 1 a の両端方向の撓み (歪) により検出することができる。

【 0 2 2 6 】

詳しくは、内視鏡 2 の挿入過程で先端部 8 に荷重が与えられた場合、各力覚センサ 9 2、9 3 からの検出電流は、通信ケーブル 9 2 a、9 3 a を介して、制御装置 3 の力覚検出

10

20

30

40

50

装置 9 4 に出力され、その結果が力覚検出装置 9 4 へ出力される。

【 0 2 2 7 】

その先端部 8 にかかる荷重結果は、力覚検出装置 9 4 でフィルタ処理がなされると共に演算され、回転制御装置 6 6 に出力される。その後、上記演算された荷重量は、画像処理装置 6 9 を介して数値など視覚的にモニタ 4 へ表示される。

【 0 2 2 8 】

また、回転制御装置 6 6 には、所定の荷重量が設定されており、この所定の荷重量を超えた場合、ブザー 7 3 を駆動させ、聴覚的に告知し、モニタ 4、及び表示装置 7 2 に視覚的に警告表示させる。

【 0 2 2 9 】

これにより、ユーザは、フットスイッチ 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 に設けた進退スイッチの手元操作により、回転筒体 5 1 の長軸回りの回転速度を可変したり、間欠駆動したりして、挿入部本体 1 0 の自走による挿入状態を可変することができる。

【 0 2 3 0 】

その結果、ユーザは、体腔の屈曲部などへ挿入部 6 の先端部 8 が当接する荷重をコントロールできることで、患者に負担をかけることなく挿入部本体 1 0 の挿入を行うことができる。

【 0 2 3 1 】

また、上述した各実施の形態のように、制御装置 3 の回転制御装置 6 6 によるモータ 5 9 の駆動を制御するプログラムを実行するようにしても良い。例えば、制御装置 3 の回転制御装置 6 6 は、各力覚センサ 9 2、9 3 から出力された上記荷重結果値が基準値より大きい場合に、一定時間で回転筒体 5 1 のモータ 5 9 による駆動を停止して、所定時間後にモータ 5 9 を再度駆動したり、これを数回繰り返す間欠駆動を行ったり、モータ 5 9 を逆回転させたりする。

【 0 2 3 2 】

これにより、体腔壁と先端部 8 の接触圧が低減し、再度、回転筒体 5 1 が回転を始めたときに、スムーズに先端部 8 が体腔の挿入方向へ向き易くなる。その結果、効率よく挿入部本体 1 0 の挿入動作を行うことができる。

【 0 2 3 3 】

尚、本実施の形態では、挿入部本体 1 0 の挿入時を具体的に説明したが、勿論、これに限定することなく、抜去時にも同様に適用することができる。

【 0 2 3 4 】

また、図 3 6 に示すように、略円柱状の力覚構造部 9 1 A を用いて、この力覚構造部 9 1 A には、その外周面に円周に沿った方向に歪を検出する例えば、歪ゲージである第 1 センサ 9 8 と、この第 1 センサ 9 8 の検出方向に対して 90 度ずれた長軸方向（先端部 8 と湾曲部 9 を結ぶ方向）に歪を検出する例えば歪ゲージである第 2 センサ 9 9 とを設けられている。これにより、力覚構造部 9 1 A にかかる荷重を、これら 2 つのセンサ 9 8、9 9 による 2 ゲージ法（引張、圧縮応力計測）によって測定するようにしても良い。

【 0 2 3 5 】

以上のように、上述した各実施の形態の回転自走式内視鏡システム 1 によれば、内視鏡 2 の挿入部本体 1 0 の回転筒体 5 1、及び機器類に無理な負荷が与えられた場合、これら回転筒体 5 1、及びモータ 5 9 などの機器類の損傷を防止すると共に、安定した挿入性、及び抜去性を実現することができる。

【 0 2 3 6 】

その結果、このような回転自走式内視鏡システム 1 は、体腔内に対する挿入部本体 1 0 の挿入性、及び抜去性が向上することで、患者に負担を与えたり、内視鏡検査に時間を要するなどの不具合が発生する問題を解消することができる。

【 0 2 3 7 】

ところで、挿入部本体 1 0 の回転筒体 5 1 は、体腔壁との摩擦により推進力を発生させるため、体腔内に挿入される部分のみ、螺旋形状部 5 1 を有していれば良い。そのため、

10

20

30

40

50

挿入部本体 10 は、図 37 に示すように、先端部 8、湾曲部 9、及び螺旋形状部 51 の全体の長さ L1 を一般的な成人の例えば、体腔である大腸の長さ に設定して、その基端に長さ L2 のトルクチューブ 77 が接続されている。

【0238】

このトルクチューブ 77 は、回転筒体 51 と回転軸 84 との間に介装されたチューブである。また、トルクチューブ 77 は、比較的バネ係数が高くなるような所定の可撓性を備えた樹脂により形成されている。また、上記長さ L2 は、図 1 で示した、収納ケース本体 12 からトルクチューブ 77 が延出しないような長さ に設定されている。

【0239】

以上のように構成された挿入部本体 10 では、回転筒体 51 が体腔、例えば大腸の挿入に必要な最小限の長さ L1 に設定されることで、可撓性の低いトルクチューブ 77 からの回転伝達が効率よく行われる。そのため、回転筒体 51 は、その回転追従性が向上することで、過剰な回転トルクが与えられず、内部に発生する捩り応力、せん断応力の蓄積による損傷を防止することができる。

【0240】

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。

【0241】

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】

【0242】

【図 1】本発明の実施の形態に係る、回転自走式内視鏡システムの全体構成図。

【図 2】同、内視鏡の先端部、湾曲部、及び回転筒体の一部を示す断面図。

【図 3】同、挿入部本体の断面図。

【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、回転伝達機構を説明するためのコネクタカバーとモータボックスが連結した状態の断面図。

