

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4727433号
(P4727433)

(45) 発行日 平成23年7月20日(2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月22日(2011.4.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/00 3 0 0 A

請求項の数 8 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-6790 (P2006-6790)
 (22) 出願日 平成18年1月13日(2006.1.13)
 (65) 公開番号 特開2007-185389 (P2007-185389A)
 (43) 公開日 平成19年7月26日(2007.7.26)
 審査請求日 平成20年11月7日(2008.11.7)

(73) 特許権者 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

審査官 井上 香緒梨

(56) 参考文献 特開昭55-45426(JP, A)

特開2005-329080(JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 回転自走式内視鏡システム、プログラム、回転自走式内視鏡システムの駆動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

挿入部の外周側の少なくとも一部に、該挿入部の挿入軸周りに回転可能に設けられた回転筒体と、

前記回転筒体を回転させるための駆動源と、

前記駆動源の駆動状態を検出することにより前記回転筒体の回転数を検出する回転検出手段と、

前記駆動源へ供給する電流値を検出する電流検出手段と、

前記回転検出手段により検出される回転数が一定となるように前記駆動源を駆動制御しながら、前記電流検出手段により検出されている電流値の時間的な変化割合を算出し、算出した変化割合が所定値以上であるときには該駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御する駆動制御手段と、

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。

【請求項2】

前記駆動制御手段は、前記変化割合が所定値以上であって、かつ、前記電流検出手段により検出されている電流値が所定の閾値以上であるときに、前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御するものであることを特徴とする請求項1に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項3】

前記駆動制御手段は、さらに、前記電流検出手段により検出されている電流値が所定の

上限電流値以上であるときには、前記駆動源を停止させるように制御するものであり、

前記所定の閾値は、前記上限電流値に1未満の所定数を乗算することにより算出されたものであ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】

前記駆動源は、正転駆動および逆転駆動が可能なものであって、

前記駆動制御手段は、前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるとともに、さらに、該駆動源を一時的に逆転駆動させるように制御するものであることを特徴とする請求項1に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項5】

前記駆動制御手段は、前記駆動源を所定時間だけ一時停止させた後に、該駆動源を試験的に駆動させ、該試験駆動時に前記電流検出手段により検出された電流値が、所定の目標電流値以下になるまでは駆動源の一時停止を繰り返して行わせ、目標電流値以下になったところで該駆動源の駆動を再開させるように制御するものであ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6】

前記閾値を I_{th} 、前記目標電流値を I_{ta} とするとき、

前記駆動制御手段は、前記駆動源の一時停止を開始した時刻における、該駆動源が通常駆動されていたと想定したときの予測電流値 I_{fo} を算出するとともに、1以下の所定の定数 β を用いて、次の数式

$$I_{ta} = I_{th} - (I_{th} - I_{fo}) \times \beta$$

に基づき、前記目標電流値 I_{ta} を算出するものであることを特徴とする請求項5に記載の回転自走式内視鏡システム。

【請求項7】

コンピュータに、挿入部の外周側の少なくとも一部に該挿入部の挿入軸周りに回動可能に設けられた回転筒体と、前記回転筒体を回転させるための駆動源と、を備えた回転自走式内視鏡システムの駆動制御を行わせるためのプログラムであって、

コンピュータに、

前記駆動源の駆動状態を検出することにより前記回転筒体の回転数を検出する回転検出ステップと、

前記駆動源へ供給する電流値を検出する電流検出ステップと、

前記電流検出ステップにより検出されている電流値の時間的な変化割合を算出し、算出した変化割合が所定値以上であるときには前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御する駆動制御ステップと、

を実行させるためのプログラム。

【請求項8】

挿入部の外周側の少なくとも一部に該挿入部の挿入軸周りに回動可能に設けられた回転筒体と、前記回転筒体を回転させるための駆動源と、を備えた回転自走式内視鏡システムを駆動するための回転自走式内視鏡システムの駆動方法であって、

前記駆動源の駆動状態を検出することにより前記回転筒体の回転数を検出する回転検出ステップと、

前記駆動源へ供給する電流値を検出する電流検出ステップと、

前記電流検出ステップにより検出されている電流値の時間的な変化割合を算出し、算出した変化割合が所定値以上であるときには前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御する駆動制御ステップと、

