

(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2013-153819
(P2013-153819A)

(43) 公開日 平成25年8月15日 (2013. 8. 15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-14977 (P2012-14977)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成24年1月27日 (2012. 1. 27)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	芦田 毅 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	仲村 貴行 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	鳥澤 信幸 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

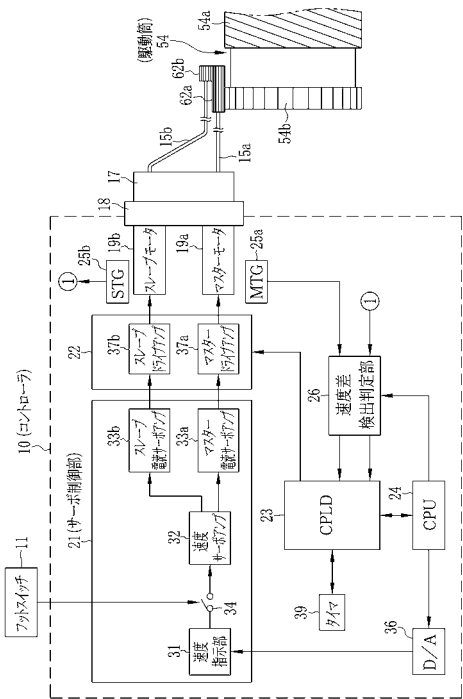
(54) 【発明の名称】 内視鏡推進補助装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】確実にワイヤ断線を検出しながらも、操作性の悪化を防止する。

【解決手段】MTG 2 5 a及びSTG 2 5 bは、各モータ 1 9 a , 1 9 bの回転速度を検出する。速度差検出判定部 2 6は、各モータ 1 9 a , 1 9 bの回転速度差を検出する。CPLD 2 3は、検出された速度差が4 0 0 r p m以上となったときに、タイマ 3 9による時間計測を開始させる。タイマ 3 9での計測時間が、共振周期の半分以上となったときに、CPLD 2 3は、各ワイヤ 1 5 a , 1 5 bのいずれかが断線したと判断する。CPLD 2 3は、断線と判断すると、ドライブ基板 2 2の各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 bに停止信号を入力する。各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 bは、停止信号の入力を受けて、各モータ 1 9 a , 1 9 bへの電流供給を停止し、各モータ 1 9 a , 1 9 bを停止する。

【選択図】図 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の先端部に装着され、前記先端部が挿入される被検体内で前記先端部を推進させる推進補助ユニットと、

金属線がコイル状に巻かれて形成され、前記推進補助ユニットに連結されて前記推進補助ユニットを駆動する回転可能な複数のワイヤと、

前記各ワイヤに連結され、前記各ワイヤを回転させる複数のモータと、

前記各モータの回転速度の差が設定値以上となったときに、その経過時間を計測するタイマと、

前記タイマでの計測時間が設定時間以上となったときに、前記ワイヤが断線されたと判断する断線検出部と、

前記断線検出部での検出結果に応じて前記各モータの駆動を制御する制御部と、
を備えることを特徴とする内視鏡推進補助装置。

【請求項 2】

前記設定時間は、前記各モータの共振の周期の半分以上の時間であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記ワイヤ断線が検出されたときには、前記各モータを停止することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記ワイヤ断線が検出されたときには、前記先端部が被検体外へ抜去されるように前記各モータを駆動することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 5】

前記ワイヤ断線が検出されたときにそれを報知する報知部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 つ記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 6】

前記循環体は、前記外筒を全周に亘って覆うように袋状に形成された回転体から構成されていることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 つ記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 7】

前記循環体は、前記外筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトから構成されていることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 つ記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 8】

前記推進補助ユニットは、

内視鏡の先端部が挿通されるキャリア筒と、

前記キャリア筒を前記内視鏡の先端部に装着する装着部と、

前記キャリア筒に回転可能に支持され、外周面に平歯ギヤが形成された駆動筒と、

前記平歯ギヤに噛合して前記駆動筒を回転させる複数のピニオンと、

前記駆動筒の外側に配される外筒と、

前記外筒の内周面と外周面とを覆った状態で前記駆動筒の軸方向に沿って循環するように配された循環体と、

前記駆動筒の回転で前記循環体を循環駆動して、前記先端部が挿入される被検体内で前記先端部を推進させる循環駆動部と、を有し、

前記各ワイヤは、前記各ピニオンに連結されて前記各ピニオンを回転させることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 つ記載の内視鏡推進補助装置。

【請求項 9】

前記推進補助ユニットは、前記外筒に回転可能に取り付けられ、前記循環体の内面に接触して前記循環体の内面を押圧する複数のローラを備え、

前記駆動筒は、前記キャリア筒の内側に回転可能に支持され、

前記循環駆動部は、

10

20

30

40

50

前記駆動筒に設けられたウォームギヤと、

前記キャリア筒に回転可能に取り付けられ、前記ウォームギヤに噛合するとともに、前記各ローラとの間で前記循環体を挟持して前記循環体を循環駆動する複数の駆動ギヤと、を備えることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡推進補助装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の先端部の検体内での推進を補助する内視鏡推進補助装置に関するものである。

【背景技術】

10

【0002】

医療分野において内視鏡を利用した診断が行われている。内視鏡は、CCD等の撮像素子を内蔵した先端部が被検体内に挿入される。この撮像素子により得られた画像はモニタに表示され、このモニタに表示された画像により被検体内を観察する。

【0003】

近年では、内視鏡の推進を補助する内視鏡推進補助装置が提案されている。特許文献 1 記載の内視鏡推進補助装置（特許文献 1 では内視鏡用推進装置と称されている）では、内視鏡の先端部に装着される筒状の支持体に、循環体を循環可能に取り付け、この循環体の外側を消化管の内壁に接触させた状態で循環させることで、両者の間に生じる摩擦により内視鏡の先端を自走させて消化管内へ誘導している。これにより、例えば、大腸のように体内で曲がりくねった構造である消化管への内視鏡の挿入を、挿入手技が未熟である者にも容易に行うことができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2005 - 253892 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 では、モータによりワイヤを回転させ、このワイヤの先端に取り付けられたマグネット棒を回転することで、マグネットローラに架け渡された循環体を循環移動している。マグネット棒は、N 極と S 極を交互に螺旋状に巻き付けた形態をしており、ウォームギヤとして機能している。他方、ローラは外周面に N 極と S 極とが交互に形成されており、ウォームホイールとして機能している。ワイヤは、使用による金属疲労で断線することがある。ワイヤが断線すると、循環体を循環させることができないため、内視鏡用補助装置を被検体外に抜き出すことが困難になるという問題があった。

30

【0006】

ワイヤ及びモータが複数設けられている場合には、1 本のワイヤが断線しても、他のワイヤにより循環体の循環が可能となる。そこで、ワイヤ断線を検出し、それに応じてモータを停止したり、内視鏡の先端部を被検体外へ抜去する方向に循環体が循環するようにモータを駆動する等のモータ制御を行うことが考えられる。断線検出方法としては、各モータの回転速度を検出し、その回転速度差に応じて断線を検出することが考えられる。

40

【0007】

しかしながら、ワイヤが屈曲した場合にも、その屈曲したワイヤの回転負荷が上昇してモータの回転速度が低下し、回転速度差が生じることがある。さらに、ワイヤ屈曲による速度変動を契機にして、モータの慣性モーメントとワイヤのねじり剛性とに起因したモータの回転共振現象が励起され、モータの回転速度差が継続されることがある。このワイヤ共振による速度変動でもワイヤ断線を検出して循環体を停止すると、操作性が悪いという問題があった。

