

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2007/043118

発行日 平成21年4月16日 (2009. 4. 16)

(43) 国際公開日 平成19年4月19日 (2007. 4. 19)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

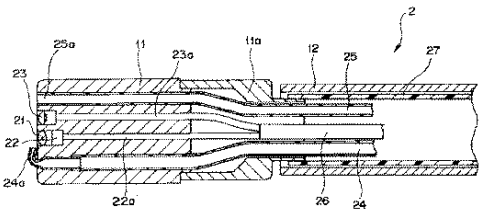
テーマコード (参考)
4 C 0 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

出願番号 (21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (81) 指定国	特願2007-539741 (P2007-539741) PCT/JP2005/018175 平成17年9月30日 (2005. 9. 30) AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW) , EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM) , EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE , IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR) , OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG) , AE, A G, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM , HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, L S, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ , TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW	(71) 出願人 (74) 代理人 (72) 発明者 (72) 発明者 (72) 発明者	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4 3番2号 100076233 弁理士 伊藤 進 尾本 恵二郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 倉 康人 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 岸 孝浩 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3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) 【要約】
本発明の回転自走式内視鏡装置 1 は、被検体に挿入するための挿入部 2 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 1 2 と、該推進力発生部を回転させる駆動手段 4 5 を有する回動力発生手段 3 と、該回転駆動部の前記駆動手段の駆動に基づく物理情報を検出する検出手段 5 2 と、該検出手段の検出結果に基づいて前記物理情報の報知を行う報知手段 1 0 とを具備することで、ユーザにより前記推進力発生手段の挙動が把握できる。



【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、
該回転駆動部の前記駆動手段の駆動に基づく物理情報を検出する検出手段と、
該検出手段の検出結果に基づいて前記物理情報の報知を行う報知手段と、
を具備することを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

【請求項 2】

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、
該回転駆動部の前記駆動手段の駆動に基づく物理情報を検出する検出手段と、
該検出手段の検出結果に基づいて前記推進力発生部の回転を制御する制御部と、
を具備することを特徴とする回転自走式内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記物理情報は、前記駆動手段のトルク量であることを特徴とする請求項 1、又は請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 4】

前記物理情報は、前記駆動手段の駆動電流値であることを特徴とする請求項 1、又は請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記物理情報は、前記推進力発生部のトルク量であることを特徴とする請求項 1、又は請求項 2 に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 6】

前記報知手段は、前記物理情報を数値化して表示す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。

【請求項 7】

さらに、前記物理情報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 6 のいずれか 1 項に記載の回転自走式内視鏡装置。

30

【請求項 8】

さらに、前記物理情報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 7 のいずれか 1 項に記載の回転自走式内視鏡装置。

【請求項 9】

上記検出手段は、上記物理情報の閾値を可変自在なポテンシオメータであることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 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。

40

【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

50

、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がある。 10

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。 20

【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、該回転駆動部の前記駆動手段の駆動に基づく物理情報を検出する検出手段と、該検出手段の検出結果に基づいて前記物理情報の報知を行う報知手段と、を具備することを特徴とする。 30

【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。 40

【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。 50

【図 1 1】 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 1 2】 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。 10

【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。 20

【0011】

挿入部 2 は、先端部 11 と、この先端部 11 の基端側に連設される推進力発生手段である回転筒体 12 を有して構成されている。この先端部 11 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。

【0012】

図 2 に示すように、先端部 11 の先端面には、対物光学系 21 が配設されており、この対物光学系 21 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 22 が配設されている。さらに、先端部 11 の先端面には、対物光学系 21 及び撮像素子 22 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 23 が設けられている。撮像素子 22 から延出される信号線 22a と、LED 23 から延出される電力線たる信号線 23a とは、途中で一本にまとめられて、信号ケーブル 26 として基端側へ延長されている。 30

【0013】

また、先端部 11 の先端面には、対物光学系 21 を洗浄するための送水を行ったり、該対物光学系 21 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 24a が配設されている。この送気送水ノズル 24a は、流体管路である送気送水チューブ 24 に接続されていて、該送気送水チューブ 24 は基端側へ延長されている。

【0014】

さらに、先端部 11 の先端面には、例えば吸引等に用いられる流体管路であるチャンネル 25 の開口 25a が露呈しており、このチャンネル 25 は、基端側へ延長されている。 40

