

(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2008-194179

(P2008-194179A)

(43) 公開日 平成20年8月28日(2008.8.28)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)F1
A61B 1/00 320Bテーマコード(参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-31161 (P2007-31161)
(22) 出願日 平成19年2月9日(2007.2.9)(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
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 尾本 恵二郎
長野県上伊那郡辰野町伊那富6666 オ
リンパスオプトテクノロジー株式会社内
(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
Fターム(参考) 4C061 AA04 CC06 GG22 HH02 HH04
JJ17 LL02

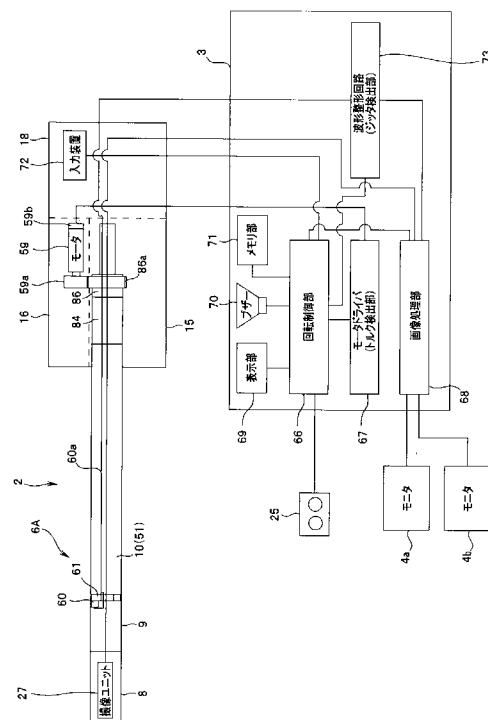
(54) 【発明の名称】 回転自走式内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】トルクセンサ以外に挿入部の捻れ量を検出する検出部を設けて、トルク検出結果と捻れ検出結果との少なくとも一方に基づいて回転筒体の駆動制御を行うことを可能にして、挿入部の挿入性を向上させる。

【解決手段】本発明の回転自走式内視鏡システム1には、モータ59と、モータエンコーダ59bと、センサ60及び永久磁石61と、回転制御部66とが設けられている。この回転制御部66は、モータエンコーダ59bによる検出結果と予め設定されたトルク閾値とで比較を行うトルク判定部(ステップS2、9)と、モータエンコーダ59b及びセンサ60を介する波形整形回路73によるそれぞれの検出結果を用いて求めた捻れ量と予め設定された捻れ閾値とで比較を行う捻れ判定部(ステップS3、8)とを有し、トルク判定結果と捻れ判定部による捻れ判定結果との少なくとも一方に基づいてモータ59を制御する。

【選択図】図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像手段を有する先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体と、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、

前記回転筒体に軸周りに回転駆動力を与える駆動部と、

前記回転筒体の前記駆動部側基端部の回転駆動状態を検出する第 1 の検出部と、

前記回転筒体の先端部の回転駆動状態を検出する第 2 の検出部と、

前記第 1 の検出部による検出結果と予め設定された前記回転筒体のトルクを制御するためのトルク閾値とで比較を行うトルク判定部と、前記第 1 の検出部及び前記第 2 の検出部によるそれぞれの検出結果を用いて前記回転筒体の捻れ量を求め、この求めた捻れ量と予め設定された前記回転筒体の捻れ閾値とで比較を行う捻れ判定部とを有し、前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との少なくとも一方に基づいて、前記駆動部を制御する制御部と、

を具備したことを特徴とする回転自走式内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記制御部は、

前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との双方に基づいて前記駆動部を制御する場合に、前記駆動部の駆動制御初期期間には前記トルク判定部によるトルク判定を優先して行い、前記駆動部の駆動制御後期期間には前記捻れ判定部による捻れ判定を優先して行うように制御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。

20

【請求項 3】

前記駆動部の駆動制御後期期間の前記トルク判定部及び前記捻れ判定部に用いられる前記トルク閾値及び前記捻れ閾値は、前記駆動部の駆動制御初期期間に用いられる前記トルク閾値及び前記捻れ閾値よりも大きく設定されていることを特徴とする請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項 4】

前記制御部は、

前記駆動制御初期期間の前記トルク判定部及び前記捻れ判定部によるそれぞれの判定結果が共に前記トルク閾値及び前記捻れ閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を停止、逆回転、停止、正回転させるように前記駆動部を制御し、

30

前記駆動制御後期期間の前記捻れ判定部及び前記トルク判定部によるそれぞれの判定結果が共に、前記駆動制御初期期間よりも大きな前記捻れ閾値及び前記トルク閾値を超えた場合には、前記回転筒体の回転を自動的に停止させるように前記駆動部を制御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】

前記第 1 の検出部は、前記駆動部に設けて前記駆動部の回転数を第 1 のパルス信号として検出するエンコーダを有し、

前記第 2 の検出部は、前記回転筒体の先端部の内周に沿って設けられた磁性部と、この磁性部と対向配置されるように前記挿入本体に設けられ、前記磁性部が回転によって通過することで前記回転筒体の前記先端部の回転数を第 2 のパルス信号として検出するセンサとを有するものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 つに記載の回転自走式内視鏡システム。

40

【請求項 6】

前記制御部の前記捻れ判定部は、前記第 1 の検出部からの第 1 のパルス信号と前記第 2 の検出部からの第 2 のパルス信号との位相差を、前記回転筒体の捻れ量として求めて捻れ判定を行う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】

前記制御部は、

50

前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との少なくとも一方の判定結果が、予め設定された前記トルク値及び前記捻れ閾値を超えたものと判定された場合には、前記挿入部の前記先端部から送気又は送水可能に設けられた送気・送水手段の実行を告知させるように表示手段の表示制御を行う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 8】

前記制御部は、

前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との少なくとも一方の判定結果を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 7 に記載の回転自走式内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【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。

20

【0003】

前記内視鏡は、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。そして、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。

【0004】

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れがあった。

30

【0005】

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、特許文献 1 には、体腔内管路の深部まで容易に、且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開示されている。

【0006】

この特許文献 1 に記載の推進装置では、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。このため、この推進装置は、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、深部方向に移動される。このことにより、前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。

40

【0007】

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、前記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。この種の従来の回転自走式内視鏡装置は、例えば、特許文献 2 に記載されているように、前記回転筒体を回転駆動制御する回転駆動制御手段を有し、この回転駆動制御手段に

50

含まれるモータのトルクを検出するトルクセンサからのトルク検出結果に基づいて、前記回転筒体の回転駆動を制御するようにしている。

【特許文献１】特開平１０－１１３３９６号公報

【特許文献２】特開２００６－３４６２７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかしながら、前記従来の回転自走式内視鏡では、前記回転筒体を回転駆動制御するための制御情報は、モータのトルクを検出するトルクセンサからのトルク検出結果を用いているため、前記回転筒体の回転時において、外周面がどの部位の体腔壁とで摩擦力（抵抗

10

【０００９】

そこで、本発明は前記事情に鑑みてなされたもので、トルクセンサ以外に挿入部の捻れ量を検出する検出部を設けて、トルク検出結果と捻れ検出結果との少なくとも一方に基づいて回転筒体の駆動制御を行うことを可能にして、挿入部の挿入性を向上させることのできる回転自走式内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

20

【００１０】

本発明の回転自走式内視鏡システムは、撮像手段を有する先端硬性部が先端部に配設され、体腔内に挿入される可撓性を有する挿入部本体と、前記挿入部本体に回転可能に外嵌し、螺旋状の凹凸により螺旋形状部が形成された回転筒体とを有する挿入部と、前記回転筒体に軸周りに回転駆動力を与える駆動部と、前記回転筒体の前記駆動部側基端部の回転駆動状態を検出する第１の検出部と、前記回転筒体の先端部の回転駆動状態を検出する第２の検出部と、前記第１の検出部による検出結果と予め設定された前記回転筒体のトルクを制御するためのトルク閾値とで比較を行うトルク判定部と、前記第１の検出部及び前記第２の検出部によるそれぞれの検出結果を用いて前記回転筒体の捻れ量を求め、この求めた捻れ量と予め設定された前記回転筒体の捻れ閾値とで比較を行う捻れ判定部とを有し、

