

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4864003号
(P4864003)

(45) 発行日 平成24年1月25日(2012.1.25)

(24) 登録日 平成23年11月18日(2011.11.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-539741 (P2007-539741)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成17年9月30日 (2005. 9. 30)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/018175		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02007/043118	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成19年4月19日 (2007. 4. 19)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成19年11月1日 (2007. 11. 1)	(72) 発明者	尾本 恵二郎
			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	倉 康人
			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	岸 孝浩
			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】 回転自走式内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に挿入するための挿入部と、
 該挿入部の外周の長手軸回りに回転可能に設けられる推進力発生部と、
 該推進力発生部を回転させる駆動手段を有する回動力発生手段と、
 該回転発生手段の前記駆動手段の電流変化を検出する検出手段と、
 該検出手段が検出した前記電流変化に基づいて、前記駆動手段を駆動制御して、前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度および回転トルクを制御する制御部と、
 を具備し、

前記制御部は、前記駆動手段であるモータの電流値に基づいて変換された該モータの誘起電圧が基準誘起電圧と同じ電圧値となるように供給電圧を変更して、前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度および回転トルクが一定となるように制御することを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

【請求項2】

前記推進力発生部は、前記被検体の体腔壁に接触して前記挿入部に推進力を発生させるため螺旋形状部を備え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装置。

【請求項3】

前記制御部は、前記駆動手段の電流値が所定の範囲の閾値外となったとき、前記駆動手段への電流供給を停止することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の回転自走式内視鏡装置。

10

20

【請求項 4】

前記検出手段が検出した前記電圧値に基づいて前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度および回転トルクを数値化して表示する表示装置を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 5】

さらに、前記駆動手段の前記電流変化から数値化された前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度の値が所定の範囲外の値となったとき、警報音、バイブレーション、或いは発光体の点灯により、異常を知らせる警報手段を有してい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 項に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 6】

さらに、前記駆動手段の前記電流変化から数値化された前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度を記憶する記憶媒体を有していることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の回転自走式内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、自走して体腔内へ挿入する回転自走式内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、内視鏡は、医療や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周りに回動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、回転駆動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、例えば特開平 10 - 113396 号公報に開示されている。

【0004】

このような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、螺旋形状部を備えた軸周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がある。また、回転自走式内視鏡は、回転筒体を所定の軸回りに回転させる挿入部に連結される回転駆動部を有している。

【0005】

従来の回転自走式内視鏡は、挿入部を大腸内に挿入しているとき、腸壁との摩擦により推進力を発生する回転筒体の体腔内の挙動が不明である。そのため、術者（ユーザ）は、回転筒体の回転速度が低下したり、腸内で必要以上に空回りしたりして、腸壁とのねじ作用による推進力が低下しているなどの不具合を把握することができない。また、屈曲する大腸内の屈曲状態においては、推進力を十分に発揮する最適な回転トルクで回転筒体を回転制御できることが望ましい。

【0006】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、大腸などの体腔内に自走して挿入する挿入部の回転筒体の回転速度、回転トルクなどから回転筒体の体腔内の挙動が把握できることにより、体腔内への挿入性がより向上する回転自走式内視鏡装置の提供を目的とする。

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の回転自走式内視鏡装置は、被検体に挿入するための挿入部と、該挿入部の外周の長手軸回りに回転可能に設けられる推進力発生部と、該推進力発生部を回転させる駆動手段を有する回動力発生手段と、該回転発生手段の前記駆動手段の電流変化を検出する検出手段と、該検出手段が検出した前記電流変化に基づいて、前記駆動手段を駆動制御して、前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度および回転トルクを制御する制御部と、を具備し、前記制御部は、前記駆動手段であるモータの電流値に基づいて変換された該モータの誘起電圧が基準誘起電圧と同じ電圧値となるように供給電圧を変更して、前記推進力発生部の前記長手軸回りの回転速度および回転トルクが一定となるように制御することを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る回転自走式内視鏡の構成を示す図である。

【図2】同、先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図である。

【図3】同、挿入部の全体を示す斜視図である。

【図4】同、回転駆動部の内部を示す断面図である。

【図5】同、回転自走式内視鏡装置の電気的回路構成を示すブロック図である。

20

【図6】同、図5の電気回路構成により回転筒体の回転速度、及び回転トルクを検出し、その動作一例を示すフローチャートである。

【図7】第2の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置の電気的回路構成を示すブロック図である。

【図8】同、図7の電気回路構成により回転筒体の回転速度、及び回転トルクを検出し、メモリ素子に検出されたデータを格納する動作一例を示すフローチャートである。

【図9】第3の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置の電気的回路構成を示すブロック図である。

【図10】同、図9の電気回路構成により回転筒体の回転速度、及び回転トルクを検出し、制御回路による制御動作の一例を示すフローチャートである。

30

【図11】同、変形例の図9の電気回路構成により回転筒体の回転速度、及び回転トルクを検出し、制御回路による制御動作の変形例を示すフローチャートである。

【図12】第4の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置の電気的回路構成を示し、パイプ側プーリの一面に配されたトルク検出用マグネットを説明するためのブロック図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1から図3は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は回転自走式内視鏡装置の構成を示す図、図2は先端部及び挿入部先端側の構成を示す挿入軸方向に沿った部分断面図、図3は挿入部の全体を示す斜視図である。

40

【0010】

図1に示すように、回転自走式内視鏡装置1は、体腔内に挿入される細長の挿入部2と、この挿入部2の基端側に設けられた回動力発生手段である回動駆動部3及び操作部4と、この操作部4から延出されるユニバーサルコード5と、このユニバーサルコード5の先端側に設けられたユニバーサルコネクタ6と、このユニバーサルコネクタ6から延出される制御用ケーブル7と、この制御用ケーブル7が例えば着脱自在に接続される制御装置8と、この制御装置8に着脱自在に接続されるフットスイッチ9と、制御装置8と着脱自在に接続される報知手段である表示装置10と、を備えている。