【0015】

また、先端部 11 の基端側には、回転筒体 12 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 11a が設けられている。すなわち、後述するように、突当部 11a に推進力が発生した回転筒体 12 の先端部分が当接することで、先端部 11 を含めた挿入部 2 全体が体腔の深部方向へ前進する。

【0016】

回転筒体 12 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）となる螺旋形状部が形成された部材である。詳しくは、回転筒体 12 50

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。

【0017】

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12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。

10

【0018】

この回転筒体12は、挿入方向の軸周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12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12は、図3に示すように、基端部分が複数の係合凸部16aが形成された係止手段である前口金16に接続されている。

【0019】

回転筒体12の内周面側には、チューブ27が配設されている。このチューブ27は、
上述したような送気送水チューブ24、チャンネル25、及び信号ケーブル26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12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27は、先端部分が突当部11
aの基端と連結されており、基端部分が硬質な固定部である固定管17が連結されてい
る。

20

【0020】

チューブ27は、長手方向の長さが回転筒体12よりも長く、基端に連結された固定管
17から送気送水チューブ24、チャンネル25、及び信号ケーブル26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24、チャンネル25及び信号ケ
ーブル26は、回転駆動部3内を挿通された後に、再びこの回転駆動部3（図1参照）か
ら外部に延出される。

30

【0021】

送気送水チューブ24の端部には送気送水接続部24bが、チャンネル25の端部には
吸引接続部25bが、信号ケーブル26の端部には信号接続部26b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31（図1参照）に対して接続
されるようになっている。

【0022】

再び、図1の説明に戻って、挿入部2は、回転駆動部3に設けられた回転伝達手段であ
る回転伝達部14に接続されるようになっていて、この接続により、回転駆動部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12に伝達されて、該回転筒体12の回
転が行われるようになっている。尚、回転伝達部14は、後述するように、前抜け止め部
材13との螺合により、挿入部2が着脱自在となっている。

40

【0023】

操作部4には、手で把持するための把持部4aが設けられており、さらに、送気送水チ
ューブ24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4b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4cなどの、各種の操作ボタンが設けられ
ている。

【0024】

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24に接続さ
れる送気送水管路や、チャンネル25に接続される吸引管路、あるいは信号ケーブル26

50

に接続される信号線などが配設されている。

【0025】

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22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11内に配設されているLED23への信号線と、が配設されている。

【0026】

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10を制御したり、あるいはLED23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。

【0027】

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、LED23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10は、回転筒体12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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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3aを有している。このケース3a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。

【0031】

このケース3a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33が配設されている。この前ホルダ33は、外向フランジがケース3a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3aから前方側へ突出した部分が前ホルダ止めリング35との螺合により、ケース3aに固定されている。

【0032】

また、ケース3a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34が配設されている。この後ホルダ34は、外向フランジがケース3a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3aから後方へ突出した部分が後ホルダ止めリング36との螺合により、ケース3aに固定されている。

【0033】

これら各ホルダ33、34には、ケース3a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33a、34aが配設されている。

【0034】

これら各ホルダ33, 34内には、各ホルダ33, 34を掛け渡すように回転パイプ37が挿通されている。この回転パイプ37は、前ホルダ33を固定しているフレーム38に設けられる2つのベアリング39によって回動保持され、前ホルダ33の開口部から前方へ突出している。

【0035】

回転パイプ37の基端側の中途（ベアリング39と後ホルダ34の間）には、固定螺子41aによってパイプ側プーリ41が固設されている。このパイプ側プーリ41は、フレーム38に設けられた減速機45aを備えたモータ45のモータ側プーリ46の回転によりプーリベルト42を介して回動される。これにより、パイプ側プーリ41が固設された回転パイプ37は、パイプ側プーリ41の回動に伴って回動される。 10

【0036】

また、減速機45aは、モータ側プーリ46とパイプ側プーリ41の直径の違いにより、モータ45によるモータ側プーリ46の回転速度がプーリベルト42を介して所望の回転速度でパイプ側プーリ41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3a内は、回転パイプ37の回転時でも、上述した各ホルダ33, 34の内周面に配設された各Oリング33a, 34aにより、外部からの水密が保持されている。

【0037】

この回転パイプ37内には、後端に連結手段である後口金48が連結された固定パイプ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。 20

【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。 30

【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、捩れによる損傷が防止される。 40

【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転が規制される。

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 が回転駆動部 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。

10

【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気的回路構成について説明する。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。