30

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、トルクセンサ以外に挿入部の捻れ量を検出する検出部を設けて、トルク検出結果と捻れ量の検出結果との少なくとも一方に基づいて回転筒体の駆動制御を行うことを可能にして、挿入部の挿入性を向上させることができる。

【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。

40

【００１３】

（実施例１）

図１から図１６は本発明の実施例１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、及び回転筒体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は第２の検出部を構成するセンサ及び永久磁石を設けた内視鏡の先端部、湾曲部、及び回転筒体の一部の外観を示す斜視図、図６は図５のセンサ及び永久磁石の配置位置を示す部分的な断面図、図７は図５のセンサ及び永久磁石の構成を示す図、図８は図５のセンサ及び永久磁石を含む制御手段の主要部の電氣的な構成を示すブロック図、図９は回転自走式内視鏡システムの電氣的な全体構成

50

を示すブロック図、図 10 は図 1 の収納ケースを示す上面図、図 11 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 12 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 13 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 14 から図 16 は実施例 1 の作用を説明するためのもので、図 14 は挿入部と体壁との摩擦が大きな異常時のジッタ検出部による検出波形を示す波形図、図 15 は挿入部の先端部と基端部との捻れ状態を説明するためのモータエンコーダの出力波形とジッタ検出部の出力波形とを示す波形図、図 16 は制御装置内の回転制御部による制御例を示すフローチャート、である。

【0014】

先ず、図 1 を参照しながら、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）1 は、回転自走式内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2 と、制御装置 3 と、モニタ 4 と、吸引器 5 とを有している。

10

【0015】

内視鏡 2 は、収納ケース付内視鏡挿入部（以下、単に収納ケース付挿入部と略記）6 と、操作部 7 とを有している。

収納ケース付挿入部 6 は、挿入部 6 A と、挿入部収納ケース（以下、単に収納ケースと略記）12 とを有し、先端から順に、挿入部 6 A を構成する先端硬性部（以下、単に先端部と略記）8 と、湾曲部 9 と、挿入部本体 10 を内側に設けた回転筒体 51 と、収納ケースを構成する挿入補助具 11 と、収納ケース 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、を有して構成されている。

20

尚、収納ケース付挿入部 6 は、挿入部 6 A が、所定機能を実行操作するための操作部 7 へ着脱可能に構成されている。

【0016】

操作部 7 は、収納ケース付挿入部 6 の一部を構成するコネクタカバー 15 が着脱自在であり、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 とを有している。

30

【0017】

主操作部 18 には、挿入部 6 A 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。

【0018】

湾曲操作ノブ 19 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 18 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 18 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 19 a と、この U / D 用湾曲操作ノブ 19 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 19 b と、を有している。

40

【0019】

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 に接続されている。

【0020】

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ときに操作する送気 / 送水ボタン 20 a

50

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 20 b と、を有している。

【0021】

モータボックス 16 に着脱されるコネクタカバー 15 からは、挿入部 6 A 内に挿通された 3 本のチューブ 23 が延出している。これら 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 を有している。これら 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 の前面部の所定の位置で接続されている。

【0022】

制御装置 3 には、送水タンク 24 が設けられている。この送水タンク 24 内には、滅菌水が貯留されている。滅菌水は、主操作部 18 の送気 / 送水ボタン 20 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 23 b に送液され、内視鏡 2 の先端部 8 から噴出する。

10

【0023】

尚、送気用チューブ 23 a には、主操作部 18 の送気 / 送水ボタン 20 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。

【0024】

また、吸引ボタン 20 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 23 c を介して、制御装置 3 から吸引器 5 に送り込まれる。

20

尚、本実施例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。

【0025】

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 6 A を所定の方向へ回転 / 停止操作するためのスイッチである。尚、この挿入部 6 A 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 6 A 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 6 A に回転力を付与するモータ（図 9 参照）が内蔵されている。

30

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したり、或いは後述する挿入部 6 A の第 1 の検出部（60、61）を介して捻り量検出部である波形整形回路 73 により得られた波形等を表示する。尚、制御装置 3 の具体的な構成については後述する。

【0027】

次に、図 2 を参照しながら、内視鏡 2 の収納ケース付挿入部 6 の一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。

【0028】

40

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 とを有している。

【0029】

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。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 C C D (Char

50

ge Coupled Devices)、C M O S (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とが配設される。

【0030】

このFPC32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。

【0031】

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部材35には、照明部材である複数のLED34が対物レンズ群30を囲むように配設されている。尚、板部材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、板部材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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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、前記した保持環28aと本体環26との間にできる隙間を利用して、送気/送水用チューブ23a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。

【0035】

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(湾曲節輪ともいう)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。

【0036】

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)が挿通されている。

【0037】

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。

【0038】

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点において保持固定されている。

【0039】

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

10

20

30

40

50

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、図示しないワイヤ留めが設けられている。各湾曲操作ワイヤ４４のワイヤ留めは、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連結部材に夫々が対応して連結される。

【００４０】

連結部材は、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が回転操作されると、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４４が交互に牽引又は弛緩されるようになっている。

【００４１】

したがって、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が対応して回転する。こうして、湾曲部９が上述した４方向へ湾曲操作される。

【００４２】

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回転筒体を回転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、前記した湾曲外皮４１は、第３口金４８とも糸巻き接着部４２により、固着されている。

また、前記した湾曲操作ワイヤ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にロー付けなどで固定されている。尚、本実施例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。

【００４３】

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。

【００４４】

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、本実施例の内視鏡２は、湾曲部９を備えているものに限定せず、前記湾曲部９を備えていないものでも、勿論、適用可能である。

【００４５】

次に、挿入部６Ａの挿入部本体１０及び回転筒体５１について説明する。

挿入部６Ａは、挿入部本体１０と、回転筒体５１とを有している。

挿入部本体１０内には、前記した内層チューブ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。この内層チューブ４９ａは、内部の各構成要素である内蔵物を保護している。

【００４６】

回転筒体５１は、先端部分に連結用の合成樹脂からなる口金５０を有し、先端部分が接着材５２により固着されている。

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、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。

【００４７】

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部材を螺旋状に巻回し、可撓性を備えた筒体である。この回転筒体

10

20

30

40

50

５１は、前記した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。

【００４８】

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、板部材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。

【００４９】

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。

10

【００５０】

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６Ａ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。

尚、回転筒体５１は、操作部７のモータボックス１６（図１参照）に配設されたモータ（図９参照）により回転駆動力が与えられるようになっている。

【００５１】

この場合、本実施例では、モータ５９（図９参照）の回転駆動力を回転筒体５１の基端側に伝達させて、回転筒体５１を回転させるように構成しているがこれに限定されることはない。例えば、モータ５９（図９参照）の回転駆動力を回転筒体５１の中間に伝達させて回転筒体全体を回転させても構わないし、回転筒体５１の先端部に伝達させて回転筒体５１を回転させるような構成であっても良い。

20

【００５２】

また、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。

【００５３】

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。

30

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。

図４に示すように、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。

【００５４】

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。

40

【００５５】

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。

【００５６】

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８

50

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、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。

【0057】

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。

【0058】

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。

10

【0059】

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、スライド筒 8 4 内に嵌挿されている。スライド筒 8 4 には、雄ねじ 8 5 の頭部が嵌るような長孔 8 4 a が上下に対称的に 2 つ形成されている。

【0060】

基端側口金 8 3 は、スライド筒 8 4 の長孔 8 4 a に対応した位置に雌ねじ部 8 3 b が形成されており、この雌ねじ部 8 3 b に雄ねじ 8 5 が螺合されるようになっている。スライド筒 8 4 の基端側は、回転軸 8 6 の先端部分と固定螺子 8 7 により接続されている。また、回転軸 8 6 は、図示しないがコネクタカバー 1 5 内で回転支持されている。

20

【0061】

尚、コネクタカバー 1 5 がモータボックス 1 6 (図 1 参照) と連結されている状態において、図 9 に示すように回転軸 8 6 が設けられる挿入部側ギア 8 6 a と、モータボックス 1 6 に設けられる、モータ 5 9 のモータギア 5 9 a とが噛合する。そして、モータ 5 9 の駆動力が各ギアに伝達されて、回転軸 8 6、及び基端側口金 8 3 を介して、回転筒体 5 1 が軸回りに回転する。