50

【 0 0 1 1 】

挿入部 2 は、先端部 1 1 と、この先端部 1 1 の基端側に連設される推進力発生手段である回転筒体 1 2 を有して構成されている。この先端部 1 1 を備えた挿入部 2 の構成について、図 2 を参照して、より詳細に説明する。

【 0 0 1 2 】

図 2 に示すように、先端部 1 1 の先端面には、対物光学系 2 1 が配設されており、この対物光学系 2 1 の結像面に例えば CCD、CMOS 等で構成される撮像手段である撮像素子 2 2 が配設されている。さらに、先端部 1 1 の先端面には、対物光学系 2 1 及び撮像素子 2 2 による撮影の対象となる被検体を照明するための照明用光源たる LED 2 3 が設けられている。撮像素子 2 2 から延出される信号線 2 2 a と、LED 2 3 から延出される電力線たる信号線 2 3 a とは、途中で一本にまとめられて、信号ケーブル 2 6 として基端側へ延長されている。

10

【 0 0 1 3 】

また、先端部 1 1 の先端面には、対物光学系 2 1 を洗浄するための送水を行ったり、該対物光学系 2 1 に付着した水滴等を払拭する送気を行ったりするための送気送水ノズル 2 4 a が配設されている。この送気送水ノズル 2 4 a は、流体系管路である送気送水チューブ 2 4 に接続されていて、該送気送水チューブ 2 4 は基端側へ延長されている。

【 0 0 1 4 】

さらに、先端部 1 1 の先端面には、例えば吸引等に用いられる流体系管路であるチャンネル 2 5 の開口 2 5 a が露呈しており、このチャンネル 2 5 は、基端側へ延長されている。

20

【 0 0 1 5 】

また、先端部 1 1 の基端側には、回転筒体 1 2 の先端側を突き当てるための硬質な部材、例えば、金属製の推進力受け部である突当部 1 1 a が設けられている。すなわち、後述するように、突当部 1 1 a に推進力が発生した回転筒体 1 2 の先端部分が当接することで、先端部 1 1 を含めた挿入部 2 全体が体腔の深部方向へ前進する。

【 0 0 1 6 】

回転筒体 1 2 は、本実施の形態において、金属素線を螺旋状に巻回し、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）となる螺旋形状部が形成された部材である。詳しくは、回転筒体 1 2 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の金属素線を螺旋状に 1 層に巻回して所定の可撓性を有するように形成したものである。また、金属素線は、1 層に限ることなく、多条（例えば 2 条、3 条、4 条など）に巻いても良い。

30

【 0 0 1 7 】

この金属素線を螺旋状に巻いていくときに、金属素線間の密着度を高めることができたり、螺旋の角度を種々設定できたりする。尚、本実施の形態においては、金属素線を巻回して外周面に螺旋状の凹凸となる螺旋形状部が形成された回転筒体 1 2 を例に挙げたが、例えば、可撓性を有するチューブの外表面に螺旋溝を形成した螺旋形状部を有する回転筒体にしても良い。

40

【 0 0 1 8 】

この回転筒体 1 2 は、挿入方向の軸周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 1 2 が回転すると、外周面の螺旋形状部が被検体の体腔内壁と接触して推力が発生し、該回転筒体 1 2 自体が挿入方向へ進行しようとする。このとき、回転筒体 1 2 の先端部が、前記突当部 1 1 a に当接して先端部 1 1 を押圧し、先端部 1 1 を含めた挿入部 2 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。また、この回転筒体 1 2 は、図 3 に示すように、基端部分が複数の係合凸部 1 6 a が形成された係止手段である前口金 1 6 に接続されている。

【 0 0 1 9 】

回転筒体 1 2 の内周面側には、チューブ 2 7 が配設されている。このチューブ 2 7 は、

50

上述したような送気送水チューブ 2 4、チャンネル 2 5、及び信号ケーブル 2 6 が内部に挿通されて保護するようになっており、その外周面側において回転筒体 1 2 の回転を妨げることがないようにしている。また、チューブ 2 7 は、先端部分が突当部 1 1 a の基端と連結されており、基端部分に硬質な固定部である固定管 1 7 が連結されている。

【 0 0 2 0 】

チューブ 2 7 は、長手方向の長さが回転筒体 1 2 よりも長く、基端に連結された固定管 1 7 から送気送水チューブ 2 4、チャンネル 2 5、及び信号ケーブル 2 6 が延出している。これら挿入部 2 内に挿通されている送気送水チューブ 2 4、チャンネル 2 5 及び信号ケーブル 2 6 は、回動駆動部 3 内を挿通された後に、再びこの回動駆動部 3 (図 1 参照) から外部に延出される。

10

【 0 0 2 1 】

送気送水チューブ 2 4 の端部には送気送水接続部 2 4 b が、チャンネル 2 5 の端部には吸引接続部 2 5 b が、信号ケーブル 2 6 の端部には信号接続部 2 6 b が、それぞれ設けられていて、これらは、操作部 4 の側面に設けられた接続部 3 1 (図 1 参照) に対して接続されるようになっている。

【 0 0 2 2 】

再び、図 1 の説明に戻って、挿入部 2 は、回動駆動部 3 に設けられた回動伝達手段である回動伝達部 1 4 に接続されるようになっていて、この接続により、回動駆動部 3 内に設けられている後述するモータの駆動力が回転筒体 1 2 に伝達されて、該回転筒体 1 2 の回転が行われるようになっている。尚、回動伝達部 1 4 は、後述するように、前抜け止め部材 1 3 との螺合により、挿入部 2 が着脱自在となっている。