20

【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。

30

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。

40

【0049】

先ず、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 の回転により、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)。

50

【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。

10

【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る。すなわち、術者は、予め設定された回転筒体12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10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。

20

【0055】

例えば、回転筒体12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45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12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、或いは大腸からの抜去などを行い、再度、回転筒体12を回動させ、挿入部2の大腸への挿入を試みることができる。

30

【0056】

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12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10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。

【0057】

尚、上述の回転筒体12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10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。

40

【0058】

(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12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。

50

【0059】

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52にモータ45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55が電氣的に接続されている。このメモリ素子55は、電源54から電力が供給されている。

【0060】

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12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55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S11～ステップS15は、第1の実施の形態で図6を用いて記載したステップS1～ステップS5と同じ動作のため、その詳細説明を省略する。 10

【0061】

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15で抵抗素子52により電圧変換された電圧値がメモリ素子55を介して表示装置10に出力される（S16）。このとき、メモリ素子55は、その電圧値の情報データを格納する（S17）。

【0062】

そして、メモリ素子55を介して電圧値が入力された表示装置10は、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（S18）と共に、メモリ素子55に回転筒体12の物理情報を出力する。 20

【0063】

メモリ素子55は、入力された回転筒体12の物理情報のデータを格納する（S19）。

【0064】

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55を備えることで、モータ45の電圧値、及び回転筒体12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。

【0065】

（第3の実施の形態） 30

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一例を示すフローチャートである。

【0066】

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45、抵抗素子52、及び電流計53と直列で電氣的に接続される制御回路56が設けられている。この制御回路56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54とも電氣的に接続されている。電源54からの駆動電流は、制御回路56を介して、モータ45、抵抗素子52、及び電流計53に供給される。 40

【0067】

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12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S21～ステップS25は、第1の実施の形態で図6を用いて記載したステップS1～ステップS5と、図10に示す図ステップS26～S29は第2の実施の形態で図8を用いて記載したステップS16～S19と同じ動作のため、その詳細説明を省略する。 50

【0068】

本実施の形態の回転自走式内視鏡装置1では、電流計53に接続された制御回路56がモータ45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S30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56によって行われている(S30)。

【0069】

このステップS30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S24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(S31)尚、ステップS30における、制御回路56が行う判断は、回転筒体12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45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。

10

【0070】

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56を設けることで、回転筒体12を駆動するモータ45の異常や、回転筒体12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45の駆動を停止し、回転筒体12の回転を停止させることができる。

【0071】

また、制御回路56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S41～ステップS49は、図10を用いて記載したステップS21～ステップS29と同じ動作のため、その詳細説明を省略する。

20

【0072】

ステップS49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(S50)。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_{α} と、ステップS50で変換した誘起電圧Eとが同じ電圧値($E = E_{\alpha}$)であるか否かの判断を行う(S51)

30

制御回路56がモータ45の前記基準誘起電圧 E_{α} と前記誘起電圧Eとが同じ電圧値($E = E_{\alpha}$)と判断した場合、ステップS44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S44～S51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_{α} と前記誘起電圧Eとが異なる電圧値($E > E_{\alpha}$ 、 $E < E_{\alpha}$)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_{α} と前記誘起電圧Eとが同じ電圧値($E = E_{\alpha}$)となるように、モータ45への供給電圧を変更する(S52)。

【0073】

次に、電流計53によって、モータ45の電流値を検出し(S53)、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(S54)。

40

【0074】

このステップS54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S45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(S55)

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。

50

【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。 10

【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】

その結果、磁気検知部57は、パイプ側プーリ41の回転速度、及び回転トルクが伝達される回転筒体12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57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55が格納する回転筒体12の物理情報データ、及び表示装置10により表示する回転筒体12の物理情報とすることができる。さらに、制御回路56は、磁気検知部57により検出された値をもとに、設定された回転筒体12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。 20