【0062】

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。

30

【0063】

次に、図 11 を参照しながら、挿入補助具 11 について説明する。

図 11 に示すように、前記構成の挿入部 6 A が挿通される挿入補助具 11 は、筒状の挿入管 5 3、外向フランジとなりドーナツ円盤状の当接部 5 4、及び保持管 5 5 からなる補助具挿入部 5 8 と、先端側案内管 1 3 を接続する 2 つの接続環 5 6、5 7 とを有して構成されている。

【0064】

保持管 5 5 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、プラスチックなどを用いて構成される硬質な筒体でも良い) である。この保持環 5 5 には、基端側の内周面に雄螺子部が形成されている。

40

【0065】

第 1 固定環 5 6 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、プラスチックなどを用いて構成される硬質な筒体でも良い) である。この第 1 固定環 5 6 には、外周面に雄螺子部、及び内周面側に雌螺子部が形成されている。

【0066】

第 2 固定環 5 7 は、外周部分が二段階に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、プラスチックなどを用いて構成される硬質な筒体でも良い) である。

50

この第 2 固定環 5 7 には、外周面に雄螺子部が形成されている。

【 0 0 6 7 】

次に、実施例 1 の特徴となる主要部の構成について、図 2 及び図 5 から図 8 を参照しながら説明する。

本実施例では、図 2 及び図 5 に示すように、回転筒体 5 1 と湾曲部 9 とを連結する連結部内に、第 2 の検出部を構成する、センサ 6 0、及び 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 6 1 を設けている。

【 0 0 6 8 】

センサ 6 0 は、図 2 及び図 6 に示すように、第 2 口金 4 7 と、第 3 口金 4 8 の突起部 4 8 a との間に固定されている。そして、このセンサ 6 0 には、図 5 に示すように、信号線 6 0 a が電氣的な接続されている。この信号線 6 0 a は、挿入部 6 A 内に挿通されて、基端部が図 8 に示すジッタ検出部（捻れ量検出部ともいう）を構成する波形整形回路 7 3 に電氣的に接続される。

【 0 0 6 9 】

尚、センサ 6 0 は、回転しない湾曲部 9 内の第 2 口金 4 7 と第 3 口金 4 8 の突起部 4 8 a との間に固定されているので、回転筒体 5 1 が回転した場合でも回転することはない。

一方、永久磁石 6 1 は、図 2 及び図 6 に示すように、回転筒体 5 1 の先端部に固着されている口金 5 0 の内周面側の、センサ 6 0 と対向配置する位置に固定されている。

尚、永久磁石 6 1 は、回転する回転筒体 5 1 の口金 5 0 の内周面側に固定されているので、回転筒体 5 1 の回転動作に同期して回転するようになっている。

【 0 0 7 0 】

センサ 6 0 は、例えばフォトリフレクタなどのホール素子であり、回転する永久磁石 6 1 の S / N 極を検出し、検出した検出信号を信号線 6 0 a を介して図 8 及び図 9 に示すジッタ検出部を構成する波形整形回路 7 3 に出力する。この場合、センサ 6 0 は、例えば正弦波に近い状態のアナログパルス信号を検出信号として出力する。

【 0 0 7 1 】

波形整形回路 7 3 は、供給された検出信号に、波形整形処理を施して矩形波状のパルス信号を生成し、生成したパルス信号を図 8 及び図 9 に示す回転制御部 6 6 及び画像処理部 6 8 に出力する。すなわち、この波形整形回路 7 3 の出力パルス信号は、図 1 4 又は図 1 5 に示すような挿入部 6 A の先端部 8 の先端パルス波形として得ることができるようになっている。

【 0 0 7 2 】

画像処理部 6 8 は、回転制御部 6 6 による制御によって、供給されたパルス信号に信号処理を施して波形表示用モニタ 4 b に出力する。波形表示用モニタ 4 b は、供給された先端パルス波形又は後述するがモータエンコーダ波形を表示することにより、例えば術者に対して挿入部 6 A の回転駆動状態を知らしめることができるようになっている。

【 0 0 7 3 】

回転制御部 6 6 は、後述するトルク判定部及び捻れ判定部によって、前記波形整形回路 7 3 からのパルス信号（第 2 のパルス信号）と、後述する第 1 の検出部を構成するモータエンコーダ 5 9 b を介してトルク検出部を構成するモータドライバ 6 7 からのパルス信号（第 1 のパルス信号）とを用いて、それぞれの判定を行い、少なくとも一方の判定結果に基づき、駆動部を構成するモータドライバ 6 7 を制御して、回転筒体 5 1 の回転動作を制御する。回転制御部 6 6 の前記トルク判定部及び捻れ判定部の構成については、後述する。尚、前記第 2 の検出部として、センサ 6 0 及び永久磁石 6 1 を用いた構成について説明したが、これに限定されるものではなく、例えば先端部 8 に対して回転筒体 5 1 の回転パルス信号が得られるもので第 2 の検出部を構成しても良い。

【 0 0 7 4 】

次に、このような主要部を含む本実施例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 の全体的な電氣的構成について、図 9 を参照しながら説明する。

前記したように、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

10

20

30

40

50

的に接続される。本実施例の内視鏡 2 は、前記したように先端部 8 内に撮像ユニット 27 が内蔵されている。また、内視鏡 2 のモータボックス 16 には、挿入部本体 10 に外挿する回転筒体 51 をギヤにより回転させるモータ 59 が内蔵されている。

【0075】

このモータ 59 の回転軸には、第 1 の検出部を構成するモータエンコーダ 59b が設けられている。このモータエンコーダ 59b は、モータ 59 の回転駆動状態を検出し、検出信号を、トルク検出部を構成するモータドライバ 67 に矩形波として出力する。

【0076】

また、操作部 7 の主操作部 18 には、モータ 59 を回転 / 停止させるための入力部 72 が内蔵されている。

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。

具体的には、制御装置 3 は、回転制御部 66 と、トルク検出部であるモータドライバ 67 と、波形表示用モニタ 4b に画像信号を出力する画像処理部 68 と、各種動作状態等を表示可能な警告ランプ、液晶モニタなどの表示部 69 と、警報部であるブザー 70 と、トルク判定及び捻れ判定を行うのに必要なトルク閾値及び捻れ閾値等の閾値を格納している記憶手段としてのメモリ部 71 と、ジッタ検出部である波形整形回路 73 と、を有している。

【0077】

先端部 8 の撮像ユニット 27 は、画像処理部 68 と電氣的に接続されている。画像処理部 68 は、回転制御部 66 と電氣的に接続されている。この画像処理部 68 は、撮像ユニット 27 からの画像信号が入力され、内視鏡画像用モニタ 4a へ画像信号を出力する。また、画像処理部 68 は、前記波形整形回路 73 からの矩形状のパルス信号が供給された場合には、このパルス信号に信号処理を施して、波形表示用モニタ 4b へ出力する。また、撮像ユニット 27 の各 LED 34 への電力は、画像処理部 68 を介して供給される。

【0078】

モータボックス 16 のモータ 59 は、モータドライバ 67 と電氣的に接続されている。このモータドライバ 67 は、回転制御部 66 と電氣的に接続されている。モータドライバ 67 は、モータエンコーダ 59b からのパルス信号を基に、モータ 59 のトルク（回転トルクともいう）を検出し、回転制御部 66 に検出信号であるパルス信号を出力すると共に、回転制御部 66 によってその駆動が制御されるようになっている。

【0079】

尚、モータエンコーダ 59b 及びモータドライバ 67 は、第 1 の検出部を構成し、センサ 60、永久磁石 61 及び波形整形回路 73 は、第 2 の検出部を構成している。また、前記回転制御部 66 は、トルク判定部及び捻れ判定部を有する制御部を構成している。

【0080】

挿入部 6A の湾曲部 9 と回転筒体 51 との連結部分に設けられたセンサ 60 は、回転する永久磁石 61 の S / N 極を検出し、検出した検出信号を信号線 60a を介してジッタ検出部を構成する波形整形回路 73 に出力する