【0008】

50

本発明は上記問題を解決するためのものであり、確実にワイヤ断線を検出しながらも、操作性の悪化を防止することができる内視鏡推進補助装置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】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡推進補助装置は、内視鏡の先端部に装着され、前記先端部が挿入される被検体内で前記先端部を推進させる推進補助ユニットと、金属線がコイル状に巻かれて形成され、前記推進補助ユニットに連結されて前記推進補助ユニットを駆動する回転可能な複数のワイヤと、前記各ワイヤに連結され、前記各ワイヤを回転させる複数のモータと、前記各モータの回転速度の差が設定値以上となったときに、その経過時間を計測するタイマと、前記タイマでの計測時間が設定時間以上となったときに、前記ワイヤが断線されたと判断する断線検出部と、前記断線検出部での検出結果に応じて前記各モータの駆動を制御する制御部と、を備えることを特徴とする。

10

【0010】

また、前記設定時間は、前記各モータの共振の周期の半分以上の時間であることが好ましい。

【0011】

また、前記制御部は、前記ワイヤ断線が検出されたときには、前記各モータを停止することが好ましい。

【0012】

さらに、前記制御部は、前記ワイヤ断線が検出されたときには、前記先端部が被検体外へ抜去されるように前記各モータを駆動することが好ましい。

20

【0013】

さらに、前記ワイヤ断線が検出されたときにそれを報知する報知部を備えることが好ましい。

【0014】

また、前記循環体は、前記外筒を全周に亘って覆うように袋状に形成された回転体から構成されていることが好ましい。

【0015】

さらに、前記循環体は、前記外筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトから構成されていることが好ましい。

30

【0016】

また、前記推進補助ユニットは、内視鏡の先端部が挿通されるキャリア筒と、前記キャリア筒を前記内視鏡の先端部に装着する装着部と、前記キャリア筒に回転可能に支持され、外周面に平歯ギヤが形成された駆動筒と、前記平歯ギヤに噛合して前記駆動筒を回転させる複数のピニオンと、前記駆動筒の外側に配される外筒と、前記外筒の内周面と外周面とを覆った状態で前記駆動筒の軸方向に沿って循環するように配された循環体と、前記駆動筒の回転で前記循環体を循環駆動して、前記先端部が挿入される被検体内で前記先端部を推進させる循環駆動部と、を有し、前記各ワイヤは、前記各ピニオンに連結されて前記各ピニオンを回転させることを好ましい。

【0017】

さらに、前記推進補助ユニットは、前記外筒に回転可能に取り付けられ、前記循環体の内面に接触して前記循環体の内面を押圧する複数のローラを備え、前記駆動筒は、前記キャリア筒の内側に回転可能に支持され、前記循環駆動部は、前記駆動筒に設けられたウォームギヤと、前記キャリア筒に回転可能に取り付けられ、前記ウォームギヤに噛合するとともに、前記各ローラとの間で前記循環体を挟持して前記循環体を循環駆動する複数の駆動ギヤと、を備えることが好ましい。

40

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、複数のワイヤを回転させる複数のモータの回転速度の差が設定値以上となった状態での経過時間が、設定時間以上となったときに、各ワイヤのいずれかが断線

50

したと判断するから、速度差が設定値以上となったときに直ぐに断線したと判断するものに比べて、誤った判断をする可能性が低くなる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】推進補助ユニットを装着した内視鏡を示す模式図である。

【図2】内視鏡推進補助装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】速度差検出判定部を示すブロック図である。

【図4】推進補助ユニットを示す斜視図である。

【図5】推進補助ユニットを示す分解斜視図である。

【図6】ピニオンと駆動筒とヘリカルギヤと軸受リングとを示す斜視図である。

10

【図7】接着前のメンブレンを示す斜視図である。

【図8】接着後のメンブレンとヘリカルギヤとを示す斜視図である。

【図9】ヘリカルギヤの部分の側面断面図である。

【図10】メンブレンを示す正面図である。

【図11】ヘリカルギヤの部分の正面断面図である。

【図12】推進補助ユニットにより内視鏡を推進させるときの手順を示すフローチャートである。

【図13】マスターモータとスレーブモータの速度変動を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0020】

20

図1に示すように、推進補助ユニット2は内視鏡の先端硬性部3に固定して使用される。先端硬性部3には、例えば撮像光学系とともにCMOS型あるいはCCD型のイメージセンサが組み込まれ、先端硬性部3に設けられた照明窓からの照明光のもとで胃壁や腸壁の画像を撮像する。先端硬性部3を所期の位置まで挿入操作することができるように先端硬性部3の基端側には湾曲部が設けられ、また挿入操作を補助するために推進補助ユニット2が併用される。湾曲部は、操作部5に備えられたアングルノブの操作により挿入しやすいように屈曲動作させることができる。

【0021】

操作部5には、さらに、吸・排気/吸・排水の切替え操作を行うための操作ボタン、生検鉗子などが挿入される鉗子チャンネルの口金などが設けられている。操作部5からは接続コード6が引き出され、光源装置7と内視鏡プロセッサ8に接続されている。光源装置7に組み込まれた照明ランプからの光は、接続コード6内及び内視鏡内部に組み込まれたライトガイドファイバを通して照明窓まで導光される。内視鏡プロセッサ8は、接続コード6から入力される画像信号に適宜の信号処理を行い、得られた画像は表示モニター9に表示される。なお、内視鏡プロセッサ8は、接続コード6を経由して供給される内視鏡からの入力情報に基づき、現在接続されている内視鏡の機種情報を識別することができる。そして、内視鏡が操作されるときに機種ごとに異なった制御が必要である場合、あるいは機種ごとに表示モニター9上で異なった画像表示が必要である場合などには、機種情報に対応した適切な制御あるいは表示に自動切り替えすることが可能となる。

30

【0022】

40

内視鏡プロセッサ8にはコントローラ10が電氣的に接続される。コントローラ10は推進補助ユニット2の作動を監視・制御するために用いられる。推進補助ユニット2の後端から並列二連となった柔軟なシース12が引き出されている。シース12はサージカルテープ4などにより内視鏡の挿入部に適宜に固定され、推進補助ユニット2を装着した内視鏡を体腔内に挿入しあるいは操作する際にシース12が体腔内で不用意な挙動をすることはない。

【0023】

ダブルルーメン型のシース12内には、推進補助ユニット2の内部機構に先端部が機械的に連結されたマスターワイヤ15a及びスレーブワイヤ15bがそれぞれ挿通されている。各ワイヤ15a, 15bは可撓性を有しながらも捩じり剛性が高く、一端側から入力

50

されたトルクをほとんど減衰させることなく他端側に伝達する。各ワイヤ15a, 15bの後端は二股のプラグ17を介してコントローラ10のコネクタ18に連結される。コントローラ10にはマスターモータ19a及びスレーブモータ19b(図2参照)が組み込まれ、プラグ17をコネクタ18に連結したときに、マスターワイヤ15aはマスターモータ19aにより、スレーブワイヤ15bはスレーブモータ19bにより個別に駆動できる状態になる。内視鏡推進補助装置20は、推進補助ユニット2と、表示モニタ9と、コントローラ10と、各ワイヤ15a, 15bとを備える。

【0024】

図2及び図3に示すように、コントローラ10には、サーボ制御部21と、ドライブ基板22と、CPLD(Complex Programmable Logic Device)23と、CPU24とが設けられている。また、コントローラ10には、マスターモータ19a及びスレーブモータ19bの回転速度を検出するマスタータコジェネレータ(以下、MTG)25a及びスレーブタコジェネレータ(以下、STG)25bと、マスターモータ19aとスレーブモータ19bとの回転速度差を検出し、それを判定する速度差検出判定部26とが設けられている。

【0025】

MTG25a及びSTG25bは、各モータ19a, 19bの回転速度を検出し、検出した回転速度に応じた電圧信号を速度差検出判定部26に入力する。速度差検出判定部26は、MTG25a及びSTG25bから入力された電圧信号に基づいて回転速度差(マスターモータ19aの回転速度-スレーブモータ19bの回転速度)を検出する検出部27と、検出部27で検出された検出速度差の符号(プラスマイナス)を反転する反転部28とを備えている。また、速度差検出判定部26は、検出速度差とCPU24から入力される予め設定された設定速度とを比較するマスター比較部29a及びスレーブ比較部29bと、時間を計測するマスターカウンタ30a及びスレーブカウンタ30bとを備えている。