【図 6】同、挿入補助具の全体構成を示す斜視図。

【図 7】同、挿入補助具の全体構成を示す部分的な断面図。

【図 8】同、回転自走式内視鏡システムの電気装置構成、及び回転伝達機構を示すブロック図。

【図 9】同、図 1 の収納ケースを示す上面図、

【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、フォトリフレクタを備えた挿入補助具に挿入部本体が挿通している状態を示す作用を説明する図。

【図 14】同、挿入部本体に負荷が与えられていない状態で検出されたフォトリフレクタからの信号を示すグラフ。

【図 15】同、挿入部本体に所定の負荷が与えられている状態で検出されたフォトリフレクタからの検出信号を示すグラフ。

【図 16】同、挿入部本体の進退が停止している状態で検出されたフォトリフレクタからの信号を示すグラフ。

【図 17】同、フォトリフレクタ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

10

20

30

40

50

ト。

【図 1 8】変形例を示し、挿入部本体に配設されたリングを説明するための図。

【図 1 9】第 2 の実施の形態に係り、挿入部本体の進退状態を検知するホールセンサを用いた回転自走式内視鏡システムを説明するための構成図。

【図 2 0】同、挿入部本体が挿通した状態の挿入補助具を示す部分的な断面図。

【図 2 1】、変形例を示し、挿入部本体の進退状態を検知するホールセンサを用いた回転自走式内視鏡システムを説明するための構成図。

【図 2 2】同、図 2 2 は永久磁石の構成を示す図。

【図 2 3】同、図 2 2 とは別の永久磁石の構成を示す図。

【図 2 4】第 2 の実施の形態に係り、挿入部本体に負荷が与えられていない状態で検出されたホールセンサ信号を示すグラフ。

10

【図 2 5】同、挿入部本体に所定の負荷が与えられている状態で検出されたホールセンサからの検出信号を示すグラフ。

【図 2 6】同、挿入部本体 1 0 の進退が停止している状態で検出されたホールセンサ信号を示すグラフ。

【図 2 7】第 3 の実施の形態に係る、回転自走式内視鏡システムのシステム構成を示すブロック図。

【図 2 8】同、第 1 センサの構成、及び配置位置を示す断面図。

【図 2 9】同、第 2 センサの構成、及び配置位置を示す部分的な断面図。

【図 3 0】同、第 1、第 2 センサからの検出信号の一例を比較した矩形波を示すグラフ。

20

【図 3 1】同、第 1、第 2 センサからの検出信号の図 2 9 とは別の一例を比較した矩形波を示すグラフ。

【図 3 2】同、制御装置が行う制御フローチャート。

【図 3 3】第 4 の実施の形態に係る、回転自走式内視鏡システムのシステム構成を示すブロック図。

【図 3 4】同、回転自走式内視鏡の先端部の構成を示す部分断面図。

【図 3 5】同、力覚センサ部の構成を示す斜視図。

【図 3 6】変形例を示す力覚センサ部の構成を示す斜視図。

【図 3 7】回転筒体の基端にトルクチューブが設けられた挿入部本体を説明するためのブロック図。

30

【符号の説明】

【 0 2 4 3 】

1・・・回転自走式内視鏡システム

2・・・回転自走式内視鏡

3・・・制御装置

4・・・モニタ

5・・・吸引器

6・・・収納ケース付内視鏡挿入部

7・・・操作部

8・・・先端部

40

9・・・湾曲部

1 0・・・挿入部本体

1 1・・・挿入補助具

1 1 a・・・通信ケーブル

1 2・・・収納ケース本体

1 5・・・コネクタカバー

1 6・・・モータボックス

2 5・・・フットスイッチ

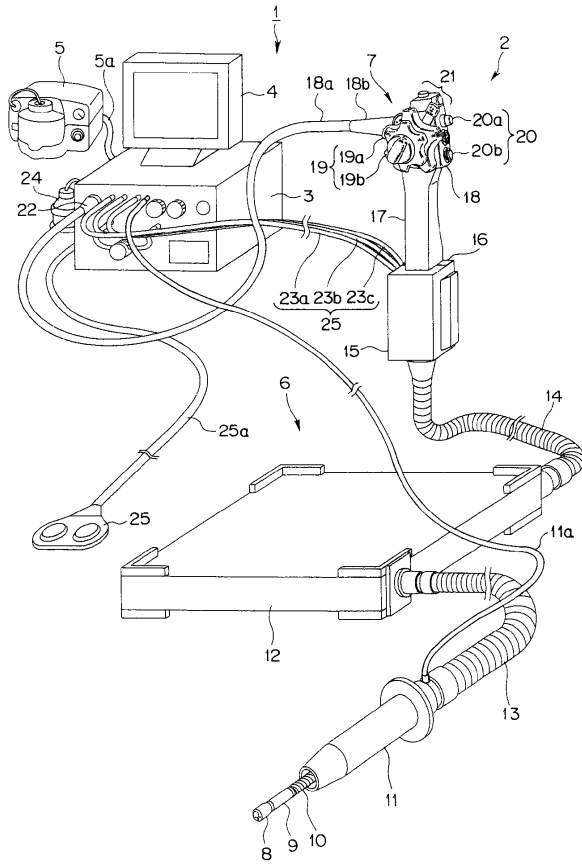
5 1・・・回転筒体

5 1 a・・・螺旋形状部

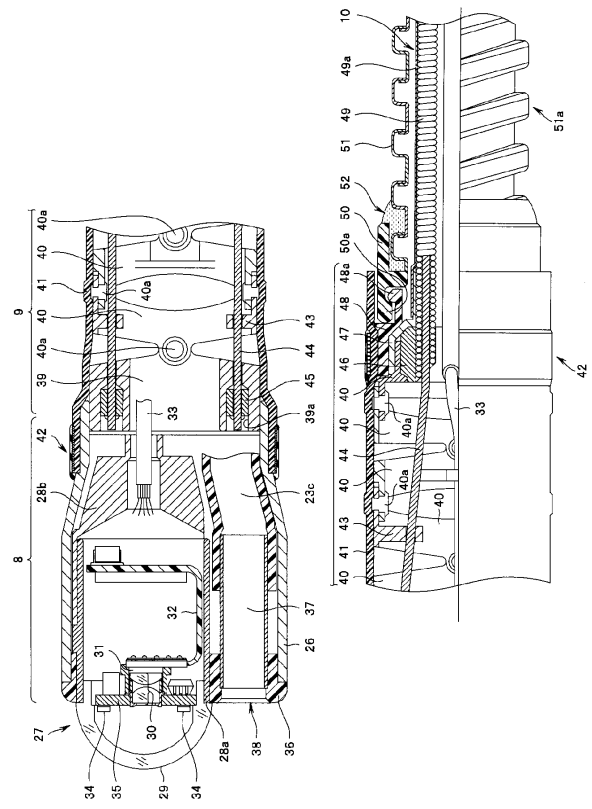
50

5 9 . . .	モータ	
6 5 . . .	フォトリフレクタ	
6 6 . . .	回転制御装置	
6 7 . . .	モータドライバ	
6 8 . . .	トルク変化検出装置	
6 9 . . .	画像処理装置	
7 0 . . .	ブザー	
7 1 . . .	入力装置	
7 2 . . .	表示装置	
7 3 . . .	ブザー	10
7 4 . . .	リング	
7 5 . . .	ホールセンサ	
7 6 . . .	永久磁石	
8 5 . . .	第 1 センサ	
8 6 . . .	第 2 センサ	
8 7 . . .	コンパレータ	
8 8 . . .	反射面	
8 9 . . .	永久磁石	
9 1 . . .	力覚センサ部	
9 1 a . . .	力覚構造部	20
9 1 b . . .	弾性部材	
9 1 A . . .	力覚構造部	
9 2 . . .	第 1 力覚センサ	
9 3 . . .	第 2 力覚センサ	
9 4 . . .	力覚検出装置	
9 7 . . .	溝部	
9 8 . . .	第 1 センサ	
9 9 . . .	第 2 センサ	