波形整形回路 73 は、供給された検出信号に、波形整形処理を施して矩形波状のパルス信号を生成し、生成したパルス信号を回転制御部 66 及び画像処理部 68 に出力する。主操作部 18 の入力部 72、及び図 1 で説明したフットスイッチ 25 は、回転制御部 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、入力部 72、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。

【0081】

また、回転制御部 66 は、警告ランプ、液晶モニタなどの表示部 69、及びブザー 70 とともに電氣的に接続されて、これら表示部 69、及びブザー 70 を制御する。

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

10

20

30

40

50

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。

【００８２】

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。尚、螺旋形状部５１ａ内を挿通する内層チューブ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。

【００８３】

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と制御装置３とが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。

10

【００８４】

本実施例では、制御装置３内のメモリ部７１には、予め設定された、トルク判定及び捻れ判定を行うのに必要なトルク閾値及び捻れ閾値等の閾値を格納している。このメモリ部７１は、回転制御部６６によって、格納されている各閾値の読み出し、又は閾値の書き込みが制御されるようになっている。

【００８５】

回転制御部６６は、モータエンコーダ５９ｂによる検出結果（モータドライバ６７からの出力パルス信号）と予め設定された前記トルク閾値とで比較を行うトルク判定部（図１６に示すステップＳ２及びステップＳ９に相当）と、モータエンコーダ５９ｂ及びセンサ６０によるそれぞれの検出結果（モータドライバ６７及び波形整形回路７３の各出力パルス信号）を用いて前記回転筒体５１の捻れ量を求め、この求めた捻れ量と予め設定された前記捻れ閾値とで比較を行う捻れ判定部（図１６に示すステップＳ３及びステップＳ８に相当）とを有し、前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との少なくとも一方に基づいて、モータ５９を駆動させるモータドライバ６７を制御するようになっている。

20

【００８６】

次に、このような制御が可能な回転制御部６６を有する回転自走式内視鏡システム１の使用例を説明する。尚、以下の説明において、図１０～図１３を参照しながら大腸内視鏡検査を例に挙げて説明する。

30

【００８７】

いま、内視鏡システム１を用いて、例えば大腸検査を行うものとする。このとき、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。尚、挿入部６Ａは、収納ケース１２内において、図１０に示すような曲線を描いて撓んだ状態で収容されている。

【００８８】

挿入補助具１１は、図１１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をテーブルなどで患者の臀部５１０へ固定する。

40

【００８９】

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。

【００９０】

尚、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（図１０参照）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

50

うに構成してもよい。

【0091】

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59を前記した足元操作、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11の矢印に示すような軸回りに所定の方

【0092】

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。

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（挿入部6A）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

10

【0093】

を介して、大腸内の深部に向かって進んでいく。

術者は、挿入部6A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6Aを大腸内の深部に向かって前進させることができる。

【0094】

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6Aは直腸502からS字状結腸503に向かって進んでいく。

20

【0095】

図12に示すように挿入部6A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、内視鏡画像用モニタ4a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を行う。

【0096】

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6A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6A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

【0097】

このため、挿入部6A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6A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、腸壁に沿ってスムーズに前進していく。

【0098】

挿入部6A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506との境界である脾湾曲505、横行結腸506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13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。

40

【0099】

この挿入操作の際、術者は、先端部8が各屈曲部（脾湾曲505、肝湾曲507）に到達したとき、前記と同じように、内視鏡画像用モニタ4a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を操作して、各部位の屈曲状態に合わせて、湾曲操作する。

【0100】

術者は、内視鏡画像用モニタ4a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、前記した足元操作、或いは手元操作により、一度、螺旋形状部5

50

1 a 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 2 5 の足元操作、或いは主操作部 1 8 の入力部 7 2 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。

【0101】

つまり、術者は、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 6 A を後進させながら大腸検査を行う。術者は、挿入部 6 A に手を触れずとも、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 6 A を後退させることができる。また、挿入部 6 A 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 5 1 a 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。

10

【0102】

術者は、挿入部 6 A 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 6 A を患者の肛門 5 0 1 より抜去して、大腸検査を終了する。このとき、挿入部 6 A は、案内管固定部材 6 4 内で後退力が与えられ、収納ケース 1 2 内に図 1 0 に示したような元の状態に湾曲しながら収納される。

【0103】

以上のように、術者は、本実施例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 6 A を容易に挿入でき内視鏡検査を行うことができる。

【0104】

ところで、このような体腔へ挿入部本体 1 0 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 5 1 との摩擦が増大し、回転筒体 5 1 の回転がし難くなる場合がある。

20

【0105】

このような場合、従来の回転自走式内視鏡では、回転筒体 5 1 を回転駆動制御するための制御情報は、モータ 5 9 のトルクを検出するモータエンコーダ 5 9 b (トルクセンサともいう)からのトルク検出結果を用いているため、回転筒体 5 1 の回転時において、外周面がどの部位の体腔壁とで摩擦力(抵抗力)が生じたのか、また、どれくらいの摩擦力が生じたのかを把握することができず、その結果、モータ 5 9 の回転数駆動動作、回転筒体 5 1 の正回転駆動又は逆回転駆動、及び停止動作といった大まかな駆動制御しか行うことができず、挿入部 6 A の挿入性を向上させることができない。

30

【0106】

そこで、本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 では、挿入部 6 A の挿入性を向上させるために、前記したようにモータエンコーダ 5 9 b 以外に挿入部 6 A の捻れ量を検出するためのセンサ 6 0 及び永久磁石 6 1 (第 2 の検出部を構成)を設けて、トルク検出結果と捻れ量の検出結果との少なくとも一方に基づいて回転筒体 5 1 の駆動制御を行うことを可能にしている。

【0107】

具体的には、回転制御部 6 6 は、モータエンコーダ 5 9 b による検出結果(モータドライバ 6 7 からの出力パルス信号)と予め設定された前記トルク閾値とで比較を行うトルク判定部(図 1 6 に示すステップ S 2 及びステップ S 9 に相当)と、モータエンコーダ 5 9 b 及びセンサ 6 0 によるそれぞれの検出結果(モータドライバ 6 7 及び波形整形回路 7 3 の各出力パルス信号)を用いて前記回転筒体 5 1 の捻れ量を求め、この求めた捻れ量と予め設定された前記捻れ閾値とで比較を行う捻れ判定部(図 1 6 に示すステップ S 3 及びステップ S 8 に相当)とを有し、前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との少なくとも一方に基づいて、モータ 5 9 を駆動させるようにモータドライバ 6 7 を制御する。

40

【0108】

この場合、回転制御部 6 6 は、前記トルク判定部によるトルク判定結果と前記捻れ判定部による捻れ判定結果との双方に基づいてモータドライバ 6 7 を制御する場合に、モータ 5 9 の駆動制御初期期間(例えば図 1 6 に示す 1 t h 期間に相当)にはトルク判定部によ

50

るトルク判定を優先して行い、モータ 59 の駆動制御後期期間（例えば図 16 に示す 3 t h 期間に相当）には捻れ判定部による捻れ判定を優先して行うように制御する。

【0109】

また、モータ 59 の駆動制御後期期間（例えば図 16 に示す 3 t h 期間に相当）のトルク判定部及び捻れ判定部に用いられるトルク閾値及び捻れ閾値は、モータ 59 の駆動制御初期期間（例えば図 16 に示す 1 t h 期間に相当）に用いられるトルク閾値及び捻れ閾値よりも大きく設定されている。

【0110】

そして、回転制御部 66 は、駆動制御初期期間（例えば図 16 に示す 1 t h 期間に相当）のトルク判定部及び捻れ判定部によるそれぞれの判定結果が共にトルク閾値及び捻れ閾値を超えた場合には、駆動制御中期期間（例えば図 16 に示す 2 t h 期間に相当）において、回転筒体 51 の回転を停止、逆回転、停止、正回転させるようにモータ 59 のモータドライバ 67 を制御する。

【0111】

一方、回転制御部 66 は、駆動制御後期期間（例えば図 16 に示す 3 t h 期間に相当）の捻れ判定部及びトルク判定部によるそれぞれの判定結果が共に、駆動制御初期期間（例えば図 16 に示す 1 t h 期間）よりも大きな捻れ閾値及びトルク閾値を超えた場合には、回転筒体 51 の回転を自動的に停止させるようにモータ 59 のモータドライバ 67 を制御するようになっている。