【0026】

マスターモータ19aの回転速度は、内視鏡推進補助装置を効果的に動作させる速度である、例えば2000rpmとなるように、CPU24からD/A変換器36を介して速度指示部31に設定される。CPU24から速度差検出判定部26に入力される設定速度は、マスターモータ19aの回転速度より低い値に設定する必要がある、例えば400rpmに設定される。

【0027】

各比較部29a, 29bは、入力された検出速度差が400rpm以上となったときに、各カウンタ30a, 30bにカウント信号を入力する。各カウンタ30a, 30bは、カウント信号が入力されたことに応じて時間計測を開始し、カカウント信号が連続して入力されている間は時間計測を行い、カウント信号の入力が停止されたときには、計測時間をリセットする。各カウンタ30a, 30bは、計測時間がワイヤーのねじり剛性とモータの慣性モーメントとで一意に定まる共振周期の例えば半分以上となったときに、各ワイヤ15a, 15bのいずれかが断線したものと判断し、CPLD23に断線検出信号を入力する。なお、ワイヤ断線の判断基準となる時間は、共振周期の半分以上に限らず適宜変更可能であるが、共振周期の半分以上の時間に設定するのが望ましい。

【0028】

サーボ制御部21は、速度指示部31と、速度サーボアンプ32と、マスター電流サーボアンプ33a及びスレーブ電流サーボアンプ33bとを備える。また、サーボ制御部21は、速度指示部31と速度サーボアンプ32とを接続するスイッチ34を備える。このスイッチ34は、フットスイッチ11の操作により、速度指示部31と速度サーボアンプ32とを接続状態と非接続状態とに切り換える。

【0029】

速度指示部31と速度サーボアンプ32とが接続されているとき、速度指示部31は、CPU24からD/A変換器36を介して指示されたモータ回転速度を示す信号を速度サ

10

20

30

40

50

ーボアンプ 3 2 に入力する。速度サーボアンプ 3 2 は、入力された回転速度信号に応じたトルク信号を各電流サーボアンプ 3 3 a , 3 3 b に入力する。各電流サーボアンプ 3 3 a , 3 3 b は、入力されたトルク信号に応じた電流信号を、ドライブ基板 2 2 に設けられたマスタードライブアンプ 3 7 a 及びスレーブドライブアンプ 3 7 b に入力する。各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 b は、入力された電流信号に応じた電流を、各モータ 1 9 a , 1 9 b に供給する。速度サーボアンプ 3 2 には、MTG 2 5 a で検出された回転速度が入力され、この検出回転速度に基づいて、マスター電流サーボアンプ 3 3 a に入力する回転速度信号をフィードバック制御する。

【0030】

また、各電流サーボアンプ 3 3 a , 3 3 b には、電流検出部（図示せず）で検出された各モータ 1 9 a , 1 9 b に流れている電流が入力され、この入力された電流に基づいて、各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 b に入力する電流信号をフィードバック制御する。

【0031】

CPLD 2 3 は、各カウンタ 3 0 a , 3 0 b から断線検出信号が入力されると、ドライブ基板 2 2 の各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 b に停止信号を入力する。各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 b は、停止信号の入力を受けて、各モータ 1 9 a , 1 9 b への電流供給を停止し、各モータ 1 9 a , 1 9 b を停止させる。また、CPLD 2 3 は、表示モニタ 9 に断線検出したことを表示する。さらに、CPLD 2 3 は、速度差検出判定部 2 6 で検出された速度差が設定速度差未満となったときに、タイマ 3 9 による計測時間をリセットする。

【0032】

大腸用の内視鏡の場合、特に S 状結腸や横行結腸における挿入操作や引き出し操作を楽にする目的で、内視鏡推進補助装置 2 0 が効果的に用いられる。内視鏡推進補助装置 2 0 の推進補助ユニット 2 は略円柱形状を有し、外表面がトロイド状の循環移動体となる柔軟かつ強靱な合成樹脂製のシート材からなるメンブレン 4 5 で覆われている。図 4 及び図 5 では、構造を分かりやすくするためにメンブレン 4 5 を筒状に展開して表しているが、メンブレン 4 5 はその最終的な組み込み形態では、図示の内周面が外周面となるように反転させた状態で前端と後端とが互いに接合され、トロイド状の袋体（図 7 参照）となる。なお、図 4 ~ 図 7 は、図中左方が先端硬性部 3 を突出させる先端側、図中右方が内視鏡の操作部 5 に近い基端側になるように表されている。

【0033】

図 4 及び図 5 に示すように、推進補助ユニット 2 は、筒状に展開したメンブレン 4 5 の内側の構造体となるインナーユニット 4 6 と、メンブレン 4 5 の外側の構造体となるアウターユニット 4 7 とを備えている。インナーユニット 4 6 は、内周側に円筒状の中空部を有し、外周面側が三角筒形状に成形されたキャリア筒 4 8 と、キャリア筒 4 8 の後端側にビス止め、圧入、カシメ等で係止される略三角筒状のキャップ 5 8 と、キャリア筒 4 8 の先端側、キャップ 5 8 の後端側にそれぞれ固定されるフロントワイパー 4 9 a , リアワイパー 4 9 b と、キャリア筒 4 8 の前端側内周に形成されたネジに螺合して回転により軸方向に移動するクランパ 5 0 と、クランパ 5 0 の軸方向への移動に応じて内・外径が拡大／縮小する合成樹脂製の C リング（装着部）5 1 と、キャリア筒 4 8 の内周に回転自在に支持された円筒状の駆動筒 5 4（図 6 参照）とを有している。

【0034】

図 6 に示すように、駆動筒 5 4 はその両端がベアリングボール 5 5 を円環状に並べて保持した軸受リング 5 6 a , 5 6 b を介してキャリア筒 4 8 の内周側に回転自在に支持され、キャリア筒 4 8 の後端に固定されたキャップ 5 8 により抜け止めされる。駆動筒 5 4 の外周面にはウォームギヤ部 5 4 a と平ギヤ部 5 4 b とが設けられている。ウォームギヤ部 5 4 a には、キャリア筒 4 8 に回転自在に保持された一対のヘリカルギヤ 5 7 , 5 7 がキャリア筒 4 8 の開口を通して噛み合わされる。この一対のヘリカルギヤ 5 7 , 5 7 は、駆動筒 5 4 の回転中心軸に関して 120 度の回転対称となる 3 個所にそれぞれ組み付けられ、駆動筒 5 4 が回転するとこれらのヘリカルギヤ 5 7 , 5 7 はそれぞれの軸 5 7 a を中心に一斉に同方向に回転する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

シース 1 2 の先端は、キャップ 5 8 の後端側から形成された凹部内に接着または熱溶着などによって固着される。そしてシース 1 2 の先端から突出した各ワイヤ 1 5 a , 1 5 b の先端部は、キャップ 5 8 に形成された貫通孔を通してキャップ 5 8 の前方に突出し、その各々にマスターピニオン 6 2 a 及びスレーブピニオン 6 2 b が固着される。図示のように、各ピニオン 6 2 a , 6 2 b の各々の先端から回転中心となる軸が突出し、これらの軸がキャリア筒 4 8 に設けられた穴に挿通されることによって各ピニオン 6 2 a , 6 2 b の各々が回転自在に支持される。各ピニオン 6 2 a , 6 2 b のうち、駆動筒 5 4 の平ギヤ部 5 4 b にはマスターワイヤ 1 5 a に固着されたマスターピニオン 6 2 a が噛み合う。他方のスレーブワイヤ 1 5 b に連結されたスレーブピニオン 6 2 b は、マスターピニオン 6 2 a に噛み合い、平ギヤ部 5 4 b には噛み合わされない。したがって、駆動筒 5 4 はマスターワイヤ 1 5 a に連結されたマスターピニオン 6 2 a の回転によって駆動される。しかし、各ワイヤ 1 5 a , 1 5 b は、コントローラ 1 0 から個別に供給される回転力で駆動され、スレーブピニオン 6 2 b は、マスターピニオン 6 2 a とは逆向きに回転される。このため、マスターピニオン 6 2 a にはスレーブワイヤ 1 5 b からの回転力も加算され、駆動筒 5 4 を高いトルクで回転させることができる。