20

【 0 0 2 3 】

操作部 4 には、手で把持するための把持部 4 a が設けられており、さらに、送気送水チューブ 2 4 を介しての送気や送水を操作するための送気送水ボタン 4 b や、チャンネル 2 5 を介しての吸引を操作するための吸引ボタン 4 c などの、各種の操作ボタンが設けられている。

【 0 0 2 4 】

操作部 4 から延出されるユニバーサルコード 5 内には、送気送水チューブ 2 4 に接続される送気送水管路や、チャンネル 2 5 に接続される吸引管路、あるいは信号ケーブル 2 6 に接続される信号線などが配設されている。

30

【 0 0 2 5 】

ユニバーサルコード 5 の先端側に設けられたユニバーサルコネクタ 6 は、送気装置への接続部や、送水タンクへの接続部、吸引ポンプへの接続部、撮像素子 2 2 からの画像信号を処理するためのビデオプロセッサへの接続部などを備えている。

このユニバーサルコネクタ 6 から延出される制御用ケーブル 7 内には、回動駆動部 3 への信号線と、先端部 1 1 内に配設されている L E D 2 3 への信号線と、が配設されている。

【 0 0 2 6 】

制御用ケーブル 7 が接続される制御装置 8 は、回動駆動部 3 内に配設されているモータを制御したり、あるいは L E D 2 3 の発光状態を制御したりするためのものであり、電源スイッチや各種のボリュームダイヤル等が設けられたものとなっている。

40

【 0 0 2 7 】

フットスイッチ 9 は、回動駆動部 3 のモータを制御するためのものである。ただし、このフットスイッチ 9 を、L E D 2 3 の発光状態を制御するのにも用い得るようにしても構わない。

また、表示装置 1 0 は、回転筒体 1 2 の回転速度、及び回転軸回りの負荷であるトルク (以下、単に回転トルクという) と、後述する駆動手段であるモータの駆動電流値を数値化して表示するための表示手段である。

【 0 0 2 8 】

50

なお、上述したような構成において、挿入部 2 以外の部分、つまり、回動駆動部 3、操作部 4、ユニバーサルコード 5、ユニバーサルコネクタ 6、制御用ケーブル 7、制御装置 8、及びフットスイッチ 9 は、流体供給装置を構成するものである。さらに、流体供給装置としては、送気装置、送水タンク、吸引ポンプなどを含んでも良いし、加えてビデオプロセッサを含んでも構わない。従って、この回転自走式内視鏡装置 1 は、流体供給装置の少なくとも一部と、挿入部 2 と、を含んで構成されている。

また、回動駆動部 3 の下面には、該回動駆動部 3 を載置する際に用いる脚部 15 が複数設けられている。

【 0 0 2 9 】

次に、図 4 を用いて、着脱自在となっている挿入部 2 の基端部分が挿通している状態の回動駆動部 3 の内部構成について、詳しく説明する。尚、図 4 は、回動駆動部 3 の内部を示す断面図である。

【 0 0 3 0 】

図 4 に示すように、回動駆動部 3 は、外装を形成するケース 3 a を有している。このケース 3 a には、挿入部 2 が挿通できるように、前後（挿入部 2 が延出する方向を前方とする。）に 2 つの孔部が設けられている。

【 0 0 3 1 】

このケース 3 a の前方側の孔部には、中途に外向フランジが形成された略円筒状の前ホルダ 3 3 が配設されている。この前ホルダ 3 3 は、外向フランジがケース 3 a の前方側の孔部近傍の内面と当接するまで前記孔部に挿通され、ケース 3 a から前方側へ突出した部分が前ホルダ止めリング 3 5 との螺合により、ケース 3 a に固定されている。

【 0 0 3 2 】

また、ケース 3 a の後方側の孔部には、一端に外向フランジが形成された略円筒状の後ホルダ 3 4 が配設されている。この後ホルダ 3 4 は、外向フランジがケース 3 a の後方側の孔部近傍の内面と当接するまで前記孔部に挿通され、ケース 3 a から後方へ突出した部分が後ホルダ止めリング 3 6 との螺合により、ケース 3 a に固定されている。

【 0 0 3 3 】

これら各ホルダ 3 3 , 3 4 には、ケース 3 a の各孔部の内周面と当接する箇所に 1 つ、及びその近傍の内周面に 2 つの合計 3 つの周溝が形成されており、各周溝に防水用の O リング 3 3 a , 3 4 a が配設されている。

【 0 0 3 4 】

これら各ホルダ 3 3 , 3 4 内には、各ホルダ 3 3 , 3 4 を掛け渡すように回転パイプ 3 7 が挿通されている。この回転パイプ 3 7 は、前ホルダ 3 3 を固定しているフレーム 3 8 に設けられる 2 つのベアリング 3 9 によって回動保持され、前ホルダ 3 3 の開口部から前方へ突出している。

【 0 0 3 5 】

回転パイプ 3 7 の基端側の中途（ベアリング 3 9 と後ホルダ 3 4 の間）には、固定螺子 4 1 a によってパイプ側プーリ 4 1 が固設されている。このパイプ側プーリ 4 1 は、フレーム 3 8 に設けられた減速機 4 5 a を備えたモータ 4 5 のモータ側プーリ 4 6 の回転によりプーリベルト 4 2 を介して回動される。これにより、パイプ側プーリ 4 1 が固設された回転パイプ 3 7 は、パイプ側プーリ 4 1 の回動に伴って回動される。