【0112】

このような制御装置 3 の回転制御部 66 による具体的な制御例を図 14 から図 16 を参照しながら説明する。

本実施例の回転自走式内視鏡システム 1 では、前記したように大腸内視鏡検査を行う場合に電源を投入すると、制御装置 3 の回転制御部 66 は、内部の図示しないメモリに格納された図 16 に示すプログラムを読み出して実行する。つまり、回転自走式内視鏡システム 1 の使用中には、回転制御部 66 によって図 16 に示すプログラムが実行されることになる。

【0113】

尚、図 16 に示すステップ S2 及びステップ S9 はトルク判定部を構成し、ステップ S3 及びステップ S8 は捻れ判定部を構成している。

【0114】

図 16 に示すように、回転制御部 66 は、ステップ S1 の処理にて、モータ 59 の回転速度が一定になるようにモータドライバ 67 を制御し、続く、駆動制御初期期間（例えば図 16 に示す 1 t h 期間に相当）において、ステップ S2 のトルク判定処理を行う。

【0115】

このステップ S2 のトルク判定処理では、モータドライバ 67 からのパルス信号（具体的にはモータ 59 に流れる電流値 I ）と、許容最大トルク閾値 δ の例えば 70% に設定されたトルク閾値 α とを比較し、この電流値 I がトルク閾値 α よりも小さいものであれば、正常に回転しているものと判断して、処理をステップ S1 に戻す。

【0116】

一方、電流値 I がトルク閾値 α よりも大きく超えた場合には、回転している回転筒体 51 にある程度の負荷等が加わったものと判断して処理をステップ S3 に移行する。

【0117】

ステップ S3 では、捻れ判定処理に相当するジッタ判定処理を行う。この場合、ジッタ判定処理では、回転制御部 66 は、モータドライバ 67 からのパルス信号と波形整形回路 73 からの回転パルス信号とを用いて捻れ量（位相ずれ量） t を求め、この捻れ量 t と、回転筒体 51 の許容最大捻れ閾値（許容最大位相ずれ閾値） γ の例えば 70% に設定された捻れ閾値 β とを比較する。

【0118】

ここで、求めた捻れ量 t が捻れ閾値 β よりも小さい場合には、処理をステップ S1 に戻

10

20

30

40

50

す。一方、求めた捻れ量 t が捻れ閾値 β よりも大きく超えた場合には、回転している回転筒体 5 1 にある程度の負荷等が加わり、さらに、回転筒体 5 1 の先端部と基端部とに捻れがある程度発生したものとして、処理を、駆動制御中期期間（例えば図 1 6 に示す $2 t h$ 期間に相当）におけるステップ S 4 に移行する。

【 0 1 1 9 】

例えば、このような異常時における波形整形回路 7 3 の出力回転パルス波形（先端パルス波形）の一例が図 1 4 に示されている。このように、回転パルス波形の H レベルと L レベルの期間が一定に安定せずに変化が生じてしまう状態が、回転筒体 5 1 の回転円滑性のための指標として用いることができる。

【 0 1 2 0 】

具体的には、図 1 5 には、回転制御部 6 6 に供給されるモータドライバ 6 7 からのパルス信号と波形整形回路 7 3 からの回転パルス信号とのそれぞれの波形が示されている。

例えば、回転筒体 5 1 に前記したように外的に負荷等が加わったとすると、図 1 5 に示すように、モータドライバ 6 7 からのパルス信号と波形整形回路 7 3 からの回転パルス信号とには、位相ずれ t が生じることになる。

【 0 1 2 1 】

すなわち、この位相ずれ t は、回転筒体 5 1 の先端部と基端部の追従遅れ、つまり、捻れ量として表すことができる。したがって、この捻れ量 t が大きくなればなるほど捻れ量が大きく、よって挿入部 6 A の挿入操作に対して大きな負荷となってしまう。

【 0 1 2 2 】

尚、ジッタ判定処理では、単に位相ずれである捻れ量 t だけでなく、例えば負荷が加わったことにより変化するパルス信号の H レベル又は L レベルの t_0 を加えた、捻れ量（ $t + t_0$ ）を用いて判定を行うようにしても良い。

【 0 1 2 3 】

そして、回転制御部 6 6 は、前記したようにステップ S 2 によるトルク判定処理、及びステップ S 3 によるジッタ判定処理を順次行い、トルク判定結果及びジッタ判定結果が共にトルク閾値 α 及び捻れ閾値 β を超えた場合には、ステップ S 4 の処理にて、モータ 5 9 を、例えば $t_1 = 1 \text{ Sec}$ 間停止させるようにモータドライバ 6 7 を制御する。

【 0 1 2 4 】

そして、続くステップ S 5 の処理にて、モータ 5 9 を、例えば $t_1 = 5 \text{ Sec}$ 間逆回転させるようにモータドライバ 6 7 を制御し、その後、続くステップ S 5 の処理にて、モータ 5 9 を、例えば $t_1 = 1 \text{ Sec}$ 間停止させるようにモータドライバ 6 7 を制御する。

【 0 1 2 5 】

その後、回転制御部 6 6 は、前記ステップ S 1 と同様にステップ S 7 の処理にて、モータ 5 9 の回転速度が一定になるようにモータドライバ 6 7 を制御し、続く、駆動制御後期期間（例えば図 1 6 に示す $3 t h$ 期間に相当）において、ステップ S 8 のジッタ判定処理を行う。すなわち、この駆動制御後期期間では、トルク判定処理よりも優先してジッタ判定処理が行われるようになっている。

【 0 1 2 6 】

ステップ S 8 におけるジッタ判定処理では、回転制御部 6 6 は、モータドライバ 6 7 からのパルス信号と波形整形回路 7 3 からの回転パルス信号とを用いて捻れ量（位相ずれ量） t を求め、この捻れ量 t と、回転筒体 5 1 の許容最大捻れ閾値（許容最大位相ずれ閾値） y とを比較する。

【 0 1 2 7 】

ここで、求めた捻れ量 t が許容最大捻れ閾値 y よりも小さい場合には、回転筒体 5 1 の回転状態が挿入可能な状態であると判断して、処理をステップ S 1 に戻す。

一方、求めた捻れ量 t が許容最大捻れ閾値 y よりも大きく超えた場合には、回転している回転筒体 5 1 の先端部と基端部とに、挿入時に進退動作させるのに不可能な許容最大の捻れが発生したものと判断して、処理をステップ S 9 に移行する。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 8 】

そして、回転制御部 6 6 は、ステップ S 9 の判定処理において、モータドライバ 6 7 からのパルス信号（具体的にはモータ 5 9 に流れる電流値 I ）と、許容最大トルク閾値 δ とを比較し、この電流値 I が許容最大トルク閾値 δ よりも小さいものであれば、回転筒体 5 1 の回転状態が挿入可能な状態であると判断して、処理をステップ S 1 に戻す。

【 0 1 2 9 】

一方、電流値 I が許容最大トルク閾値 δ よりも大きく超えた場合には、回転している回転筒体 5 1 に、挿入時に進退動作させるのに不可能な許容最大の負荷等が加わったものと判断して処理をステップ S 3 に移行する。

【 0 1 3 0 】

その後、回転制御部 6 6 は、ステップ S 9 の処理によって、回転筒体 5 1 の回転駆動制御が、不可能であると判断して、モータ 5 9 を停止させるようにモータドライバ 6 7 を制御する。

【 0 1 3 1 】

この場合、モータ 5 9 を停止させることにより、自動的に回転筒体 5 1 の回転動作が完全に自動停止されることになるが、この旨を、モニタ 4 に表示するように制御しても良い。すなわち、このような告知表示を行うことにより、術者の手動によって、挿入部 6 A を体腔内より抜去させたり、又は押し込むようにして、回転筒体 5 1 に対する捻れ量や負荷等を開放させれば、再挿入操作を行うことが可能となる。

【 0 1 3 2 】

尚、ステップ S 2 及びステップ S 3 にて用いられたトルク閾値 α 及び捻れ閾値 β は、許容最大トルク閾値 δ 及び許容最大捻れ閾値 γ の 7 0 % に限定されることはなく、必要に応じて替えて設定するようにしても良い。