10

【 0 0 3 6 】

フロントワイパー 4 9 a 及びリアワイパー 4 9 b のそれぞれは、先端側に庇状に広がったスリーブ部を有し、これらのスリーブ部の先端はメンブレン 4 5 が循環移動するときに内周側の面に摺接する。そして、メンブレン 4 5 の内周側の面に付着した異物や消化管内壁がメンブレン 4 5 の移動とともに推進補助ユニット 2 の中に引き込まれることを防ぐ。

20

【 0 0 3 7 】

クランプ 5 0 の前端には、規則的な凹凸係合部が周方向に整列して設けられ、専用の治具を先端側から挿入してクランプ 5 0 に係合させることができる。治具の回転操作でクランプ 5 0 をねじ込み方向に回転させてゆくと、クランプ 5 0 が後端側に移動し、後端の斜面 5 0 a (図 7 参照) の押圧を受けて C リング 5 1 が縮径するように変形する。したがって、キャリア筒 4 8 の円筒状の中空部に内視鏡の先端硬性部 3 を挿入した後、クランプ 5 0 のねじ込み操作を行ってゆくと C リング 5 1 の内周面が先端硬性部 3 の外周面に強く押し付けられ、キャリア筒 4 8 を先端硬性部 3 に固定することができる。

【 0 0 3 8 】

メンブレン 4 5 の外側の構造体となるアウターユニット 4 7 は、先端側から順に、フロントバンパー 6 5 a と、シールドカバー 6 6 と、円筒状の保持筒 (外筒) 6 8 と、リアバンパー 6 5 b とを有する。このアウターユニット 4 7 は、以下の手順にしたがってインナーユニット 4 6 及びメンブレン 4 5 と一体的に連結した状態に組み立てられる。

30

【 0 0 3 9 】

図 4 及び図 5 に示すように、各種部品を組み込んだインナーユニット 4 6 の外表面が覆われるように筒状に展開したメンブレン 4 5 の中にインナーユニット 4 6 を入れた後、保持筒 6 8 の中空部内に、メンブレン 4 5 を被せた状態のインナーユニット 4 6 を挿入する。保持筒 6 8 には、その中心軸に関して 1 2 0 度の回転対称となる 3 個所に軸方向に長い略矩形の開口 6 8 a が形成されている。この開口 6 8 a にはローラアセンブリ 7 0 が組み付けられる。

40

【 0 0 4 0 】

図 4 ~ 図 9 に示すように、ローラアセンブリ 7 0 は、一对の細長いフレーム 7 1 の間に 3 本のローラ 7 2 を整列保持させたものである。フレーム 7 1 は弾性力に富む金属薄板製で、各々の両端を開口 6 8 a の前・後端に形成された係合部に嵌め込んでこれらを保持筒 6 8 に固定すると、フレーム 7 1 の長手方向中央部が開口 6 8 a を通して保持筒 6 8 の中空部内に入り込むように湾曲する。こうしてフレーム 7 1 が湾曲することによって、フレーム 7 1 で保持された 3 本のローラ 7 2 はメンブレン 4 5 をヘリカルギヤ 5 7 に向かって押し付ける。この結果、図 9 に示すように、メンブレン 4 5 が一对のヘリカルギヤ 5 7 と 3 本のローラ 7 2 との間に強く挟持される。ここで、3 本のうちの中央のローラ 7 2 は、

50

その支軸がフレーム 7 1 の長手方向に延びた長孔で支持されているためフレーム 7 1 の長手方向での位置に関して自由度をもつ。したがって、両側の 2 本のローラとの相対位置に関しては、一対のヘリカルギヤ 5 7 との間にメンブレン 4 5 を最もバランスよく挟持できる位置に自動調整される。

【 0 0 4 1 】

こうして 3 個所の開口 6 8 a を覆うように、保持筒 6 8 にローラアセンブリ 7 0 が組み付けられると、各ローラ 7 2 が保持筒 6 8 の内側に突出するためインナーユニット 4 6 に対して保持筒 6 8 は軸方向に移動できなくなり、これらはメンブレン 4 5 を挟んだ状態で一体的に組み合わされる。そして、保持筒 6 8 の先端にフロントバンパー 6 5 a、後端にリアバンパー 6 5 b が固定される。フロントバンパー 6 5 a の先端部及びリアバンパー 6 5 b の後端部には、ローラアセンブリ 7 0 と軸方向に並ぶように外周の三個所にそれぞれ溝 7 5 a, 7 5 b が設けられている。さらに、ローラアセンブリ 7 0 を含めて保持筒 6 8 の外表面を緊密に覆うようにシールドカバー 6 6 が被せられる。

10

【 0 0 4 2 】

インナーユニット 4 6 とアウターユニット 4 7 との間に筒状に展開されたメンブレン 4 5 を挟み、これらを一体的に組み合わせた後に、図 7 及び図 8 に示すように、メンブレン 4 5 の前端と後端とをそれぞれ逆向きに反転させて裏返しにしてから接合する。このとき、それぞれの接合面に傾斜をつけておけば、接合部 4 5 a に極端な厚みムラが生じることがない。図 9 は組み立て後の推進補助ユニット 2 の断面を模式的に示している。このようにトロイド状に接合することによって、メンブレン 4 5 はアウターユニット 4 7 を全体的に包み込むような内部空間を備える。この内部空間にはエアー、生理食塩水、コロイド状の合成樹脂材料、オイルやグリスなどの潤滑材等、適宜のものを封入することも可能である。

20

【 0 0 4 3 】

図 7 ~ 図 1 1 に示すように、メンブレン 4 5 は、例えばウレタン樹脂などのシート材を積層した構造を有し、内周側には円周を三等分する位置に断面が台形状の隆起部 8 0 が形成されている。この隆起部 8 0 は、他の薄肉部 8 1 よりもシート材の積層数を多くすることによって厚くした部分で、メンブレン 4 5 の軸方向全長にわたって形成されている。隆起部 8 0 にはヘリカルギヤ 5 7 と噛み合うように斜めに傾斜したギヤ歯 8 2 が所定ピッチで複数形成されている。各ギヤ歯 8 2 は、内視鏡の先端硬性部 3 が挿入される被検体の内壁に接触する部分である外周面が円弧状に形成されている。なお、図 1 0 では、隆起部 8 0 の厚みを強調して描いている。

30

【 0 0 4 4 】

また、メンブレン 4 5 の外周面には隆起部 8 0 の位置に対応して軸方向に延びたリブ 8 3 が設けられ、さらにギヤ歯 8 2 とリブ 8 3 との間にはメッシュ状の繊維シート 8 4 が積層されている。

【 0 0 4 5 】

メンブレン 4 5 は、シート状の両端部が接着され、図 9 に示すようにトロイド状にして用いられる。このとき、軸方向に延びた三列の隆起部 8 0 がそれぞれヘリカルギヤ 5 7 とローラ 7 2 との間に挟持され、しかもギヤ歯 8 2 にヘリカルギヤ 5 7 が噛み合わされる。そしてヘリカルギヤ 5 7 の回転がギヤ歯 8 2 を介して直接的にメンブレン 4 5 に伝達され、メンブレン 4 5 を軸方向に効率的に移動させることができる。隆起部 8 0 はシート材の多層構造からなり、しかもメッシュ状の繊維シート 8 4 も積層されているから、ヘリカルギヤ 5 7 から直接的に駆動力を受けてもメンブレン 4 5 が破断したりすることはなく、十分な機械的強度を確保することができる。また、隆起部 8 0 以外は薄肉部 8 1 にしてあるから、メンブレン 4 5 がインナーユニット 4 6 とアウターユニット 4 7 との間を通過するときの抵抗を減らすことができる。