を含むことを特徴とする回転自走式内視鏡システムの駆動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入部の外周側の少なくとも一部に回転筒体を備えた回転自走式内視鏡システムと、その駆動制御のためのプログラムおよび駆動方法と、に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、医療等の分野において、管腔内等の直接目視することができない部位を観察するために広く用いられている。こうした内視鏡は、一般に細長の挿入部を備えて構成されており、使用者の手技により被検体内へ挿入されていた。

【0003】

これに対して、近年、自己の推進力により挿入されるようになされた内視鏡（自己推進式内視鏡）が研究されている。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

【0004】

このような自己推進式内視鏡は、被検体内への挿入長が長くなるにつれて、挿入部と被検体との接触面積が増大し、つまり回転筒体を駆動するための駆動源への摩擦抵抗による負荷が増大することになる。このとき、例えば動摩擦が静止摩擦に変化すると、負荷が急激に増大することがある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

20

上述したような駆動源にかかる負荷は、駆動源に供給する電流にほぼ比例する。従って、例えば、上限電流値を設けて、電流値がこの上限値に達したときに駆動源の駆動を停止することにより、負荷の急激な増大に対応することが考えられる。

【0006】

しかし、こうしたいわゆる緊急停止は、その後に内視鏡システムを通常の駆動状態に復帰させるまでに、幾つもの作業手順を経ることが必要であるために、頻繁にこうした緊急停止が発生すると、内視鏡検査の作業効率が低下し、検査時間も長い時間を要することになってしまう。

【0007】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、負荷の増大に基づく回転筒体の駆動源の停止を事前に予測して回避し、作業効率を向上させることができる回転自走式内視鏡システム、プログラム、回転自走式内視鏡システムの駆動方法を提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記の目的を達成するために、第1の発明による回転自走式内視鏡システムは、挿入部の外周側の少なくとも一部に該挿入部の挿入軸周りに回動可能に設けられた回転筒体と、前記回転筒体を回転させるための駆動源と、前記駆動源の駆動状態を検出することにより前記回転筒体の回転数を検出する回転検出手段と、前記駆動源へ供給する電流値を検出する電流検出手段と、前記回転検出手段により検出される回転数が一定となるように前記駆動源を駆動制御しながら前記電流検出手段により検出されている電流値の時間的な変化割合を算出し算出した変化割合が所定値以上であるときには該駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御する駆動制御手段と、を具備したものである。

40

【0009】

また、第2の発明による回転自走式内視鏡システムは、上記第1の発明による回転自走式内視鏡システムにおいて、前記駆動制御手段が、前記変化割合が所定値以上であって、かつ、前記電流検出手段により検出されている電流値が所定の閾値以上であるときに、前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御するものである。

【0010】

さらに、第3の発明による回転自走式内視鏡システムは、上記第2の発明による回転自

50

走式内視鏡システムにおいて、前記駆動制御手段が、さらに、前記電流検出手段により検出されている電流値が所定の上限電流値以上であるときには前記駆動源を停止させるように制御するものであり、前記所定の閾値は、前記上限電流値に 1 未満の所定数を乗算することにより算出されたものである。

【 0 0 1 1 】

第 4 の発明による回転自走式内視鏡システムは、上記第 1 の発明による回転自走式内視鏡システムにおいて、前記駆動源が、正転駆動および逆転駆動が可能なものであって、前記駆動制御手段は、前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるとともに、さらに、該駆動源を一時的に逆転駆動させるように制御するものである。

【 0 0 1 2 】

10

第 5 の発明による回転自走式内視鏡システムは、上記第 2 の発明による回転自走式内視鏡システムにおいて、前記駆動制御手段が、前記駆動源を所定時間だけ一時停止させた後に、該駆動源を試験的に駆動させ、該試験駆動時に前記電流検出手段により検出された電流値が、所定の目標電流値以下になるまでは駆動源の一時停止を繰り返して行わせ、目標電流値以下になったところで該駆動源の駆動を再開させるように制御するものである。