【 0 1 3 3 】

また、ステップ S 4 からステップ S 6 における時間 t_1 についても、必要に応じて適宜変更して設定するようにしても良い。

【 0 1 3 4 】

さらに、駆動制御初期期間 $1 t_h$ と駆動制御後期期間 $3 t_h$ において、必要に応じてトルク判定処理とジッタ判定処理（捻れ判定処理）とを入れ替えても良いが、図 1 6 のプログラムのような順序で判定処理を行うことが望ましい。

【 0 1 3 5 】

したがって、実施例 1 によれば、モータエンコーダ 5 9 b 等の第 1 の検出部を構成するトルクセンサ以外に挿入部 6 A の回転筒体 5 1 の捻れ量を検出するセンサ 6 0 及び永久磁石 6 1 等の第 2 の検出部を設けて、トルク検出結果と捻れ量の検出結果との少なくとも一方に基づいて回転筒体 5 1 の駆動制御を行うことが可能となるので、挿入部 6 A の挿入性を向上させることができる。

【 0 1 3 6 】

また、回転制御部 6 6 によるモータ 5 9 の駆動制御において、トルク判定処理及び捻れ判定処理（ジッタ判定処理）の双方の判定結果を用いてモータ 5 9 の駆動制御を行う場合に、モータ 5 9 の駆動制御初期期間 $1 t_h$ にはトルク判定処理を優先して行い、モータ 5 9 の駆動制御後期期間 $3 t_h$ には捻れ判定処理を優先して行うように制御することで、安全性を向上させることが可能となる。

【 0 1 3 7 】

（実施例 2）

次に、図 1 7 を用いて、実施例 2 の回転自走式内視鏡システム 1 について説明する。図 1 7 は、本発明の実施例 2 の回転自走式内視鏡システムに係り、術者の操作手順を説明するための説明図である。

【 0 1 3 8 】

尚、実施例 2 回転自走式内視鏡システム 1 の構成は、実施例 1 と略同様であり、回転制御部 6 6 の制御動作が異なっている。

10

20

30

40

50

【0139】

具体的には、実施例2の回転自走式内視鏡システム1において、術者は、図17に示すように、ステップS10にてモータ駆動指示をしたしたとする。

【0140】

すると、回転制御部66は、実施例1の図16に示すステップS1と略同様にモータ59の回転速度が一定になるようにモータドライバ67を制御する。

【0141】

その後、回転制御部66は、モータエンコーダ59bによる検出結果（モータドライバ67からの出力パルス信号）と予め設定された前記トルク閾値とで比較を行うトルク判定部（図16に示すステップS2及びステップS9に相当）の判定結果、又は、モータエンコーダ59b及びセンサ60によるそれぞれの検出結果（モータドライバ67及び波形整形回路73の各出力パルス信号）を用いて前記回転筒体51の捻れ量を求め、この求めた捻れ量と予め設定された前記捻れ閾値とで比較を行う捻れ判定部（図16に示すステップS3及びステップS8に相当）の判定結果に基づく波形を、波形表示用モニタ4bに表示させる。

10

【0142】

この場合、単に、モータエンコーダ59による、モータドライバ67からの出力パルス波形、又は、波形整形回路73からの回転出力パルス波形を表示させても良い。すなわち、この回転制御部66による波形表示用モニタ4bの表示制御によって、回転筒体51の捻れ状態、又は回転駆動状態を、術者に告知させれば良い。

20

【0143】

したがって、術者は、前記回転制御部66による波形表示用モニタ4bへの表示制御により、現状の回転筒体51の回転駆動状態を認識することが可能となる。

そして、術者は、ステップS11にて、この波形表示用モニタ4bの表示を見ながら、回転筒体51の回転駆動状態が、捻れ量、又は外的負荷が大きいものであると判断した場合には、続く、ステップS12にて、送気/送水主操作部18の送気/送水ボタン20aを操作する。

【0144】

すると、制御装置3は、送水用チューブ23bに送液し、内視鏡2の先端部8から噴出するように制御したり、あるいは、送気用チューブ23aに送気し、内視鏡2の先端部8から送気するように制御する。このことにより、挿入部6Aの先端部8の安定した挿入性を確保する。

30

【0145】

このような術者の操作手順は、繰り返して行えば良く、また、例えば、実施例1の図16に示すプログラム内に、ステップS11に基づく処理内容を組み込んで、常時、回転筒体51の回転駆動状態（捻れ状態、及びトルク状態）を波形表示用モニタ4bに表示させて、術者に知らしめるように制御しても良い。

【0146】

したがって、実施例2によれば、単に回転筒体51の回転駆動状態を波形表示用モニタ4bに表示させて術者に知らしめ、その後、送気/送水処理を行うことで、実施例1と同様に挿入部6Aの挿入性を向上させることが可能となる。

40

【0147】

以上の実施例に記載した発明は、その実施例に限ることなく、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、前記実施例には、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。

【0148】

例えば、実施例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。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 9 】

【図 1】本発明の実施例 1 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】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】回転筒体と挿入部本体を示す断面図。

【図 4】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】第 2 の検出部を構成するセンサ及び永久磁石を設けた内視鏡の先端部、湾曲部、及び回転筒体の一部の外観を示す斜視図。

【図 6】図 5 のセンサ及び永久磁石の配置位置を示す部分的な断面図。

【図 7】図 5 のセンサ及び永久磁石の構成を示す図。

10

【図 8】図 5 のセンサ及び永久磁石を含む制御部の主要部の電氣的な構成を示すブロック図。

【図 9】回転自走式内視鏡システムの電氣的な全体構成を示すブロック図。

【図 10】図 1 の収納ケースを示す上面図。

【図 11】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 12】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 13】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 14】実施例 1 の作用を説明するもので、挿入部と体壁との摩擦が大きな異常時のジッタ検出部による検出波形を示す波形図。