40

【 0 0 4 6 】

さらに、隆起部 8 0 の内面側に設けられたリブ 8 3 は、メンブレン 4 5 の移動とともにローラ 7 2 の中央部分に形成された溝に係合する。また、アウターユニット 4 7 がメンブ

50

レン４５で緊密に包み込まれるようにトロイド形状の内部空間を縮小調節する場合には、リブ８３はフロントバンパー６５ａ及びリアバンパー６５ｂの溝７５ａ，７５ｂ（図４参照）にも係合するようになる。このようにリブ８３を利用することによって、メンブレン４５を軸方向に移動させるときの蛇行を防ぎ、移動経路を安定に保つことができる。

【００４７】

次に、上記実施例の作用について図１２のフローチャートを用いて説明する。推進補助ユニット２は、先端硬性部３の先端を部分的に突出させた状態で内視鏡に固定される。この固定に際しては専用の治具が用いられ、クランパ５０が時計方向に回転される。クランパ５０はキャリア筒４８の先端側内周に形成された右ネジに螺合しているから、時計方向への回転により奥側（後端側）へと移動して斜面５０ａでＣリング５１を押圧する。Ｃリング５１の前面には外周側ほど後端側に傾斜した斜面が形成され、この斜面がクランパ５０の斜面５０ａによって押圧されることにより、Ｃリング５１は直径が狭まるように弾性変形する。こうしてＣリング５１が変形すると、キャリア筒４８の中空部に挿入されている内視鏡の先端硬性部３がＣリング５１で締め付けられ、推進補助ユニット２は先端硬性部３の外周面に緊密に固定される（ステップ（以下、Ｓ）１）。

【００４８】

推進補助ユニット２の後端から引き出されたシース１２を内視鏡の湾曲部から軟性部の表面に沿わせるように引き延ばす。シース１２の表面には適切な間隔でテープ止め位置を表す表示が設けられている。この表示に合わせてサージカルテープ４などを利用してシース１２を内視鏡の湾曲部や軟性部に固定する。そして、シース後端のプラグ１７をコネクタ１８に挿入してコントローラ１０に接続し、コントローラ１０の電源をオンする。コントローラ１０は、電源がオンされたときにコネクタ１８にプラグ１７が接続されているかどうかを電氣的にチェックし、未接続あるいは適正に接続されていないときには音あるいは警告灯などの点滅により報知する。接続が適正であるときには、コネクタ１８に組み込まれたセンサーがプラグ１７のブリッジ部分に設けられている信号部から推進補助ユニット２の機種情報を読み取る。そしてコントローラ１０は、読み取った機種情報に応じてトルクワイヤの回転速度やトルクリミッタの値を自動設定し、各ワイヤ１５ａ，１５ｂが過大な速度やトルクで回転されることを防止する（Ｓ２）。

【００４９】

また、コントローラ１０は、電源がオンされたときに、内視鏡プロセッサ８に接続されている内視鏡の機種情報を内視鏡プロセッサ８からの電気信号として受け取る。コントローラ１０は、現在使用されている内視鏡の機種情報と、推進補助ユニット２の機種情報とをコントローラ１０の内部記憶手段で保有しているテーブル情報で照合する。テーブル情報には、内視鏡の機種ごとに適用可能な推進補助ユニット２の機種を対応づけた照合データが格納されている。そして、例えば推進補助ユニット２の機種情報からＣリング５１の拡張範囲が特定され、また内視鏡の機種情報から内視鏡の先端硬性部３の外径が特定されれば、その推進補助ユニット２がその内視鏡の先端硬性部３に適正に装着して使用できるか否かは即座に判定することができる。したがって、もし不適切な組み合わせであると判定されたときには、警告音や警告灯の点滅などにより報知を行い、あるいは同時に推進補助ユニット２の作動を禁止するなどの手段を講じることによって、思わぬ事故の発生を防ぐことができる。

【００５０】

上記の検査準備が完了した後、内視鏡の先端硬性部３を患者の消化管例えば大腸内に挿入する（Ｓ３）。そして、コントローラ１０に接続されたフットスイッチ１１を操作する（Ｓ４）と、速度指示部３１は、ＣＰＵ２４からＤ／Ａ変換器３６を介して指示されたモータ回転速度（基本速度）を示す信号を速度サーボアンプ３２に入力する。速度サーボアンプ３２は、入力された回転速度信号に応じたトルク信号を各電流サーボアンプ３３ａ，３３ｂに入力する。各電流サーボアンプ３３ａ，３３ｂは、入力されたトルク信号に応じた電流信号を、ドライブ基板２２に設けられたマスタードライブアンプ３７ａ及びスレーブドライブアンプ３７ｂに入力する。

【 0 0 5 1 】

各ドライブアンプ 3 7 a , 3 7 b は、入力された電流信号に応じた電流を、各モータ 1 9 a , 1 9 b に供給する。この電流供給により各モータ 1 9 a , 1 9 b が駆動されて、各ワイヤ 1 5 a , 1 5 b が回転される。この各ワイヤ 1 5 a , 1 5 b の回転に伴う各ピニオン 6 2 a , 6 2 b の回転により、マスターピニオン 6 2 a に噛み合っている平ギヤ部 5 4 b を介して駆動筒 5 4 が回転される。スレーブピニオン 6 2 b はマスターピニオン 6 2 a とは逆方向に回転され、その回転はマスターピニオン 6 2 a にそのまま伝達されるようにしている。したがって、コントローラ 1 0 内の一対のモータ 1 9 a , 1 9 b の双方を利用して駆動筒 5 4 を回転させることができる。

【 0 0 5 2 】

駆動筒 5 4 の回転とともにウォームギヤ部 5 4 a が回転すると、ヘリカルギヤ 5 7 がそれぞれの軸 5 7 a を中心に一斉に同じ方向に回転する。ヘリカルギヤ 5 7 の歯面と、ローラアセンブリ 7 0 の各ローラ 7 2 との間にはメンブレン 4 5 が強く挟持され、且つ、ヘリカルギヤ 5 7 がメンブレン 4 5 のギヤ歯 8 2 に噛み合っている。これにより、ヘリカルギヤ 5 7 の回転とともにローラ 7 2 が従動して両者で挟持されたメンブレン 4 5 は駆動筒 5 4 の軸方向に移動する。例えば図 9 においてヘリカルギヤ 5 7 が時計方向に回転するとローラ 7 2 は反時計方向に回転し、これらに挟持されているメンブレン 4 5 は、内周側（アウターユニット 4 7 の内側）では後端側から先端側へと移動するように送られ、メンブレン 4 5 の外周側（アウターユニット 4 7 の外側）ではメンブレン 4 5 は先端側から後端側へと送られる。すなわち図中に矢線 Y で示すように、トロイド状のメンブレン 4 5 はその全周で先端では内周側から外周側へと順次に送り出され、後端では外周側から内周側へと順次に繰り込まれるように循環移動する（S 5）。

【 0 0 5 3 】

内視鏡が推進補助ユニット 2 とともに大腸に挿入され、メンブレン 4 5 の外周側の面が腸壁に接触した状態になっていると、メンブレン 4 5 が上記循環移動を行っている間は、内視鏡の先端硬性部 3 を前進させる方向への推進力が得られ、あるいは大腸壁を手前側にたぐり寄せる作用力を得ることができる（S 6）。

【 0 0 5 4 】

メンブレン 4 5 が移動する間には、メンブレン 4 5 の外周側に付着した異物などはアウターユニット 4 7 の後端側から内周側に移動してくるが、その直前でリアワイパー 4 9 b の後端側に延びたスリーブ部の先端がメンブレン 4 5 と摺接して異物が引き込まれることを阻止する。もちろん、メンブレン 4 5 の移動とともに生体組織の一部が巻き込まれることも防止することができる。なお、メンブレン 4 5 が逆方向に循環移動するときには、フロントワイパー 4 9 a のスリーブ部の先端が同等の作用を果たすことになる。