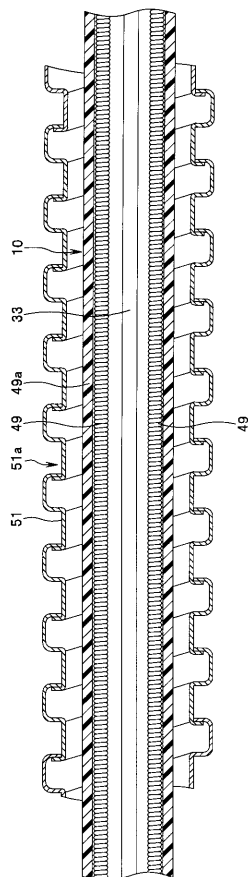
【図 1】



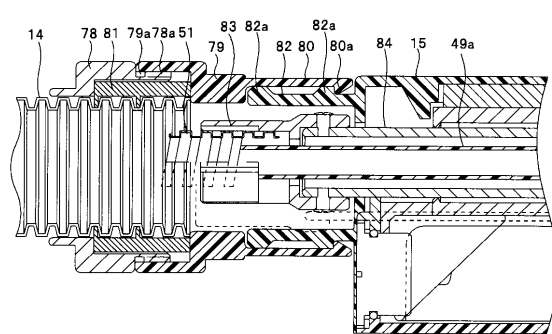
【図 2】



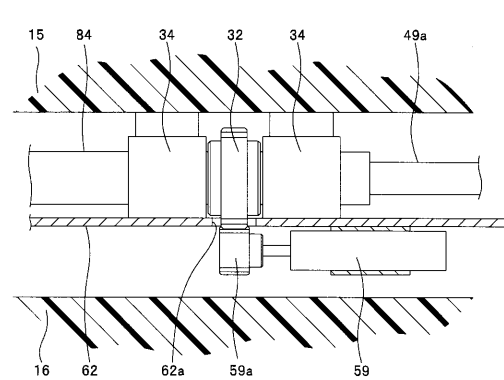
【図 3】



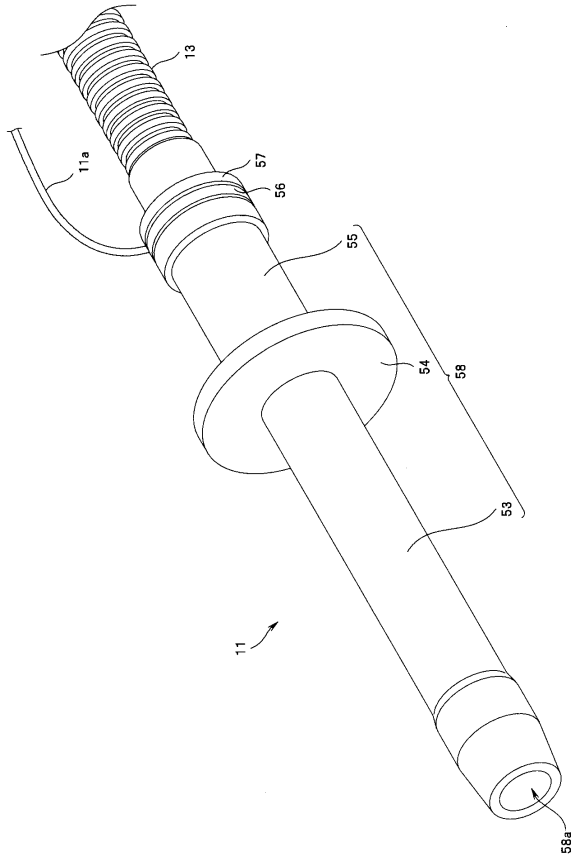
【図 4】



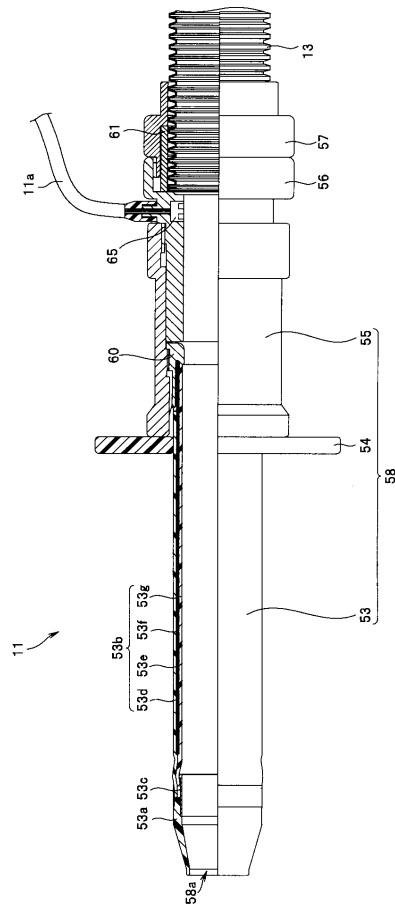
【図 5】



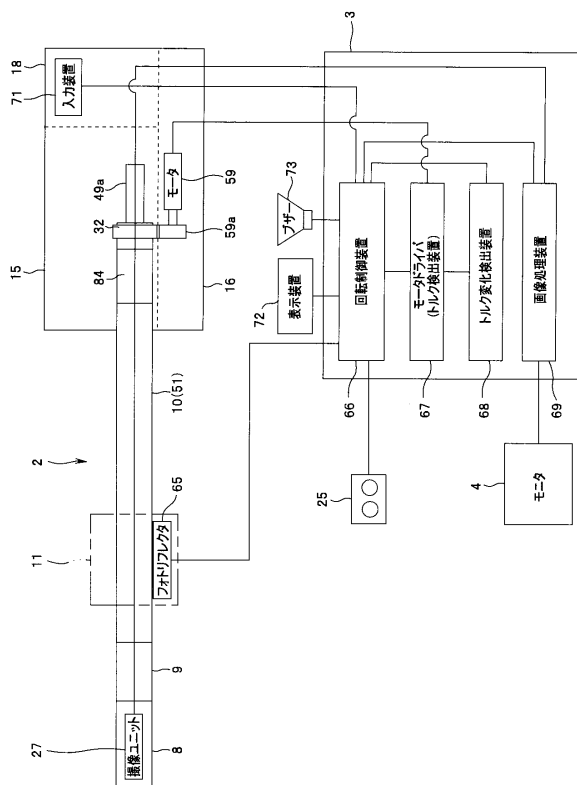
【 図 6 】



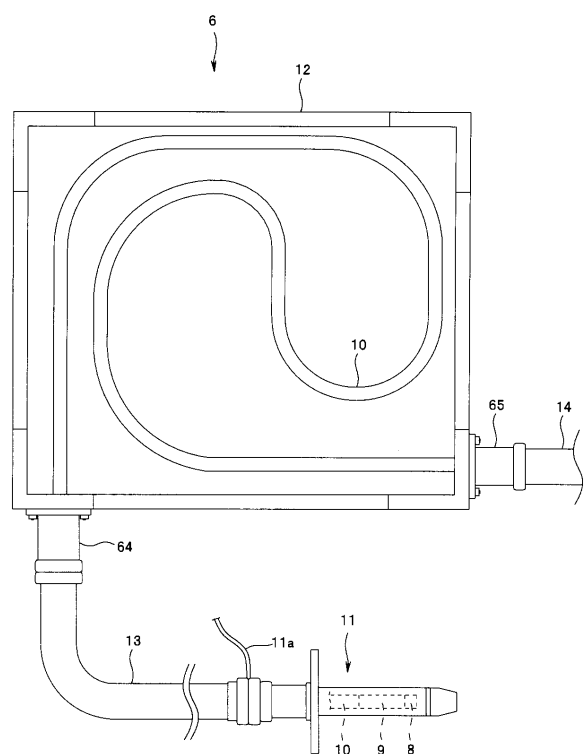
【圖 7】



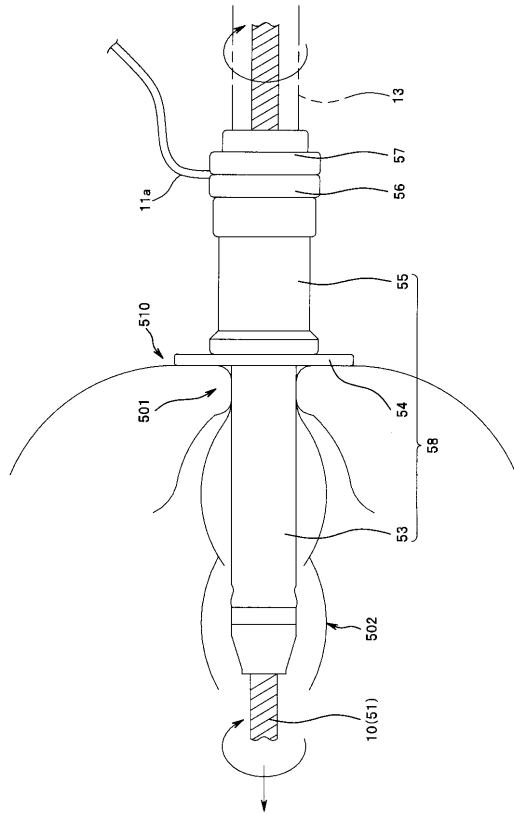
【圖 8】



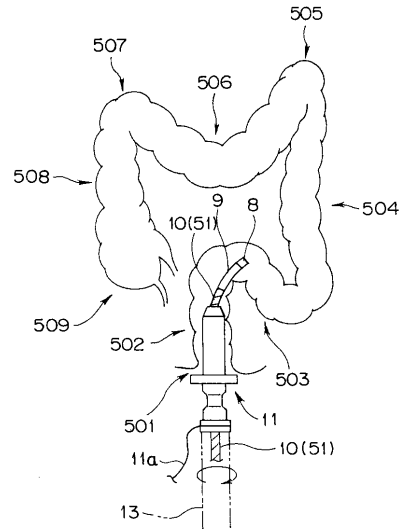
【圖 9】



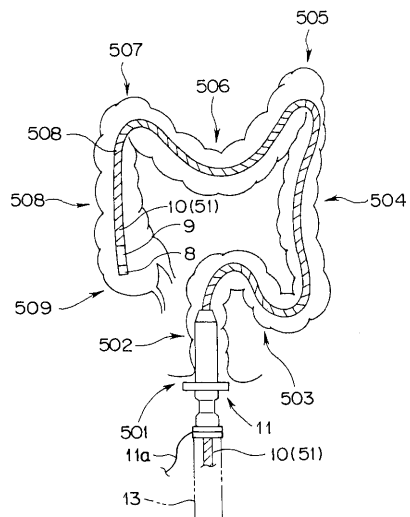
【図 10】



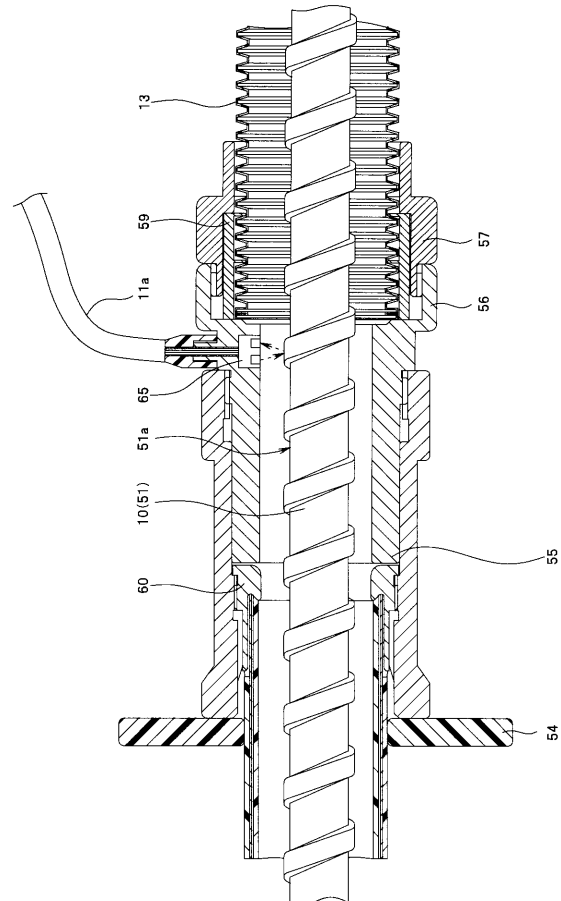