20

【図 15】挿入部の先端部と基端部との捻れ状態を説明するためのモータエンコーダの出力波形とジッタ検出部の出力波形とを示す波形図。

【図 16】制御装置内の回転制御部による制御例を示すフローチャート。

【図 17】本発明の実施例 2 に係る回転自走式内視鏡システムにおいて、術者の操作手順を説明するための説明図。

【符号の説明】

【 0 1 5 0 】

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、

4 a ... 内視鏡画像用モニタ、

4 b ... 波形表示用モニタ、

6 ... 収納ケース付内視鏡挿入部（収納ケース付挿入部）、

6 A ... 挿入部、

7 ... 操作部、

8 ... 先端硬性部、

9 ... 湾曲部、

10 ... 挿入部本体、

11 ... 挿入補助具、

12 ... 収納ケース、

13 ... 先端側案内管、

14 ... 操作部側案内管、

15 ... コネクタカバー、

16 ... モータボックス、

51 ... 回転筒体、

51 a ... 螺旋形状部、

59 a ... モータギア、

59 b ... モータエンコーダ、

60 ... センサ、

30

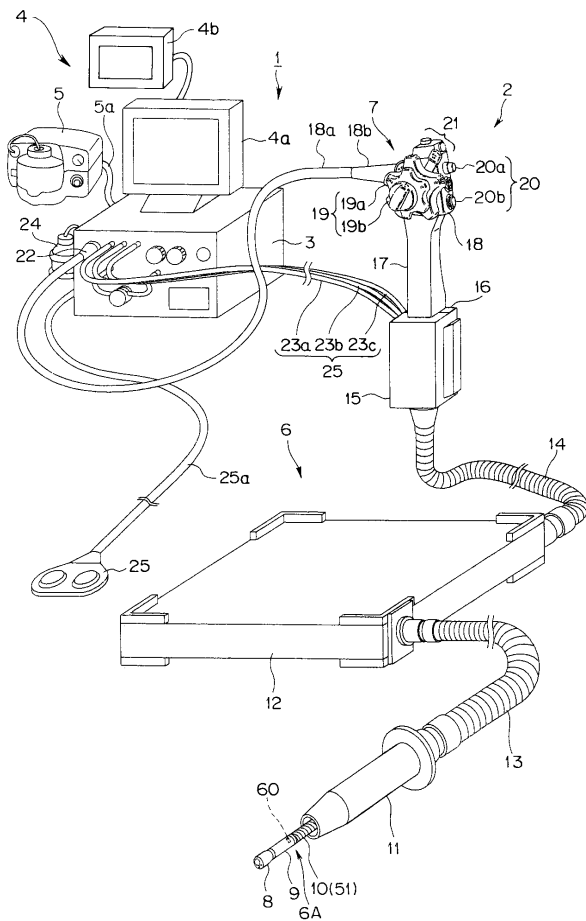
40

50

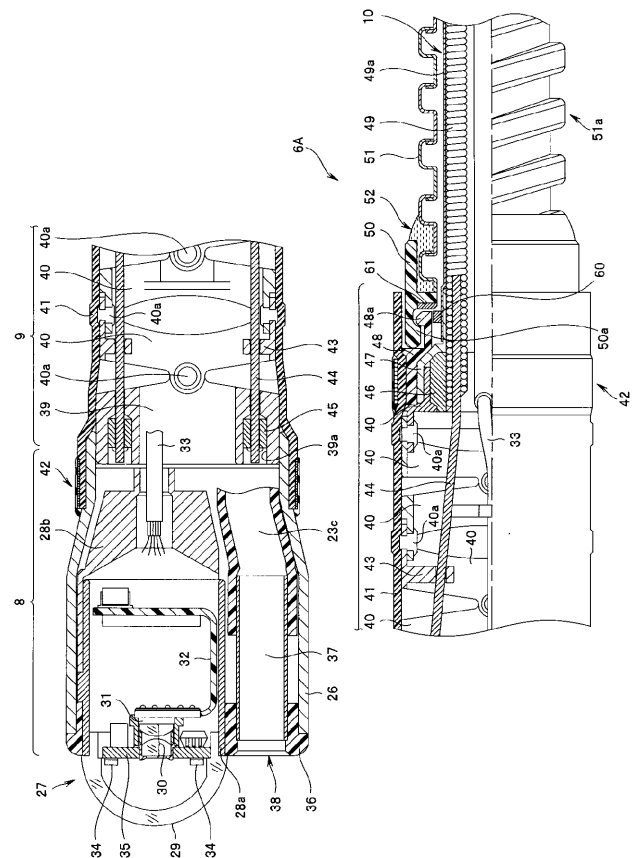
- 6 0 a ... 信号線、
- 6 1 ... 永久磁石、
- 6 6 ... 回転制御部、
- 6 7 ... モータドライバ、
- 6 8 ... 画像処理部、
- 6 9 ... 表示部、
- 7 0 ... ブザー、
- 7 1 ... メモリ部、
- 7 2 ... 入力部、
- 7 3 ... 波形整形回路、
- I ... 電流値、
- 1 t h ... 駆動制御初期期間、
- 3 t h ... 駆動制御後期期間、
- t ... 捻れ量（位相ずれ量）、
- t 1 ... 時間、
- α ... トルク閾値、
- β ... 捻れ閾値、
- γ ... 許容最大捻れ閾値、
- δ ... 許容最大トルク閾値。