【 0 0 3 6 】

また、減速機 4 5 a は、モータ側プーリ 4 6 とパイプ側プーリ 4 1 の直径の違いにより、モータ 4 5 によるモータ側プーリ 4 6 の回転速度がプーリベルト 4 2 を介して所望の回転速度でパイプ側プーリ 4 1 を回転伝達させるためのものである。

尚、回動駆動部 3 のケース 3 a 内は、回転パイプ 3 7 の回転時でも、上述した各ホルダ 3 3 , 3 4 の内周面に配設された各 O リング 3 3 a , 3 4 a により、外部からの水密が保持されている。

【 0 0 3 7 】

この回転パイプ 3 7 内には、後端に連結手段である後口金 4 8 が連結された固定パイプ

10

20

30

40

50

47が挿通している。後口金48には、中心軸に挿入部2のチューブ27と連結されている固定管17を挿通する孔が形成されている。また、後口金48には、後ホルダ34に形成された空間を形成する2つの切り欠き34bに係入される突出部となる複数の螺子50（図4では1つのみ表示している）が外周方向から螺着されている。

【0038】

螺子50には、中心軸にビス51を挿通する孔が形成されている。このビス51は、後口金48と螺着すると共に、後口金48に挿通する固定管17を端面で押圧固定している。また、後ホルダ34の後端部分には、切り欠き34bの切り口を覆うように、略円環状の後抜け防止部材49が螺着されている。

【0039】

従って、体腔内の各屈曲部を通過する挿入部2において、後口金48、固定管17及びチューブ27は、上述のような構成とすることで、軸回りの回転が規制されると共に、軸方向の前後の移動が容易に可能となる。すなわち、後口金48に螺着される螺子50は、後ホルダ34の切り欠き34bと後抜け防止部材49によって形成された空間内で軸方向と直交する方向（回動駆動部3の前後を結んだ軸方向、つまり挿入部2の挿入軸方向）回りの回転が規制されると共に、回動駆動部3の前後に遊動可能となる。

【0040】

このような構成とすることで、チューブ27は、回転筒体12の回動に追従することなく軸回りの回転が規制される。その結果、チューブ27内部に挿通する送気送水チューブ24、チャンネル25及び信号ケーブル26は、擦れによる損傷が防止される。

【0041】

また、送気送水チューブ24、チャンネル25及び信号ケーブル26には、例えば、挿入部2の湾曲状態に応じて、チューブ27が回転筒体12に対して、挿入軸方向の前後に動いた際に起こる牽引弛緩などの無理な負荷の発生が防止される。

【0042】

回転パイプ37は、前方側へ突出している部分に回動伝達部14が複数の螺子14b（図4では1つのみ図示）により固着されている。これにより、回動伝達部14は、回転パイプ37と共に回転する。この回動伝達部14には、前方側の端部から軸方向に沿った複数の被係合手段である係合溝14a（図4では1つのみ図示）が形成されている。

【0043】

回動伝達部14には、挿入部2の前口金16が係合され、前抜け止め部材13が螺着することで挿入部が接続される。このとき、前口金16に形成された係合手段である係合凸部16aは、回動伝達部14の係合溝14aと係合する。これにより、回転パイプ37の回転力は、回動伝達部14を介して、挿入部2に確実に伝達される。

【0044】

詳しくは、前口金16の係合凸部16aは、その軸方向に対する側面が回動伝達部14の係合溝14aの軸方向に対する側面と当接する。そのため、前口金16は、回動伝達部14に対する軸方向の回動が規制される。

従って、回動伝達部14の回転力は、確実に前口金16に伝達される。その結果、前口金16に形成された係合凸部16aが回動駆動部3の回動伝達部14の係合溝14aと係合することで、回転パイプ37からの回転力が回動伝達部14を介して回転筒体12に確実に伝達される構成となっている。

【0045】

また、回転が規制されている固定パイプ47は、その先端部分が回動伝達部14まで前方側へ突出しており、その先端面に摺動リング47aが配設されている。この摺動リング47aは、固定パイプ47の先端面が回転する前口金16の基端面との当接による摩擦抵抗を軽減するための部材である。

【0046】

次に、図5、及び図6を用いて、本実施の形態の回転筒体12の挙動をモータの回転状態により検出し、表示装置10にその状態を告知するための電氣的回路構成について説明

10

20

30

40

50

する。尚、図5は、回転自走式内視鏡装置1の電気的回路構成を示すブロック図、図6は図5の電気回路構成により回転筒体12の回転速度、及び回転トルクを検出し、その動作一例を示すフローチャートである。

【0047】

図5に示すように、制御装置8に接続される外部機器としての表示装置10は、回転駆動部3内に設けられ、モータ45の物理情報を検出する検出手段である抵抗素子52と図1に示した、操作部4、及びユニバーサルコード5を介して電気的に接続される。この抵抗素子52は、モータ45、及び電流計53と電気的に直列接続されており、この抵抗素子52、モータ45、及び電流計53には電源54からの駆動電流が供給されるようになっている。

10

抵抗素子52は、モータ45の電流を電圧に変換し、この変換した電圧を表示装置10に出力する抵抗であり、例えばカーボン抵抗などである。尚、本実施の形態では、モータ45の物理情報は、電流による回転速度を検出する抵抗素子52を用いているが、モータ45の異常を検出するため、モータ45の温度を検出する温度センサ、振動を検出する振動センサ、異音を検出する音検出センサなどを用いても良い。

【0048】

図6のフローチャートを用いて、以上のように構成された回転自走式内視鏡装置1における、モータ45の回転トルク、並びに被検体の体腔内へ挿入された挿入部2の回転筒体12の回転速度、及び回転トルクを検出する一例について、各ステップ(S)に基づいた動作を説明する。