【 0 0 5 5 】

光源装置 7 からの光は、接続コード 6、内視鏡内部に組み込まれたライトガイドファイバ、照明窓を通して、大腸内に照射される。先端硬性部 3 に内蔵された CCD は、消化管内を撮影して撮像信号を出力する。この撮像信号は、内視鏡内部に組み込まれた信号出力用ケーブル、接続コード 6 を介して内視鏡プロセッサ 8 に入力され、表示モニター 9 に表示される。術者は、表示モニター 9 を通じて消化管内を観察する。

【 0 0 5 6 】

観察中に患部を発見した場合には、この患部の処置に適した処置具を、内視鏡の鉗子入口に挿入して鉗子出口（いずれも図示せず）から突出させ、患部を処置する。

【 0 0 5 7 】

図 1 3 に示すように、MTG 2 5 a はマスターモータ 1 9 a の回転速度を検出し、STG 2 5 b はスレーブモータ 1 9 b の回転速度を検出する（S 7）。速度差検出判定部 2 6 は、マスターモータ 1 9 a とスレーブモータ 1 9 b との回転速度差を検出する（S 8）。

【 0 0 5 8 】

マスターモータ 1 9 a とスレーブモータ 1 9 b とは、マスターワイヤ 1 5 a 及びスレーブワイヤ 1 5 b が断線していない状態で同じ電流が供給されたときに、ほぼ同じ回転速度

10

20

30

40

50

(基本速度)で回転する。

【0059】

マスターワイヤ15aが断線した場合、マスターモータ19aは、回転負荷が小さくなるため回転速度が基本速度よりも上昇する。この場合、速度サーボアンプ32は、フィードバック制御として、それまでに指示していたトルク信号よりも低いトルク信号を各電流サーボアンプ33a, 33bに入力する。これにより、マスターモータ19aの回転速度は減速されて元の基本速度に戻る。一方で、マスターワイヤ15aが断線した場合、マスターモータ19aの回転がマスターピニオン62aに伝達されないため、スレーブモータ19bの回転により、スレーブワイヤ15b及びスレーブピニオン62bを介してマスターピニオン62aを回転させることとなり、スレーブモータ19bの回転負荷が増大する。しかし、スレーブモータ19bはマスターモータ19aと同一のトルクで駆動され、その回転トルクも低下しているため、マスターピニオン62aを回転することができず、スレーブモータ19bが停止される。このようにして各モータ19a、19bに回転速度差が生じる。

10

【0060】

また、スレーブワイヤ15bが断線した場合、マスターモータ19aは、回転負荷が増加するため回転速度が減速する。この場合、速度サーボアンプ32は、フィードバック制御として、それまでに指示していたトルク信号よりも高いトルク信号を各電流サーボアンプ33a, 33bに入力する。これにより、マスターモータ19aの回転速度は上昇して元の基本速度に戻るが、スレーブモータ19bの回転速度は、基本速度よりも上昇し、各モータ19a, 19bに回転速度差が生じる。

20

【0061】

CPLD23は、速度差検出判定部26で検出された速度差が、400rpm以上となったときに(S9でY)、タイマ39による時間計測を開始させる(S10)。タイマ39での計測時間が、共振周期の例えば半分以上となったときに(S11でY)、CPLD23は、各ワイヤ15a, 15bのいずれかが断線したと判断する(S12)。

【0062】

各ワイヤ15a, 15b及び各モータ19a, 19bの共振により、各モータ19a, 19bの速度変動が発生することがある。例えば、各モータ19a, 19bの慣性モーメント $J = 1 \times 10^{-5} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$ 、各ワイヤ15a, 15bのねじり剛性 $K = 1 \times 10^{-4} \text{ Nm/rad}$ の場合、共振周波数 $f = 1 / (2 \times \pi) \times \sqrt{(K / J)} = 0.5 \text{ Hz}$ 、共振周期 $T = 1 / f = 2 \text{ sec}$ となる。この場合、ワイヤ共振による回転速度差は、上記したフィードバック制御により短時間(共振周期Tの半分(1秒)未満)で解消され、速度差がある状態の経過時間が速度変動の周期(共振周期T)の半分(1秒)以上となったときに、断線したと判断する。すなわち、ワイヤ共振による速度差では、断線を検出しない。これにより、速度差が400rpm以上となったときに直ぐに断線したと判断するものに比べて、誤った断線検出をすることが少なくなり、操作性の悪化が防止される。

30

【0063】

CPLD23は、断線と判断すると、ドライブ基板22の各ドライブアンプ37a, 37bに停止信号を入力する。各ドライブアンプ37a, 37bは、停止信号の入力を受けて、各モータ19a, 19bへの電流供給を停止し、これにより、各モータ19a, 19bが停止される(S13)。これと同時に、CPLD23は、表示モニタ9に断線検出したことを表示する。

40

【0064】

推進補助ユニット2を先端硬性部3から取り外すときには、治具を利用してクランプ50を反時計方向に回転させる。これによりクランプ50は回転しながら手前に移動し、Cリング51への押圧を解除する。この結果、自身の弾性によってCリング51が拡径して内周面が先端硬性部3の外周面から離れるから、推進補助ユニット2は内視鏡から簡単に取り外すことができるようになる。

【0065】

50

なお、上記実施形態では、断線検出したときに、マスターモータ及びスレーブモータを停止しているが、断線検出後の制御は適宜変更可能であり、例えば、内視鏡の先端硬性部が被検体外へ抜去されるように各モータを駆動してもよい。

【 0 0 6 6 】

また、上記実施形態では、内視鏡の前進及び後退を補助する内視鏡推進補助装置に本発明を適用しているが、少なくとも内視鏡の前進を補助する補助装置であれば本発明は適用可能である。

【 0 0 6 7 】

さらに、上記実施形態では、保持筒を全周に亘って覆う回転体により内視鏡の前進・後進を補助しているが、保持筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトにより内視鏡の前進・後進を補助してもよい。

10

【 0 0 6 8 】

また、上記実施形態は、本発明を医療診断用の内視鏡に適用したものであるが、本発明は医療診断用途に限られず、工業用等のその他の内視鏡やプローブ等に適用することも可能である。

【 符号の説明 】

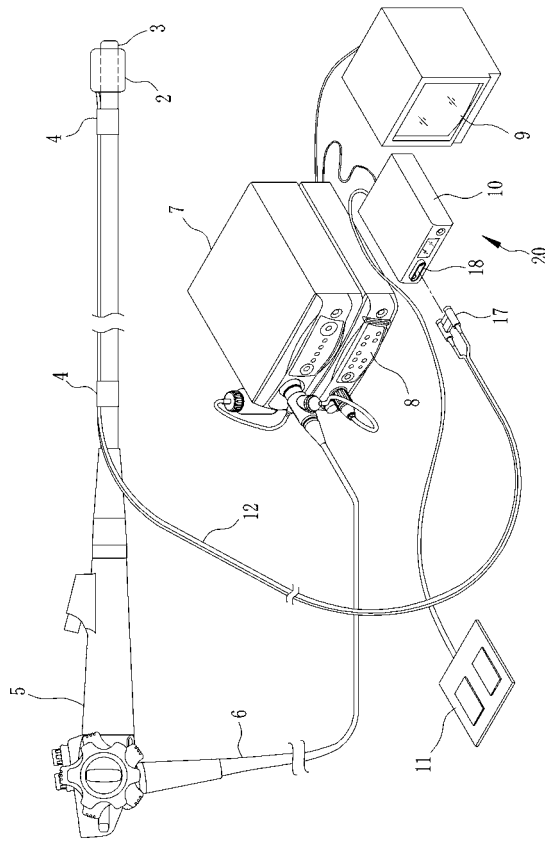
【 0 0 6 9 】

- 2 推進補助ユニット
- 9 表示モニタ
- 10 コントローラ
- 15 a マスターワイヤ
- 15 b スレーブワイヤ
- 19 a マスターモータ
- 19 b スレーブモータ
- 20 内視鏡推進補助装置
- 45 メンブレン
- 48 キャリア筒
- 51 Cリング
- 54 駆動筒
- 54 a ウォームギヤ部
- 57 ヘリカルギヤ
- 62 a マスターピニオン
- 62 b スレーブピニオン
- 68 保持筒
- 72 ローラ