【図 11】



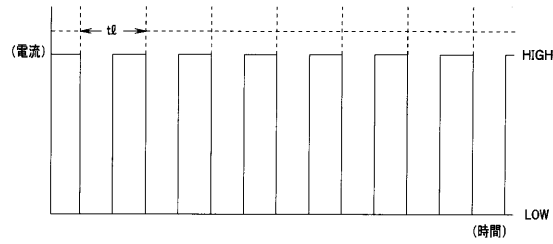
【図 12】



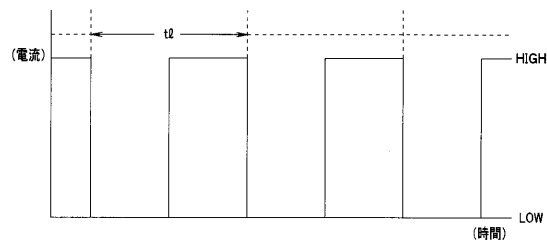
【図 13】



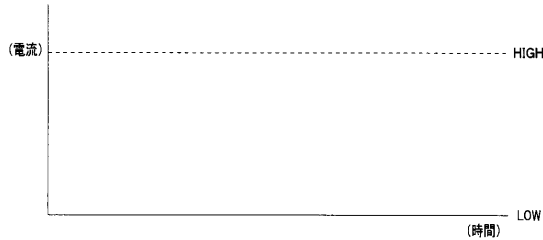
【図 14】



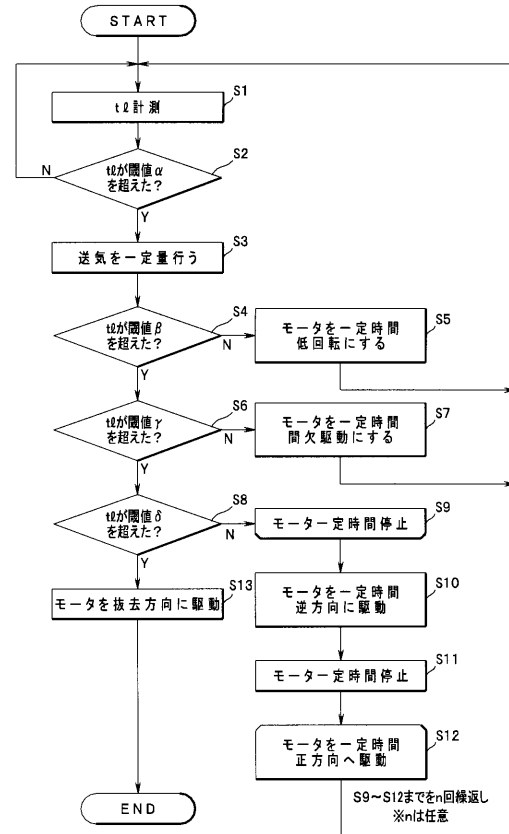
【図 15】



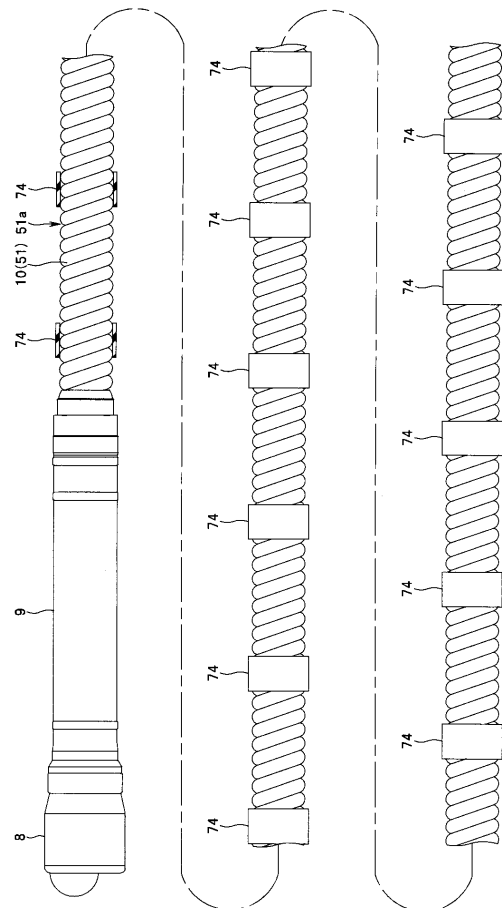
【図 16】



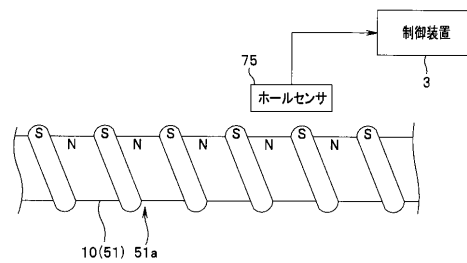
【図 17】



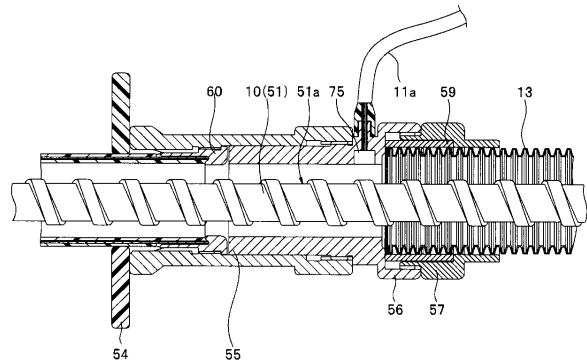
【図 18】



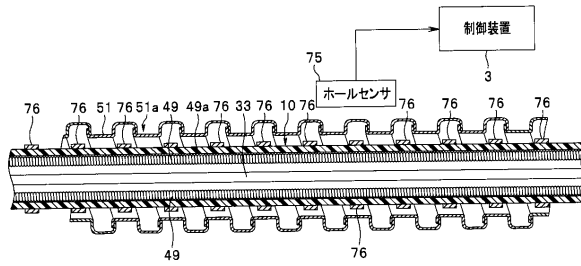
【図 19】



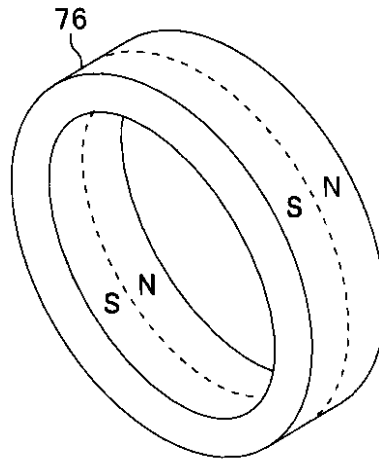
【図 20】



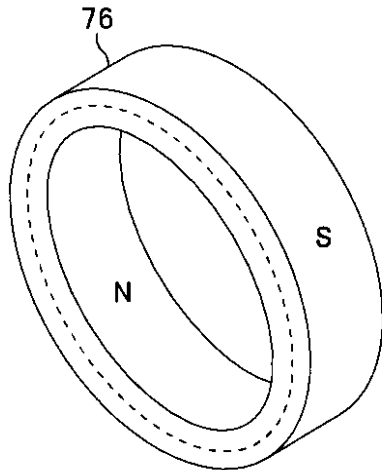