20

【0049】

まず、術者(ユーザ)は、患者の体腔内、例えば、大腸内検査の場合、肛門から回転自走式内視鏡装置1の挿入部2を挿入する。そして、術者は、フットスイッチ9を踏み込んでスイッチON状態にして、回転筒体12を回転させる。

【0050】

このとき、モータ45が駆動し(S1)、減速機45aにより所定の回転速度、及び回転トルクでモータ側プーリ46が回転する。そして、モータ側プーリ46の回動により、プーリベルト42を介して、パイプ側プーリ41に回転が伝達され、回転筒体12が回転パイプ37、回動伝達部14、及び前口金16を介して、回転筒体12が所定の回転速度、回転トルクで回転する(S2)。

30

【0051】

そして、上述したように、回転筒体12が回転すると、外周面の螺旋形状部が被検体の腸壁と接触して推力が発生し、該回転筒体12自体が挿入方向へ進行しようとする。このとき、回転筒体12の先端部が、前記突当部11aに当接して先端部11を押圧し、先端部11を含めた挿入部2全体が大腸内の深部に向かって前進する推進力が付与される。

【0052】

また、挿入部2の大腸への挿入量に伴って、回転筒体12には、腸壁との摩擦抵抗が加わり、回転速度が低下し、所定の推進力を維持するための回転トルクが必要となる。このとき、モータ45には、その回転トルクを維持するために負荷がかかり、モータ45の電流値が変化する(S3)。電流計53は、挿入部2の大腸内への挿入時に、常に、モータ45の電流値を検出している(S4)。すなわち、モータ45の回転トルクが低下すると、モータ45を駆動する電流値が低下する。

40

【0053】

抵抗素子52は、モータ45の変化する電流に基づいて、電圧変換を行い(S5)、その電圧値を表示装置10に出力する(S6)。そして、表示装置10は、抵抗素子52から入力された検出電圧値に基づいて、回転筒体12の物理情報である回転速度、及び回転トルクを数値化して、表示部に表示する(S7)。

【0054】

これにより、術者は、表示装置10に表示されている回転筒体12の回転速度、及び回転トルクによって、屈曲する大腸内での挿入部2の挿入状態を容易に把握することができ

50

る。すなわち、術者は、予め設定された回転筒体 1 2 が腸壁との接触で推進作用する最適な所定の範囲の回転速度、及び所定の範囲の回転トルクが表示装置 1 0 に表示されていれば、挿入部 2 が問題なく推進しながら挿入されていることが把握できる。

【 0 0 5 5 】

例えば、回転筒体 1 2 の所定の範囲の回転速度、或いは回転トルクが低下、或いは回転トルクが増加した場合、挿入部 2 が大腸内で十分な推進力が発生していなかったり、或いは挿入部 2 が大腸内で過剰なトルクを受けたり、回転駆動部 3 内のモータ 4 5 に異常が発生していなかったりするなどの不具合が生じていると考えられる。そのため、術者は、フットスイッチ 9 の踏み込みを開放してスイッチ OFF 状態にして、一旦、回転筒体 1 2 の回転を停止する。その後、術者は、挿入部 2 を捻り操作などの手元操作、或いは大腸から

10

【 0 0 5 6 】

以上の結果、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 によれば、体腔内に挿入される挿入部 2 の挿入状態を把握するために、推進力を発生させる回転筒体 1 2 の物理情報（回転速度、回転トルクなど）をリアルタイムで表示装置 1 0 から取得できるため、挿入部 2 の挿入時における異常を容易に察知することができる。

【 0 0 5 7 】

尚、上述の回転筒体 1 2 が腸壁との接触で推進作用する最適な所定の範囲の回転速度、及び所定の範囲の回転トルクが、規定した範囲外の値となった際に、警報する警報手段としてのブザー、警告ランプなどを表示装置 1 0 に設けてもよく、また、操作部 4 に警報手段としてのバイブレーション機能を付加しても良い。

20

【 0 0 5 8 】

(第 2 の実施の形態)

次に、本発明の第 2 の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置について図 7、及び図 8 を用いて説明する。本実施の形態の説明において、上述の第 1 の実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 と同じ構成には、同じ符号を使って、その詳細な説明は省略する。尚、図 7 は、本実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置 1 の電気的回路構成を示すブロック図、図 8 は図 7 の電気回路構成により回転筒体 1 2 の回転速度、及び回転トルクを検出し、メモリ素子に検出されたデータを格納する動作一例を示すフローチャートである。

30

【 0 0 5 9 】

本実施形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、図 7 に示すように、抵抗素子 5 2 にモータ 4 5 の回転速度、及び回転トルクを記憶する記憶媒体であるメモリ素子 5 5 が電気的に接続されている。このメモリ素子 5 5 は、電源 5 4 から電力が供給されている。

【 0 0 6 0 】

図 8 のフローチャートを用いて、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装置 1 における、被検体の体腔内（大腸内）へ挿入された挿入部 2 の回転筒体 1 2 の物理情報である回転速度、及び回転トルクを検出し、メモリ素子 5 5 により検出されたデータを格納する一例について、各ステップ（S）に基づいた動作を説明する。尚、本実施形態での図 8 に示すステップ S 1 1 ~ ステップ S 1 5 は、第 1 の実施の形態で図 6 を用いて記載したステップ S 1 ~ ステップ S 5 と同じ動作のため、その詳細説明を省略する。

40

【 0 0 6 1 】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 では、図 8 に示すように、ステップ 1 5 で抵抗素子 5 2 により電圧変換された電圧値がメモリ素子 5 5 を介して表示装置 1 0 に出力される（S 1 6）。このとき、メモリ素子 5 5 は、その電圧値の情報データを格納する（S 1 7）。