【 0 0 1 3 】

第 6 の発明による回転自走式内視鏡システムは、上記第 5 の発明による回転自走式内視鏡システムにおいて、前記閾値を I_{th} 、前記目標電流値を I_{ta} とするとき、前記駆動制御手段は、前記駆動源の一時停止を開始した時刻における、該駆動源が通常駆動されていたと想定したときの予測電流値 I_{fo} を算出するとともに、1 以下の所定の定数 β を用いて、次の数式

20

$$I_{ta} = I_{th} - (I_{th} - I_{fo}) \times \beta$$

に基づき、前記目標電流値 I_{ta} を算出するものである。

【 0 0 1 4 】

第 7 の発明によるプログラムは、コンピュータに、挿入部の外周側の少なくとも一部に該挿入部の挿入軸周りに回転可能に設けられた回転筒体と、前記回転筒体を回転させるための駆動源と、を備えた回転自走式内視鏡システムの駆動制御を行わせるためのプログラムであって、コンピュータに、前記駆動源の駆動状態を検出することにより前記回転筒体の回転数を検出する回転検出ステップと、前記駆動源へ供給する電流値を検出する電流検出ステップと、前記電流検出ステップにより検出されている電流値の時間的な変化割合を算出し、算出した変化割合が所定値以上であるときには前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御する駆動制御ステップと、を実行させるためのプログラムである。

30

【 0 0 1 5 】

第 8 の発明による回転自走式内視鏡システムの駆動方法は、挿入部の外周側の少なくとも一部に該挿入部の挿入軸周りに回転可能に設けられた回転筒体と、前記回転筒体を回転させるための駆動源と、を備えた回転自走式内視鏡システムを駆動するための回転自走式内視鏡システムの駆動方法であって、前記駆動源の駆動状態を検出することにより前記回転筒体の回転数を検出する回転検出ステップと、前記駆動源へ供給する電流値を検出する電流検出ステップと、前記電流検出ステップにより検出されている電流値の時間的な変化割合を算出し、算出した変化割合が所定値以上であるときには前記駆動源を所定時間だけ一時停止させるように制御する駆動制御ステップと、を含む方法である。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明の回転自走式内視鏡システム、プログラム、回転自走式内視鏡システムの駆動方法によれば、負荷の増大に基づく回転筒体の駆動源の停止を事前に予測して回避することができ、作業効率を向上させることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 8 】

50

〔実施形態 1〕

図 1 から図 7 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は回転自走式内視鏡システムの構成を示す図、図 2 は回転自走式内視鏡における回転筒体の駆動機構の構成を示す図、図 3 は回転自走式内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図、図 4 はモータを定速駆動するために必要な電流値の時間による変化の一例を示す図、図 5 はモータの駆動制御を行うための論理回路の一例を示す図、図 6 はモータの駆動制御を示すフローチャート、図 7 は回転自走式内視鏡における回転筒体の駆動機構の構成の他の例を示す図である。

【0019】

まず、図 1 を参照して、回転自走式内視鏡システムの構成を説明する。

10

【0020】

この回転自走式内視鏡システム（以下では適宜、単に内視鏡システムと略称する。）1 は、回転自走式内視鏡（以下では適宜、単に内視鏡と略称する。）2 と、制御装置 3 と、モニタ 4 と、フットスイッチ 5 と、プリンタ 6 と、を備えている。

【0021】

内視鏡 2 は、手元側の操作部 11 から細長の挿入部 12 を延設している。この挿入部 12 は、被検体内に実際に挿入され得る挿入部本体 13 と、この挿入部本体 13 をサポートするための後述するようなその他の各部と、を含んで構成されている。そして、挿入部 12 は、操作部 11 に対して着脱自在となっていて、例えば、1 回の使用毎に廃棄されるようなディスポーザブルなものとして構成されている。

20

【0022】

挿入部本体 13 の外周側には、外周面に螺旋状凸部が形成された回転筒体 14 が、挿入軸周りに回動可能となるように設けられている。

【0023】

挿入部本体 13 におけるこの回転筒体 14 の先端側には、自在に湾曲可能な湾曲部 15 が設けられていて、回転筒体 14 の先端がこの湾曲部 15 の基端側の当付部に当接して、回転により発生した推進力を伝達するようになっている。