【 図 2 1 】



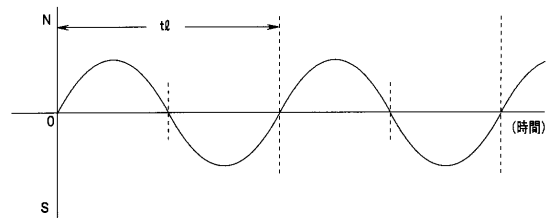
【 図 2 3 】



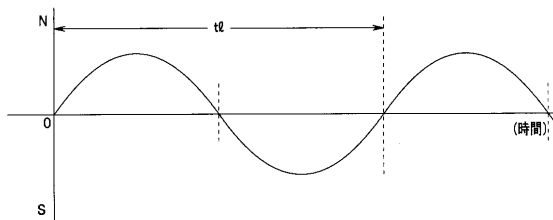
【 図 2 2 】



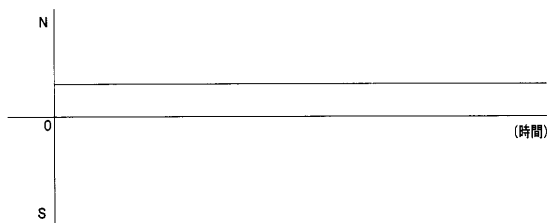
【 図 2 4 】



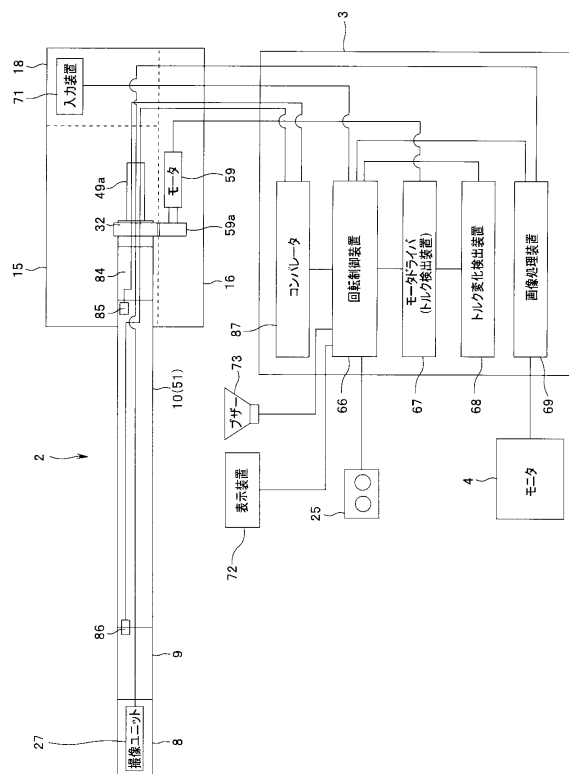
【 図 2 5 】



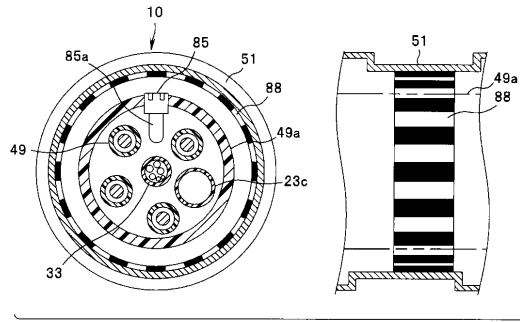
【 図 2 6 】



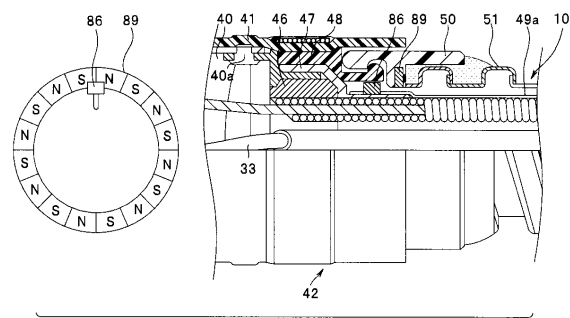
【圖 27】



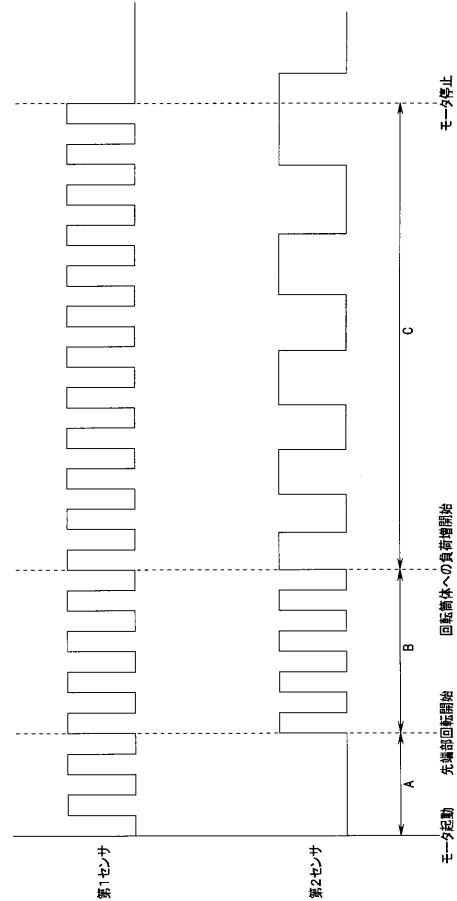
【図 28】



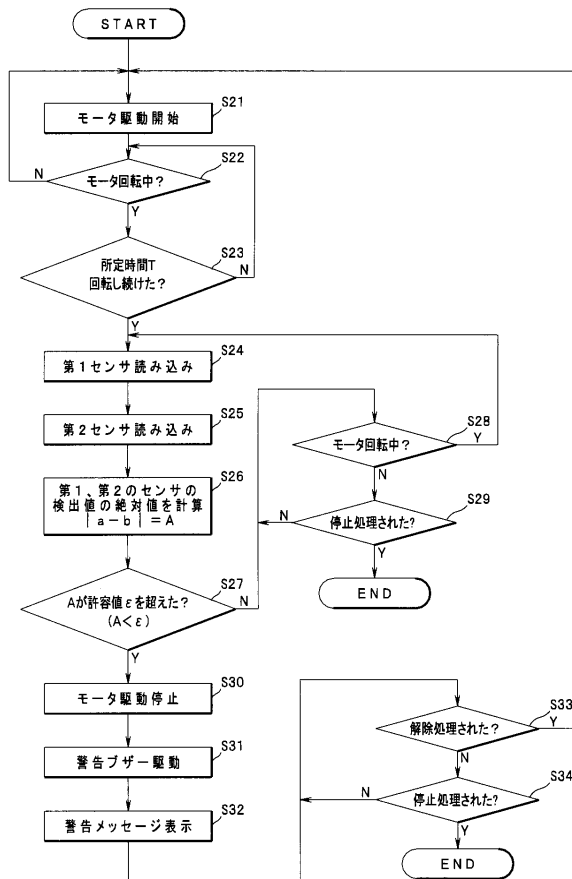
【図 29】



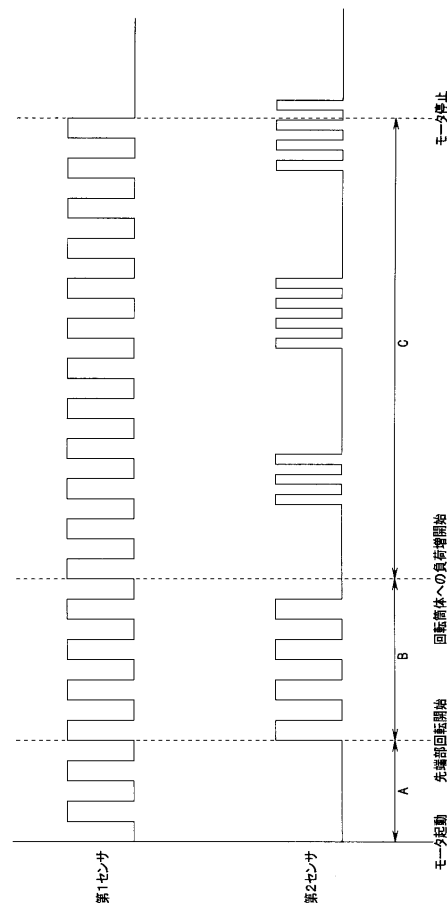
【図 30】



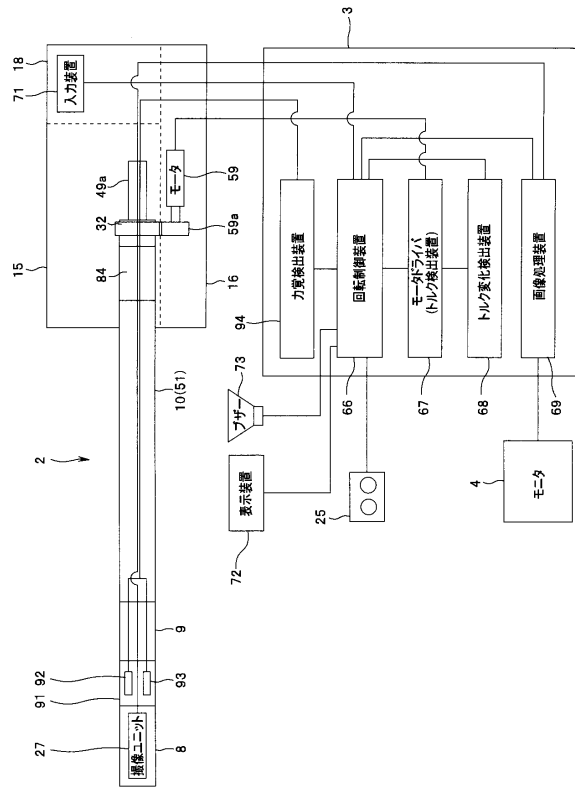