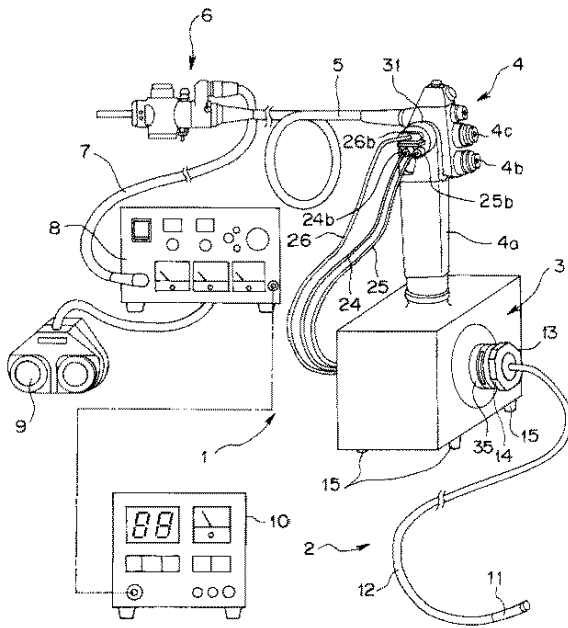
【0079】

また、上述した各実施の形態における抵抗素子52をポテンショメータに変えて、回転筒体12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。 30