【0024】

この湾曲部 15 に連設された挿入部本体 13 の最先端側には、先端硬性部 16 が設けられている。この先端硬性部 16 には、後述するような撮像／照明部 89（図 3 参照）や、送気ノズル、送水ノズル、吸引口などが配設されている。

30

【0025】

このような挿入部本体 13 は、未使用時および使用終了後に、その大部分が挿入部 12 を構成する収納ケース 17 内に収納されるようになっている。この収納ケース 17 は、例えば平板に近い直方体形状の箱体をなしており、何れの主面を天地として載置することも可能となっていて、各主面の四隅には載置用の脚部 17a が設けられている。この収納ケース 17 は、内側の高さが、回転筒体 14 の直径よりもやや大きく、回転筒体 14 の直径の 2 倍よりも小さくなるように構成されている。これにより、収納ケース 17 は、回転筒体 14 に加わる回転力によって挿入部本体 13 が捻れてのたうつのを防止するようになっている。すなわち、挿入部本体 13 が捻れてのたうつと、回転力が捻れに費やされてしまい、推進されるための力として十分に伝達されなくなってしまうためである。

40

【0026】

同様の理由により、収納ケース 17 と操作部 11 との間は挿入部 12 を構成する操作部側案内管 18 により、収納ケース 17 から先端側の所定長さ分は挿入部 12 を構成する先端側案内管 19 により、それぞれ捻れてのたうつのを防止されながら、保護されるようになっている。

【0027】

先端側案内管 19 よりもさらに先端側には、挿入部本体 13 の外周に遊嵌されるように、被検体内へ挿入する際に用いられる挿入補助具 20（これも挿入部 12 の一部である。）が設けられている。この回転自走式内視鏡システム 1 は、例えば、経肛門により大腸等

50

へ内視鏡２を自動挿入する際に用いることが考えられるが、挿入補助具２０は、このときに肛門部を保護しながら挿入を円滑に行うことができるようにするためのものである。

【００２８】

また、挿入部１２の手元側には、操作部１１の後述するモータボックス３２と接続するためのコネクタ部２１が設けられている。

【００２９】

一方、操作部１１は、各種の操作釦等が頭部３１ａに設けられたグリップ部３１と、このグリップ部３１の先端側に連設されたモータボックス３２と、を有している。

【００３０】

モータボックス３２は、回転筒体１４を駆動するための駆動源としてのモータ８１（図２、図３参照）を内蔵するものであり、上述した湾曲部１５を湾曲させるための図示しない湾曲ワイヤも、このモータボックス３２とコネクタ部２１との接続を介して、後述する湾曲ノブ側の駆動機構へ接続されるようになっている。

10

【００３１】

その他、撮像／照明部８９への信号線等も、このモータボックス３２とコネクタ部２１との接続を介して、制御装置３側への信号線と電氣的に接続されるようになっている。

【００３２】

掌で把持するためのグリップ部３１の頭部３１ａには、送気や送水を行うための送気／送水ボタン３３、吸引を行うための吸引ボタン３４、静止画像を撮像するための撮像ボタン３５、観察画像中における上（Ｕ）または下（Ｄ）方向へ上述した湾曲部１５を湾曲させるためのＵ／Ｄ用湾曲ノブ３６、観察画像中における右（Ｒ）または左（Ｌ）方向へ該湾曲部１５を湾曲させるためのＲ／Ｌ用湾曲ノブ３７、回転筒体１４の前進／停止／後退を操作するための回転操作レバー３８などが設けられている。

20

【００３３】

このグリップ部３１の頭部３１ａからは、撮像／照明部８９と制御装置３との信号の伝達を行うための電気ケーブル３９が延設されており、その先端側に設けられたコネクタ３９ａが、制御装置３のコネクタ受けに接続されるようになっている。

【００３４】

また、挿入部１２の手元側のコネクタ部２１からは、挿入部本体１３内に配設されている送気チューブ４１、送水チューブ４２、吸引チューブ４３が延出されており、これらのチューブの基端側にコネクタ４４が設けられている。

30

【００３５】

このコネクタ４４は、送気中継チューブ４６、送水中継チューブ４７、吸引中継チューブ４８の先端側に設けられたコネクタ４５と着脱可能に接続されるようになっており、接続時には、送気チューブ４１と送気中継チューブ４６とが、送水チューブ４２と送水中継チューブ４７とが、吸引チューブ４３と吸引中継チューブ４８とが、それぞれ連通される。