【 0 0 6 2 】

そして、メモリ素子 5 5 を介して電圧値が入力された表示装置 1 0 は、検出電圧値に基づいて、回転筒体 1 2 の物理情報である回転速度、及び回転トルクを数値化して、表示部に表示する（S 1 8）と共に、メモリ素子 5 5 に回転筒体 1 2 の物理情報を出力する。

50

【 0 0 6 3 】

メモリ素子 5 5 は、入力された回転筒体 1 2 の物理情報のデータを格納する (S 1 9)

【 0 0 6 4 】

以上のように、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、第 1 の実施の形態の効果に加え、メモリ素子 5 5 を備えることで、モータ 4 5 の電圧値、及び回転筒体 1 2 の動作履歴である物理情報を格納することができることで、この各種情報を基に故障時の修復などのデータとして、活用することができる構成となる。

【 0 0 6 5 】

(第 3 の実施の形態)

次に、本発明の第 3 の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置について図 9、及び図 10 を用いて説明する。本実施の形態の説明において、上述の各実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 と同じ構成には、同じ符号を使って、その詳細な説明は省略する。尚、図 9 は、本実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置 1 の電氣的回路構成を示すブロック図、図 10 は図 9 の電気回路構成により回転筒体 1 2 の回転速度、及び回転トルクを検出し、制御回路による制御動作の一例を示すフローチャートである。

【 0 0 6 6 】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 には、図 9 に示すように、モータ 4 5、抵抗素子 5 2、及び電流計 5 3 と直列で電氣的に接続される制御回路 5 6 が設けられている。この制御回路 5 6 は、図 9 には図示していないが、回転駆動部 3 内に配設され、電源 5 4 と

【 0 0 6 7 】

図 10 のフローチャートを用いて、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装置 1 における、被検体の体腔内 (大腸内) へ挿入された挿入部 2 の回転筒体 1 2 の物理情報である回転速度、及び回転トルクを検出する制御の一例について説明する。尚、本実施形態での図 10 に示すステップ S 2 1 ~ ステップ S 2 5 は、第 1 の実施の形態で図 6 を用いて記載したステップ S 1 ~ ステップ S 5 と、図 10 に示す図ステップ S 2 6 ~ S 2 9 は第 2 の実施の形態で図 8 を用いて記載したステップ S 1 6 ~ S 1 9 と同じ動作のため、その詳細説明を省略する。

【 0 0 6 8 】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 では、電流計 5 3 に接続された制御回路 5 6 がモータ 4 5 に供給される電流値をモニターしており、図 10 に示すように、ステップ S 3 0 において、その電流値が所定の範囲の閾値外、ここでは異常な電流値となっているか否かの判断を制御回路 5 6 によって行われている (S 3 0) 。

【 0 0 6 9 】

このステップ S 3 0 において、制御回路 5 6 の判断のもと、モータ 4 5 に供給される電流値が所定の範囲の閾値内であった場合、再度、ステップ S 2 4 に戻り、電流値が所定の範囲の閾値外となっていた場合、制御回路 5 6 はモータ 4 5 への電流供給を停止し、モータ 4 5 の駆動を停止する (S 3 1) 尚、ステップ S 3 0 における、制御回路 5 6 が行う判断は、回転筒体 1 2 の適切な所定の範囲の回転速度、及び回転トルクの所定の閾値を設定し、モータ 4 5 に供給される電流値から導き出された回転速度、及び回転トルクから前記所定の範囲の閾値と比較して判断しても良い。

【 0 0 7 0 】

以上のように、本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、第 2 の実施の形態の効果に加え、制御回路 5 6 を設けることで、回転筒体 1 2 を駆動するモータ 4 5 の異常や、回転筒体 1 2 の適切な所定の回転速度、及び回転トルクの範囲外となった場合、異常と判断して自動的にモータ 4 5 の駆動を停止し、回転筒体 1 2 の回動を停止させることができる。

【 0 0 7 1 】

また、制御回路 5 6 は、図 11 に示すフローチャートに基づく制御を行うようにしても

10

20

30

40

50

良い。図 11 は図 9 の電気回路構成により回転筒体 12 の回転速度、及び回転トルクを検出し、制御回路による制御動作の変形例を示すフローチャートである。尚、図 11 に示すステップ S 41 ~ ステップ S 49 は、図 10 を用いて記載したステップ S 21 ~ ステップ S 29 と同じ動作のため、その詳細説明を省略する。

【0072】

ステップ S 49 でメモリ素子 55 に回転筒体 12 の物理情報のデータを格納した後、制御回路 56 は、電流計 53 によって検出された電流値に基づいて、モータ 45 の誘起電圧 E 変換を行う (S 50)。そして、制御回路 56 は、予め設定されたモータ 45 における所定の基準誘起電圧 E と、ステップ S 50 で変換した誘起電圧 E とが同じ電圧値 (E = E) であるか否かの判断を行う (S 51)

10

制御回路 56 がモータ 45 の前記基準誘起電圧 E と前記誘起電圧 E とが同じ電圧値 (E = E) と判断した場合、ステップ S 44 に移行し、大腸への挿入部 2 の挿入過程において、ステップ S 44 ~ S 51 の各ルーチンがループされる。一方で、制御回路 56 がモータ 45 の前記基準誘起電圧 E と前記誘起電圧 E とが異なる電圧値 (E > E、E < E) と判断した場合、制御回路 56 は、モータ 45 の誘起電圧 E をコントロール、すなわち、モータ 45 の前記基準誘起電圧 E と前記誘起電圧 E とが同じ電圧値 (E = E) となるように、モータ 45 への供給電圧を変更する (S 52)。

【0073】

次に、電流計 53 によって、モータ 45 の電流値を検出し (S 53)、その電流値が所定の範囲の閾値外、ここでは異常な電流値となっているか否かの判断を制御回路 56 によって行われる (S 54)。