【図 31】



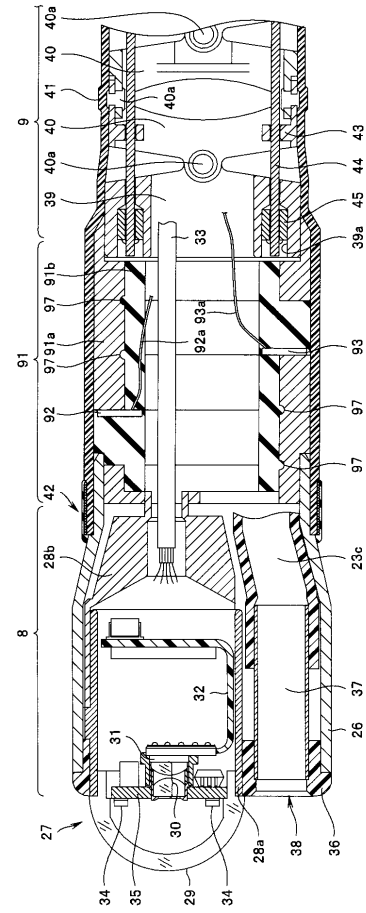
【図 32】



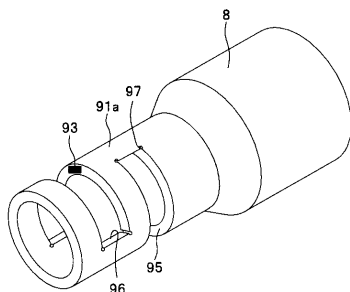
【 図 3 3 】



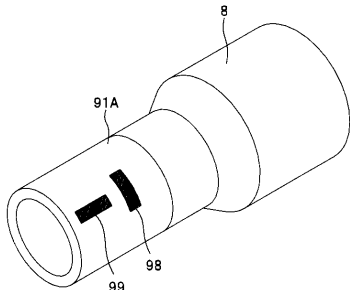
【 図 3 4 】



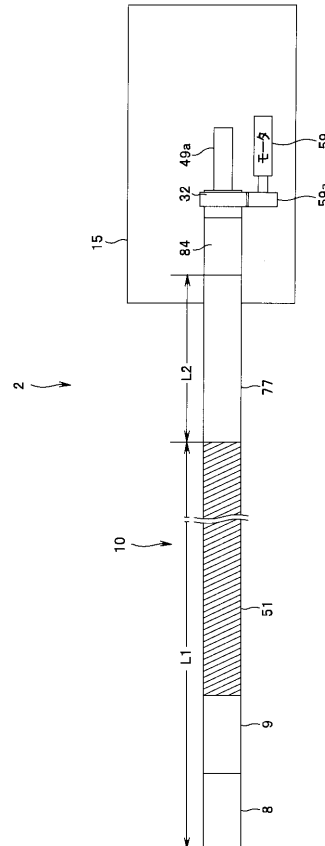
【 図 3 5 】



【 図 3 6 】



【 図 3 7 】



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 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2006-034627(JP,A)

国際公開第2005/110191(WO,A1)

特開昭63-023636(JP,A)

実開昭57-097503(JP,U)

国際公開第2004/084702(WO,A2)

特開2005-185308(JP,A)

特開昭61-203934(JP,A)

特開昭56-158635(JP,A)

特開平06-304127(JP,A)

特開平11-281897(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

G02B 23/24

专利名称(译)	旋转式自行式内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5284570B2	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	JP2006155164	申请日	2006-06-02
[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	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		
CPC分类号	A61B1/0016		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.612		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA17 2H040/DA43 2H040/DA55 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF26 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF26 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ11 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2007319547A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种旋转式自走式内窥镜设备，可以防止插入部分和设备的损坏，并具有稳定的插入和移除能力提供一种具有旋转式自推进内窥镜系统的旋转式自推进式内窥镜系统。 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形部分51a，并具有可绕长轴旋转的螺旋管51，提供用于围绕纵轴施加旋转驱动力的驱动单元59，用于检测螺旋管的旋转驱动状态的检测装置65（75），以及检测装置的检测结果，并且基于检测结果，以及控制驱动单元的控制器。 .The 13

【 图 5 】