10

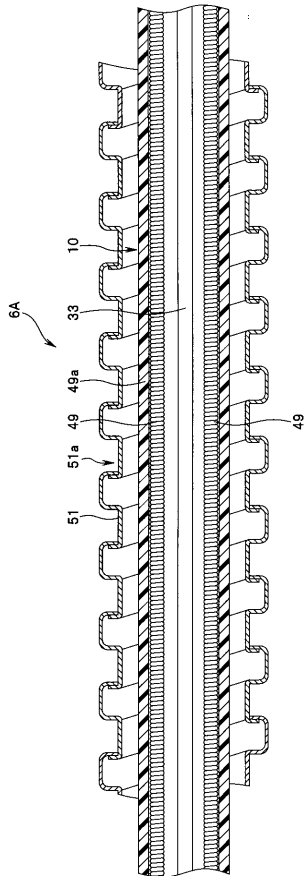
【図 1】



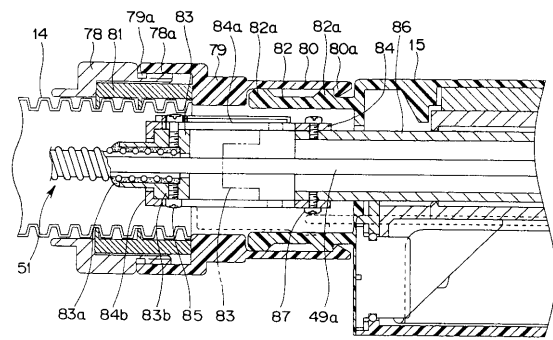
【図 2】



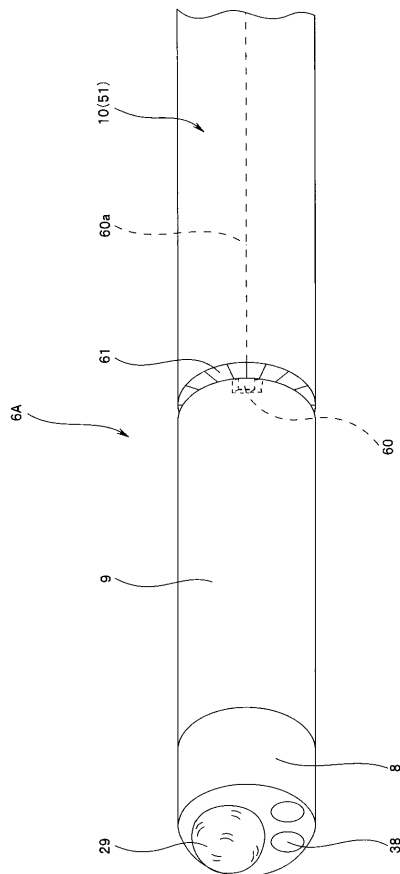
【図 3】



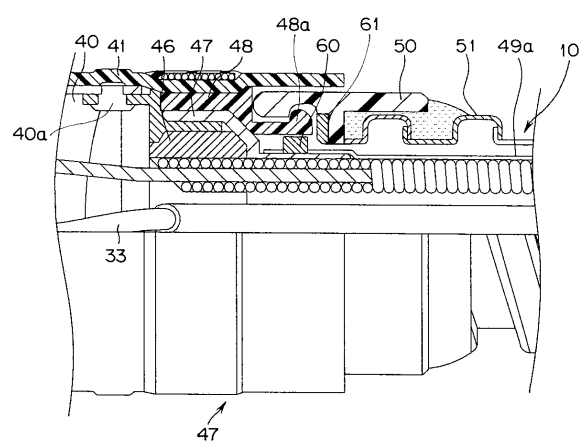
【図 4】



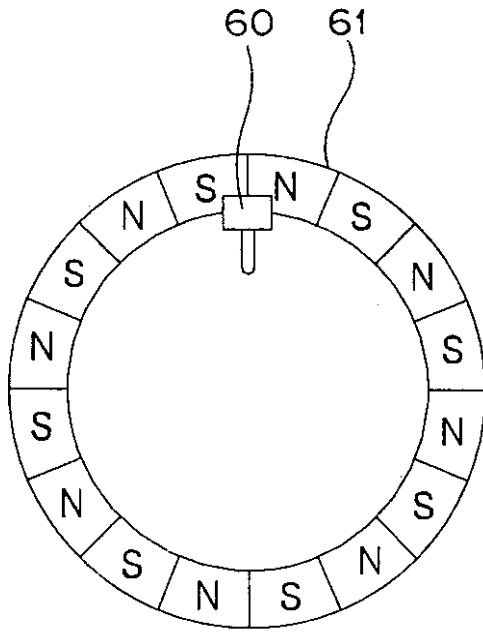
【図 5】



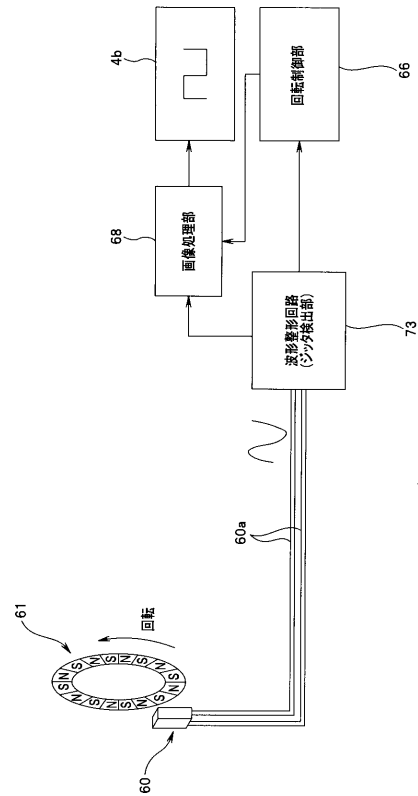
【図 6】



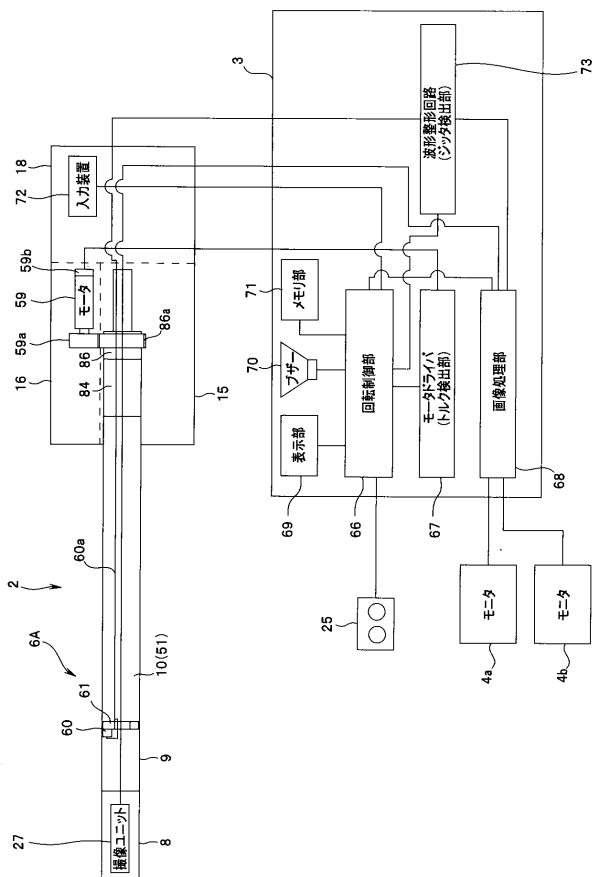
【図 7】



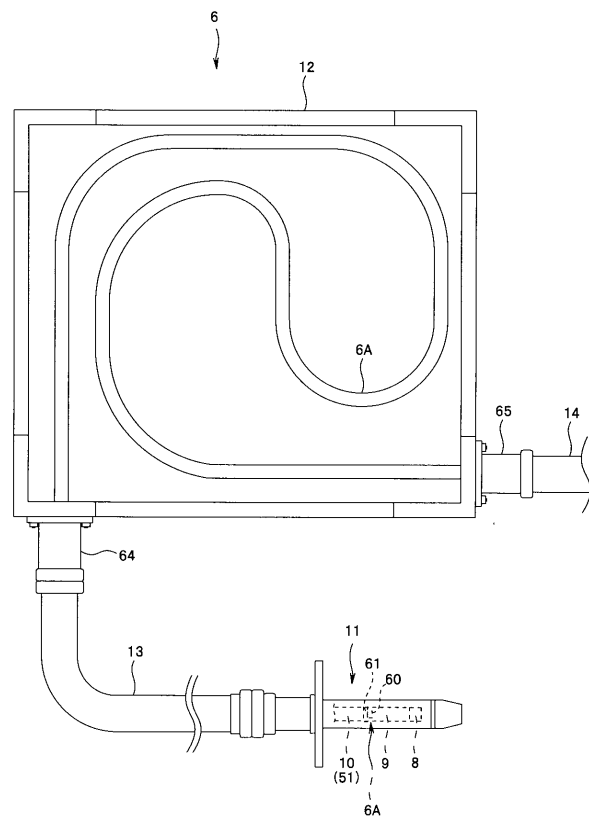
【図 8】



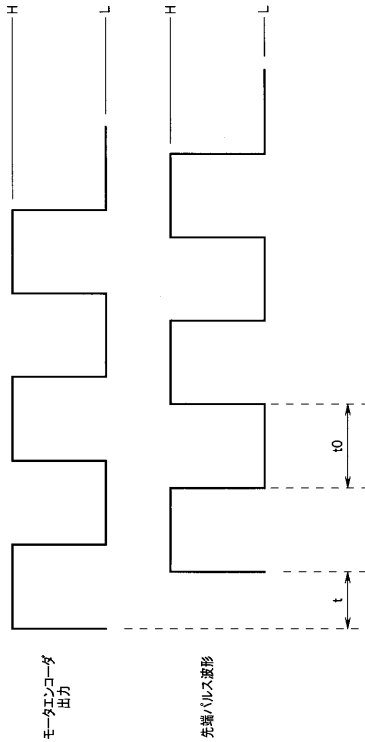
【図 9】



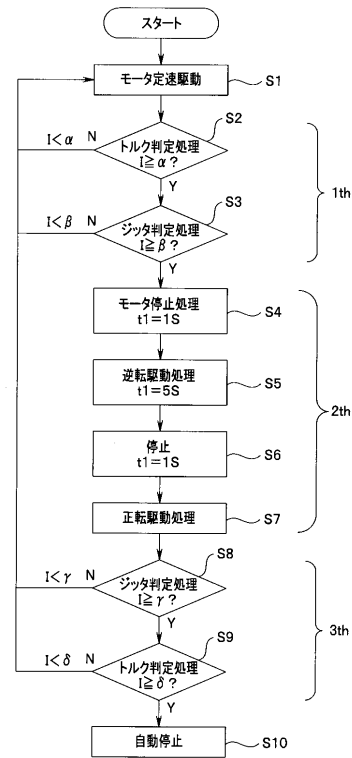
【図 10】



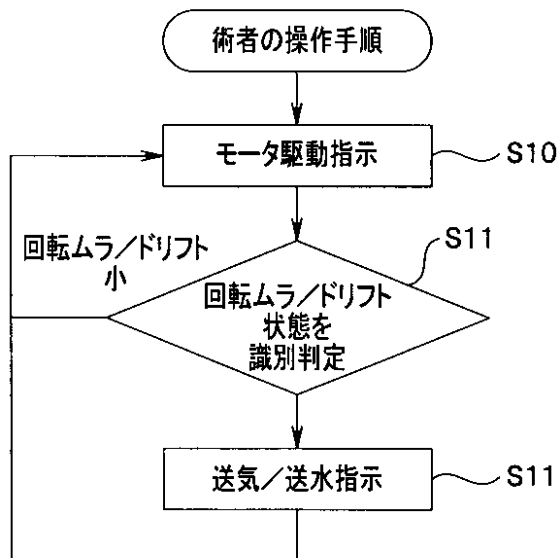
【図 15】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	旋转式自行式内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008194179A	公开(公告)日	2008-08-28
申请号	JP2007031161	申请日	2007-02-09
[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	尾本 惠二郎 谷井 好幸		
发明人	尾本 惠二郎 谷井 好幸		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/015.511 A61B1/045.622 A61B1/31		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/GG22 4C061/HH02 4C061/HH04 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/GG22 4C161/HH02 4C161/HH04 4C161/JJ17 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过提供用于检测除扭矩传感器之外的插入部分的扭曲量的检测部分并且基于至少一个来控制旋转缸体的驱动来提高插入部分的可插入性。扭矩检测结果和扭曲检测结果。ŽSOLUTION：旋转式自行式内窥镜系统1具有电动机59，电动机编码器59b，传感器60，永久磁铁61和旋转控制部66.旋转控制部66具有扭矩判定部（步骤S2和S9）用于比较电机编码器59b的检测结果和预设扭矩阈值以及扭曲判断部分（步骤S3和S8），用于比较通过使用电机编码器59b的各个检测结果获得的扭曲量和波形整形电路73通过传感器60和预设的扭转阈值，并且基于扭矩判断结果和扭曲判断部分的扭曲判断结果中的至少一个来控制电动机59。Ž