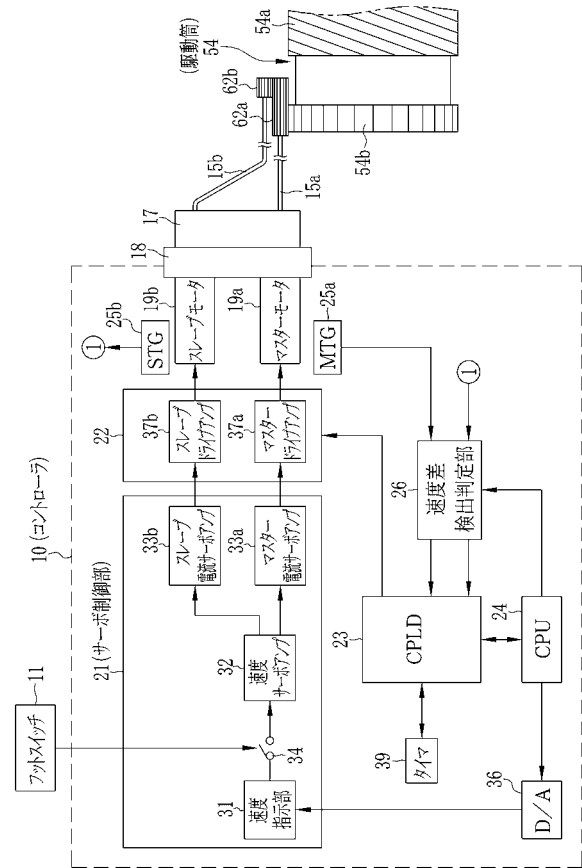
20

30

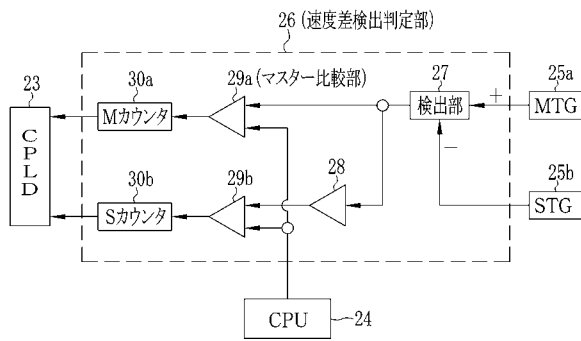
【図 1】



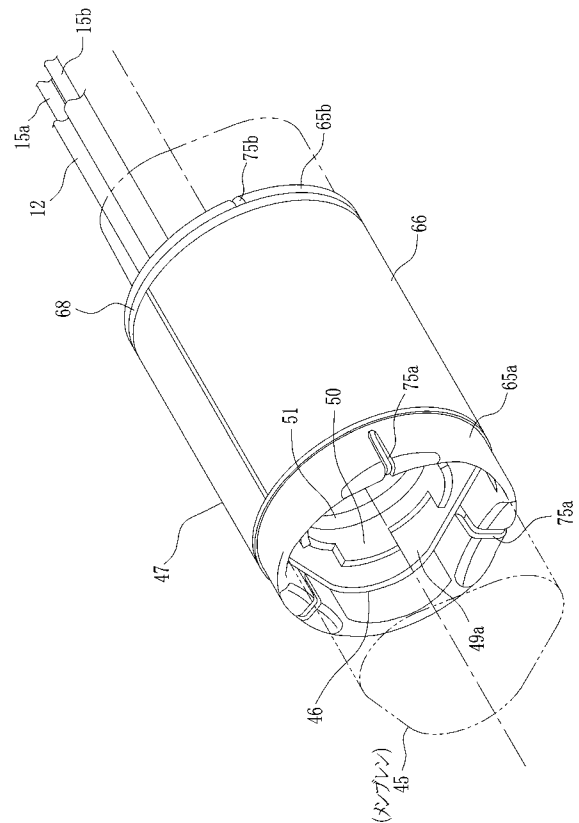
【図 2】



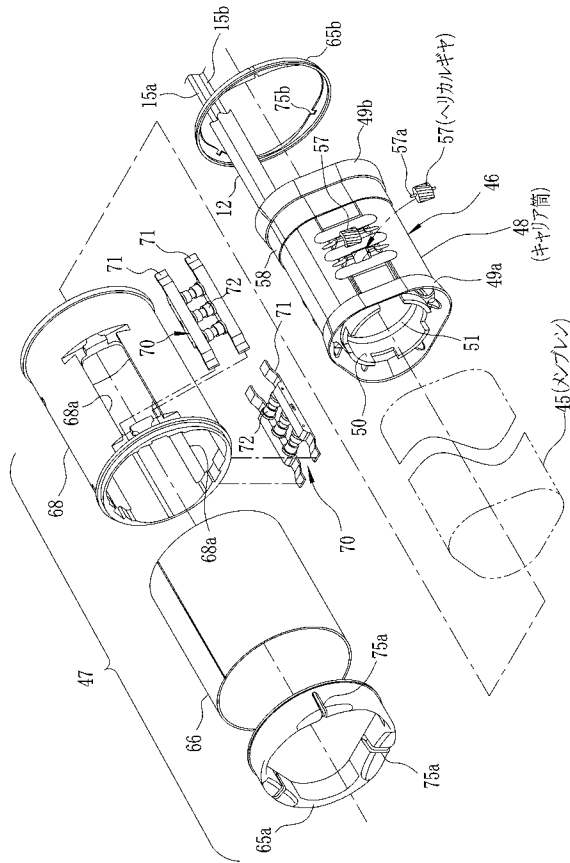
【図 3】



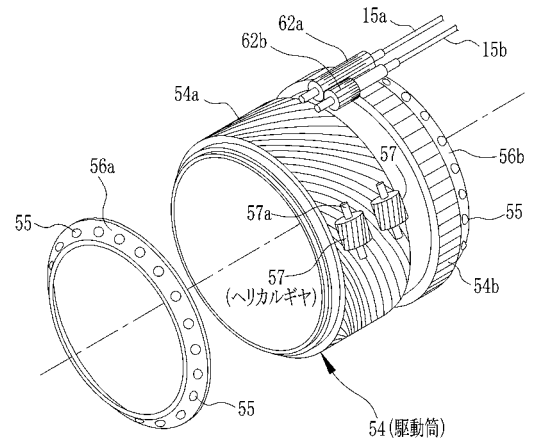
【図 4】



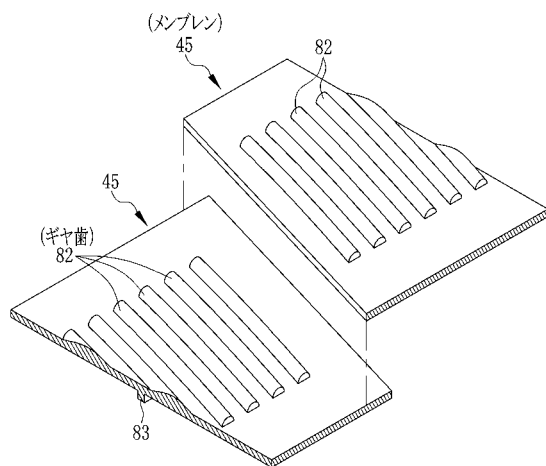
【図 5】



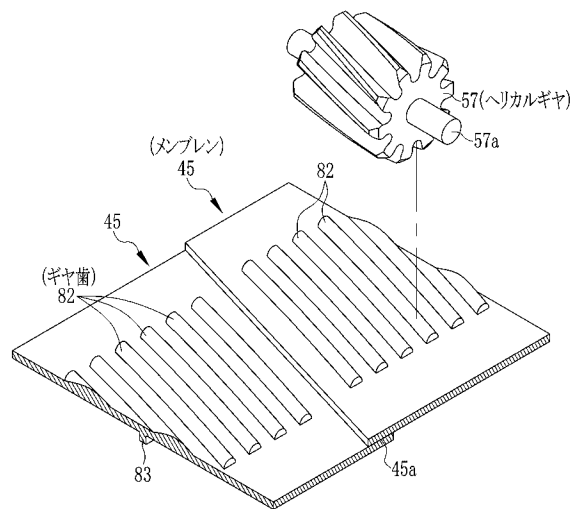
【図 6】



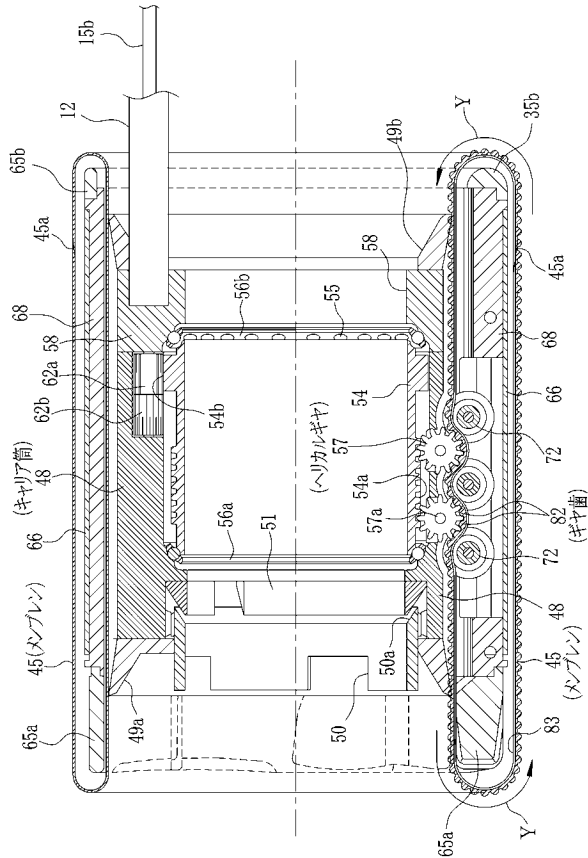
【図 7】



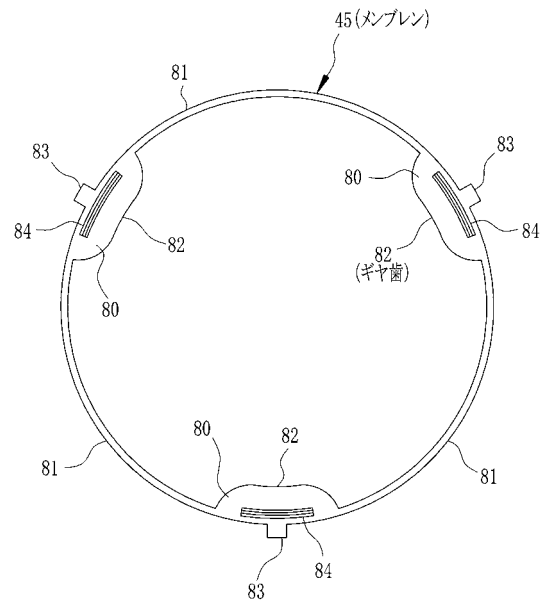
【図 8】



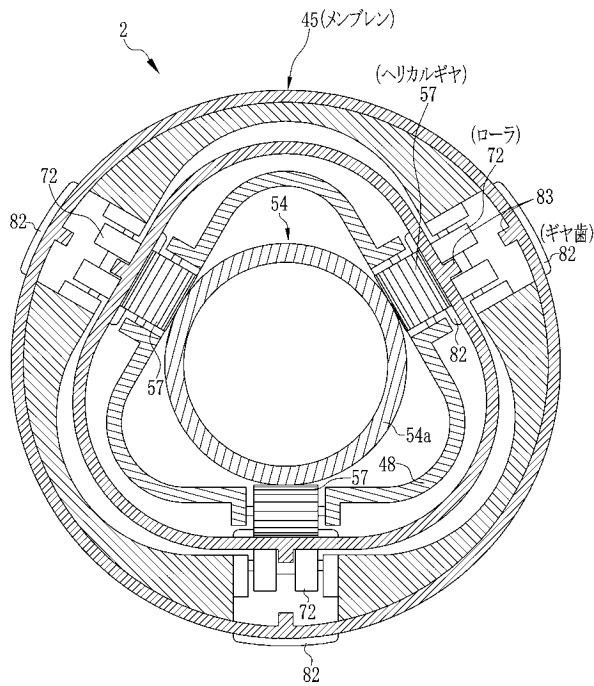
【図 9】



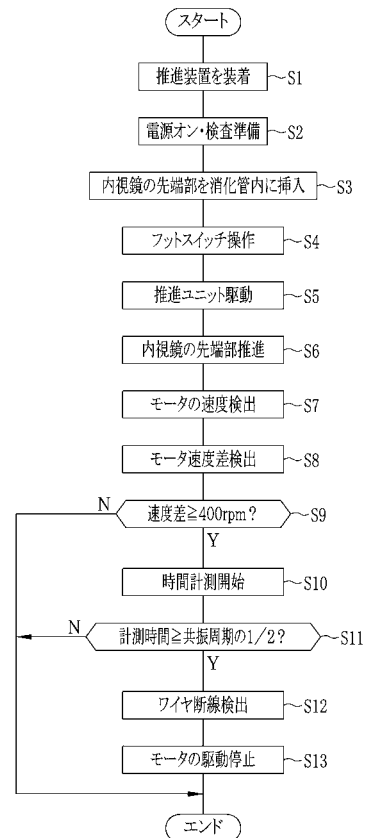
【図 10】



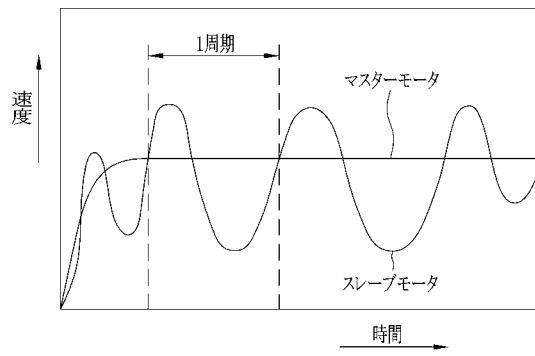
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 出島 工

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

(72)発明者 森田 直之

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA21 BA23 DA12 DA18 DA19 DA55

4C161 AA04 DD03 GG22 JJ11

专利名称(译)	内视镜推进补助装置		
公开(公告)号	JP2013153819A	公开(公告)日	2013-08-15
申请号	JP2012014977	申请日	2012-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	芦田毅 仲村貴行 鳥澤信幸 出島工 森田直之		
发明人	芦田 毅 仲村 貴行 鳥澤 信幸 出島 工 森田 直之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0016 A61B1/00006 A61B1/00135 A61B1/0014		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.B G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.613 A61B1/00.630 A61B1/00.650		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA12 2H040/DA18 2H040/DA19 2H040/DA55 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/GG22 4C161/JJ11		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于内窥镜的推进装置包括推进组件，用于安装在内窥镜的尖端装置上，用于在体腔中推进。第一和第二线装置设置成从尖端装置沿近端方向延伸，具有线圈绕组，用于旋转以驱动推进组件。第一和第二电动机分别与第一和第二线装置的近端连接，用于旋转第一和第二线装置。如果第一和第二电动机的转速之间的速度差变得等于或大于参考速度值，则启动计时器，以测量经过的时间。如果经过的时间变得等于或长于预定时间，则断开检测器检测第一线装置的断裂。控制器响应断路器检测器的输出控制第一和第二电动机。