20

【0074】

このステップ S 54 において、制御回路 56 の判断のもと、モータ 45 に供給される電流値が所定の範囲の閾値内であった場合、再度、ステップ S 45 に戻り、電流値が所定の範囲の閾値外となっていた場合、制御回路 56 はモータ 45 への電流供給を停止し、モータ 45 の駆動を停止する (S 55)

以上のように、本変形例の回転自走式内視鏡装置 1 は、上述の各効果に加え、回転筒体 12 を駆動するモータ 45 の回転速度、及び回転トルクを一定に保つことができるため、回転筒体 12 が予め設定された所定の回転速度、及び回転トルクが一定に保たれた状態で腸壁に作用するため、屈曲する大腸内への挿入部 2 の挿入性が向上する。

30

【0075】

(第 4 の実施の形態)

次に、本発明の第 4 の実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置について図 12 を用いて説明する。本実施の形態の説明において、上述の各実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 と同じ構成には、同じ符号を使って、その詳細な説明は省略する。尚、図 12 は、本実施の形態に係る回転自走式内視鏡装置 1 の電氣的回路構成を示し、パイプ側プーリ 41 の一面に配されたトルク検出用マグネットを説明するためのブロック図である。

【0076】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置 1 は、図 12 に示すように、パイプ側プーリ 41 の一面、ここでは基端面に複数の S 極と複数の N 極の磁性体を円周方向に互い違いに並べて配設したトルク検出用マグネット 58 と、パイプ側プーリ 41 の前記基端面近傍に配置され、トルク検出用マグネット 58 の磁気を検知する検出手段である磁気検知部 57 とを有している。

40

【0077】

磁気検知部 57 は、制御回路 56 と電氣的に接続され、検出したトルク検出用マグネット 58 の S 極、或いは N 極の磁気を制御回路 56 に出力する。すなわち、磁気検知部 57 は、パイプ側プーリ 41 の回転により、トルク検出用マグネット 58 の S 極、或いは N 極が通過することによって、パイプ側プーリ 41 の物理情報である回転速度、及び回転トルクを検出し、その検出結果を制御回路 56 へ出力する。

【0078】

50

その結果、磁気検知部 5 7 は、パイプ側プーリ 4 1 の回転速度、及び回転トルクが伝達される回転筒体 1 2 の物理情報（回転速度、及び回転トルク）を検出することができる。これにより、磁気検知部 5 7 により検出された値は、第 3 の実施の形態にて記述したメモリ素子 5 5 が格納する回転筒体 1 2 の物理情報データ、及び表示装置 1 0 により表示する回転筒体 1 2 の物理情報とすることができる。さらに、制御回路 5 6 は、磁気検知部 5 7 により検出された値をもとに、設定された回転筒体 1 2 の所定の範囲の回転速度、及び回転トルクと比較して判断することができる。

【 0 0 7 9 】

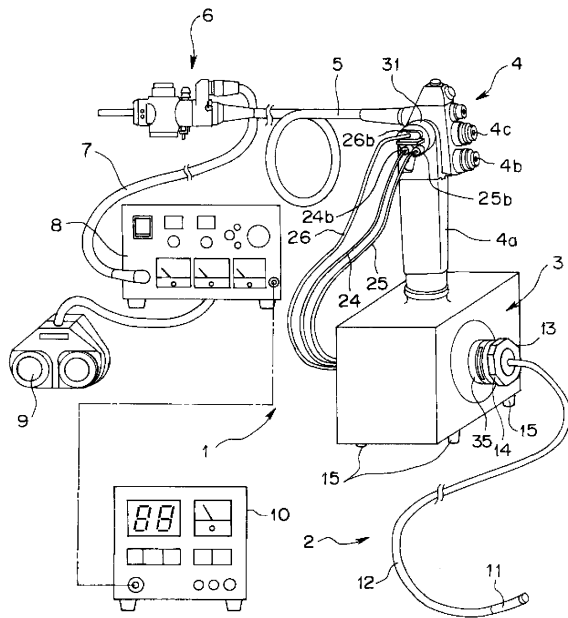
また、上述した各実施の形態における抵抗素子 5 2 をポテンショメータに変えて、回転筒体 1 2 の物理情報データの閾値を可変することができるような構成にしても良い。