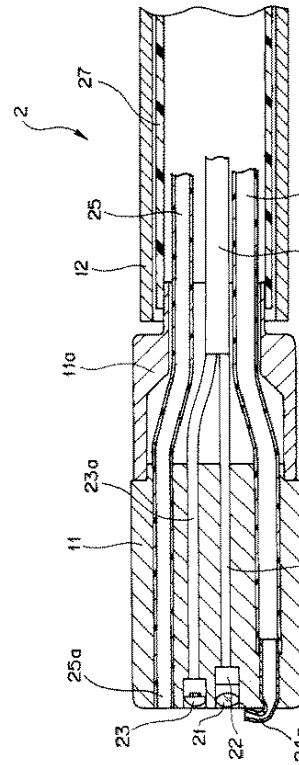
【0080】

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。

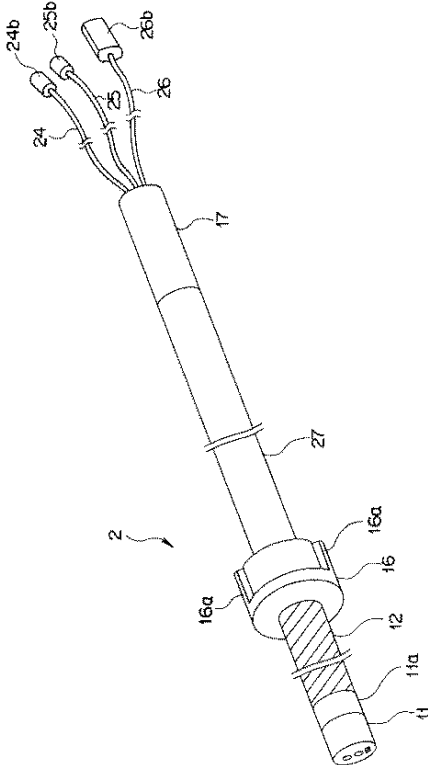
【図 1】



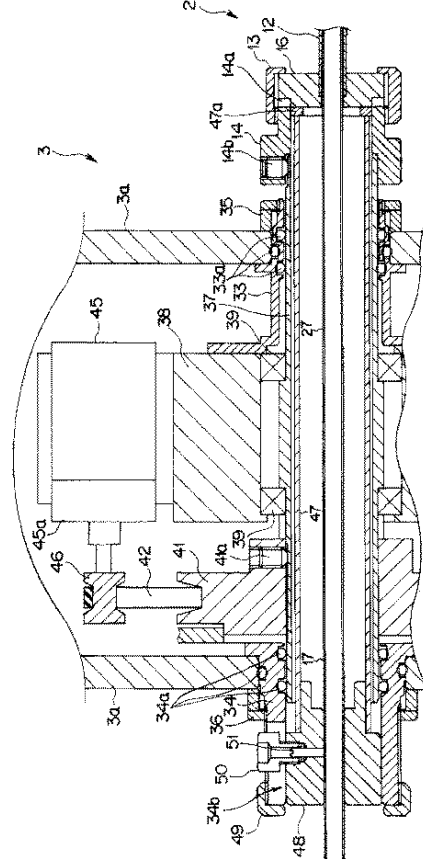
【図 2】



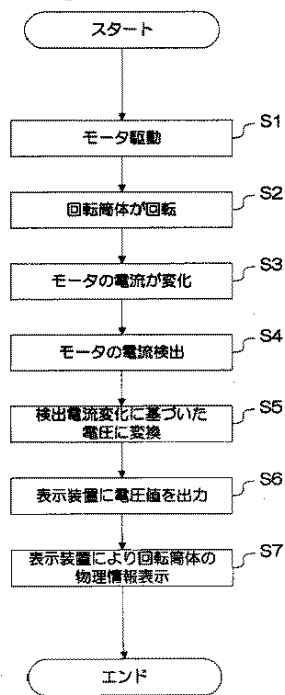
【図 3】



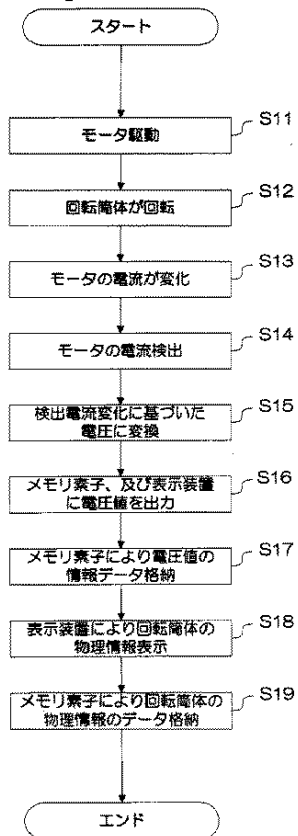
【図 4】



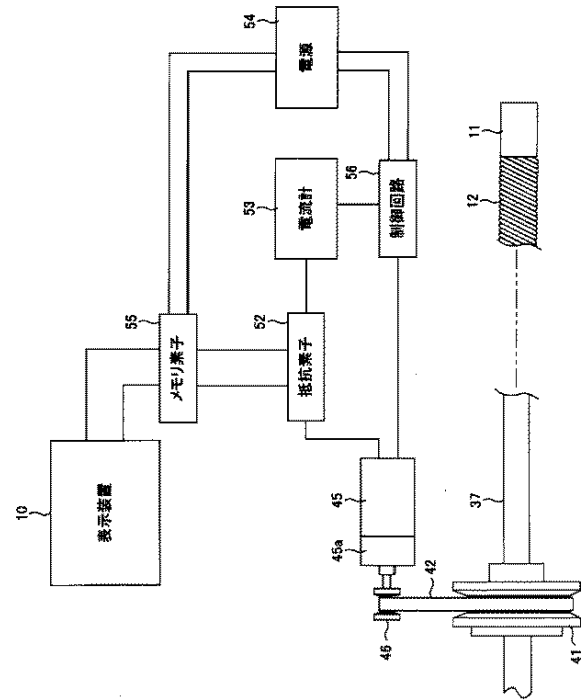
【图 6】



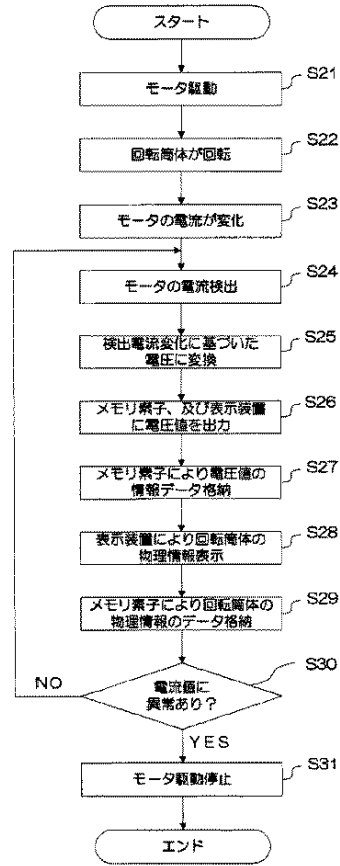
【图 8】



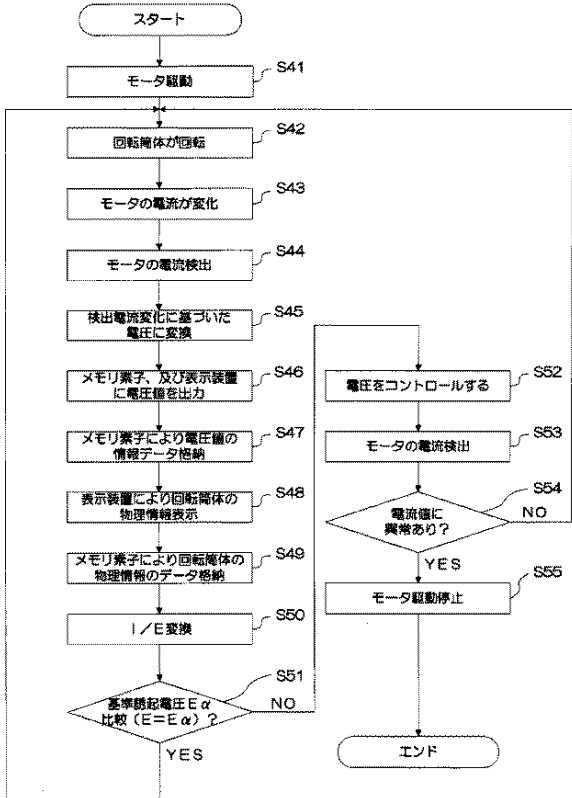
【図 9】



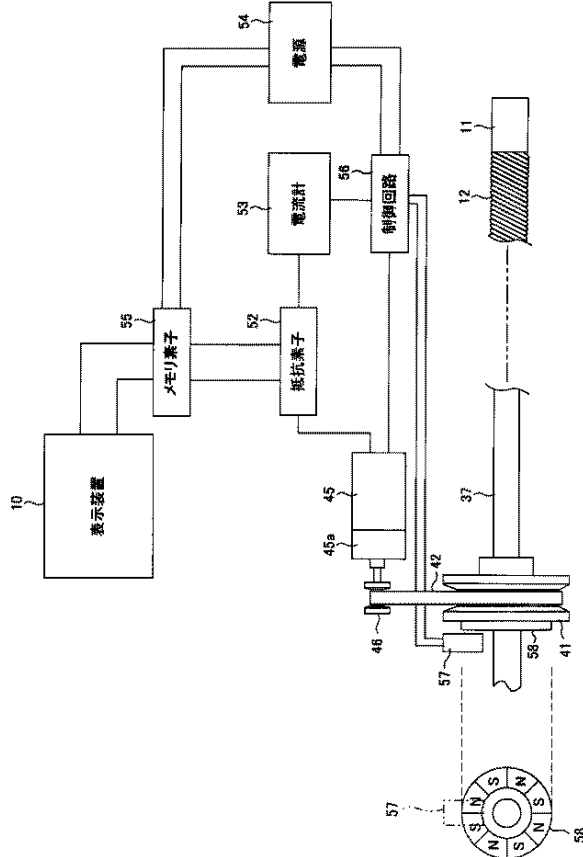
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/018175
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00 (2006.01)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 55-42657 A (Kabushiki Kaisha Medosu Kenkyusho), 26 March, 1980 (26.03.80), (Family: none)	1, 2, 6, 8 3-5, 7, 9
Y A	JP 2000-107123 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 April, 2000 (18.04.00), (Family: none)	1, 2, 6, 8 3-5, 7, 9
A	JP 2003-93327 A (Pentax Kabushiki Kaisha), 02 April, 2003 (02.04.03), (Family: none)	7
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 October, 2005 (18.10.05)		Date of mailing of the international search report 01 November, 2005 (01.11.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2005/018175	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int.Cl. ⁷ A61B1/00 (2006.01)			
B. 調査を行った分野			
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))			