10

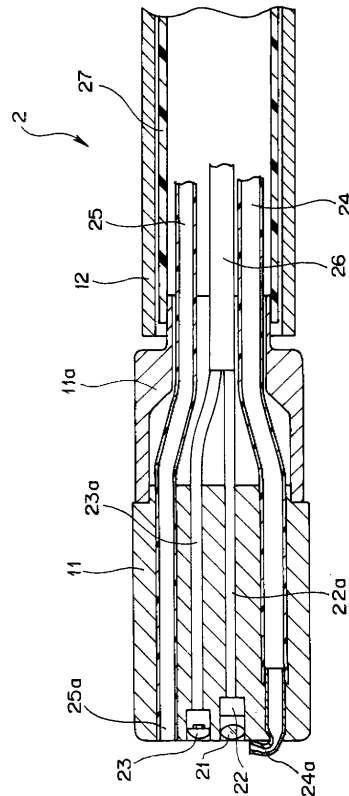
【 0 0 8 0 】

尚、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

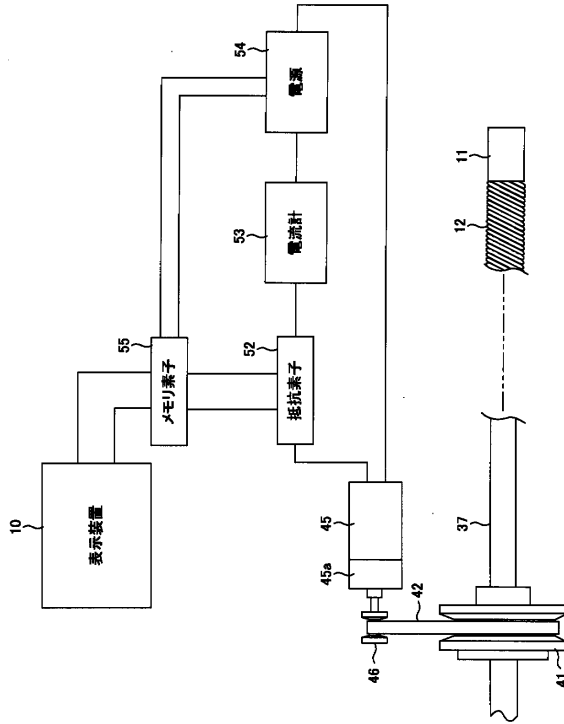
【 図 1 】



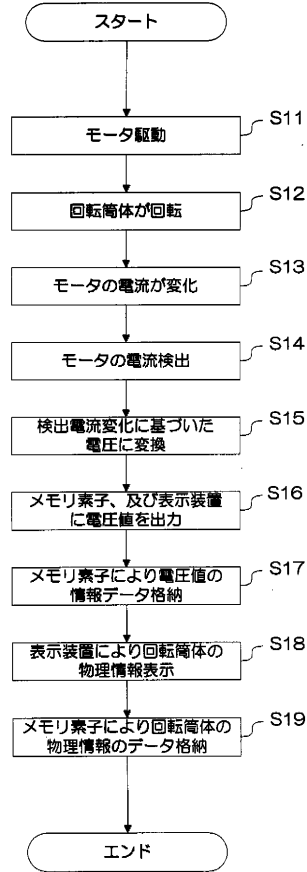
【 図 2 】



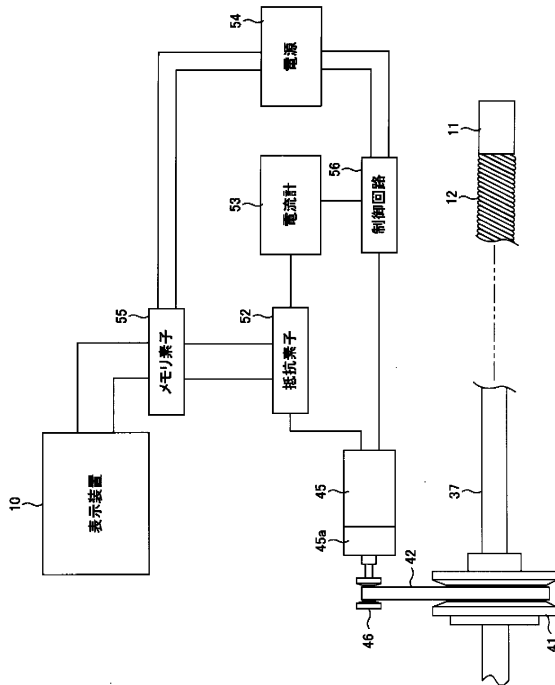
【図7】



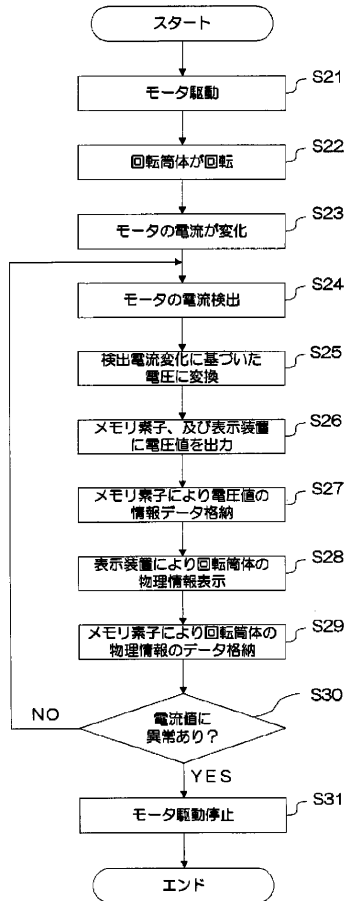
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(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

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平04 - 357925 (JP, A)
特開2002 - 034283 (JP, A)
特開2003 - 285484 (JP, A)
特開2001 - 317447 (JP, A)
特開2000 - 107123 (JP, A)
国際公開第2005 / 089630 (WO, A1)
特開平5 - 211993 (JP, A)
特開昭55 - 42657 (JP, A)
特開2003 - 93327 (JP, A)
特開2005 - 253892 (JP, A)
特開昭58 - 190902 (JP, A)
特開平3 - 92126 (JP, A)
特開平9 - 285176 (JP, A)
特開2002 - 29432 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	旋转式自推进式内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4864003B2	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	JP2007539741	申请日	2005-09-30
[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	尾本惠二郎 倉康人 岸孝浩 谷井好幸		
发明人	尾本 惠二郎 倉 康人 岸 孝浩 谷井 好幸		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/005 A61B1/00147 A61B1/0016		
FI分类号	A61B1/00.320.B		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JPWO2007043118A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的旋转自推进式内窥镜装置1包括：插入被检体内的插入部2；推力产生部12，其可旋转地设置在该插入部的外周的长轴方向上；旋转原动力产生部3，具有用于旋转推力产生部的驱动单元45，用于基于旋转驱动部的驱动单元的检测物理信息的检测单元52，以及用于基于检测结果来通知物理信息的通知单元10。检测单元和推力产生单元的行为可以由用户掌握。