Int.Cl. ⁷ A61B1/00 (2006.01)			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの			
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2005年 日本国実用新案登録公報 1996-2005年 日本国登録実用新案公報 1994-2005年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y A	JP 55-42657 A (株式会社メドス研究所) 1980.03.26 (ファミリーなし)	1, 2, 6, 8 3-5, 7, 9	
Y A	JP 2000-107123 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.04.18 (ファミリーなし)	1, 2, 6, 8 3-5, 7, 9	
A	JP 2003-93327 A (ペンタックス株式会社) 2003.04.02 (ファミリーなし)	7	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 18.10.2005		国際調査報告の発送日 01.11.2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

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4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA04 DD10 GG22 JJ17 NN05 WW11 YY02 YY14

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	旋转式自推进式内窥镜设备		
公开(公告)号	JPWO2007043118A1	公开(公告)日	2009-04-16
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		
[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		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/DD10 4C061/GG22 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW11 4C061/YY02 4C061/YY14		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4864003B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的旋转自走式内窥镜装置1包括：被插入被检体的插入部2；绕该插入部的外周的纵轴可旋转地设置的推力产生部12；以及旋转动力产生部。图3所示的装置具有用于使推力产生部旋转的驱动单元45，用于基于旋转驱动部的驱动单元的检测来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。使用者可以掌握推力产生单元的行为。