【００３６】

なお、上述したような送気チューブ４１、送水チューブ４２、吸引チューブ４３、および送気中継チューブ４６、送水中継チューブ４７、吸引中継チューブ４８も、ディスプレイ部１２の一部である。

40

【００３７】

これらの送気中継チューブ４６、送水中継チューブ４７、および吸引中継チューブ４８は、電気ケーブル３９に対して、１つまたは複数（図１に示す例では３つ）の仮固定具５１を用いて着脱可能に固定されるようになっている。そして、送気中継チューブ４６、送水中継チューブ４７、および吸引中継チューブ４８が、電気ケーブル３９に対して固定されることにより、各々が垂れ下がる等がなくなって、内視鏡２の取り回しが容易になる。

【００３８】

上述したような各中継チューブ４６～４８は、基端側を制御装置３に接続されるようになっている。ここに、制御装置３は、後述するように、撮像／照明部８９の制御や、送気

50

／送水／吸引の制御、モータ８１の制御などを行うためのものであり、側面部に、送気／送水に用いられる送水タンク５３が取り付けられるようになっている。

【００３９】

より詳しくは、吸引中継チューブ４８は、基端側が制御装置３の挿入部側吸引接続部６６に接続されるようになっている。なお、この挿入部側吸引接続部６６は、制御装置３の表面に固定された挿入部側吸引接続部保持部材６５に対して着脱可能に取り付けられている。また、送気中継チューブ４６および送水中継チューブ４７の基端側には送気送水口金４９が設けられており、この送気送水口金４９が、送気送水コネクタ５２を介して、制御装置３に設けられた送気送水コネクタ接続部６７に接続されるようになっている。ここに、送気送水コネクタ５２は、送気送水コネクタ接続部６７に接続されるものであって、さらに、上述した送気送水口金４９と、送水タンク５３から延設される送水管５４と、を接続するためのものであり、単独の部材として構成されている。

10

【００４０】

上述した挿入部側吸引接続部６６は、挿入部側吸引チューブ６８の一端側に設けられている。この挿入部側吸引チューブ６８は、制御装置３の正面に設けられたピンチバルブ６９に挟み込まれた後に、分岐部７１に接続されている。この分岐部７１からは、リーク側チューブ７２が分岐されており、このリーク側チューブ７２は、先端に設けられた接続部７３を介して、制御装置３内のリーク管路へ接続されている。

【００４１】

上述した挿入部側吸引接続部６６、挿入部側吸引チューブ６８、分岐部７１、リーク側チューブ７２、接続部７３は、予め組み立てられた一体的な部材として構成されており、これらの内の分岐部７１が、制御装置３に設けられた係止部７５に係止され、着脱可能に固定されるようになっている。

20

【００４２】

そして、分岐部７１には吸引器接続口金が設けられており、吸引器７から延設される吸引器側吸引チューブ７ａの先端が接続されるようになっている。この吸引器７は、例えば病院等に備え付けのものをを用いることが可能である。ただし、回転自走式内視鏡システム１自体に、システム構成の一部として吸引器７を設けるようにしてももちろん構わない。

【００４３】

制御装置３には、電源スイッチ６１や、電源状態を表示するＬＥＤ６２、各種の操作等を行うためのフロントパネル６３などが設けられている。ここに、フロントパネル６３は、スタンバイスイッチや回転筒体１４の回転を制御するためのスイッチ等を含んで構成されている。

30

【００４４】

フットスイッチ５は、制御装置３に着脱可能に接続されるようになっており、回転筒体１４を前進させるための前進ボタン５ａと、回転筒体１４を後退させるための後退ボタン５ｂと、を有して構成されている。なお、ここではフットスイッチ５を、回転筒体１４の回転を制御するために用いているが、その他の用途に利用するようにしても構わない。

【００４５】

このようにして、回転筒体１４は、操作部１１の回転操作レバー３８、フットスイッチ５、制御装置３の何れを用いることによって、回転状態を操作することが可能となっている。

40

【００４６】

モニタ４は、制御装置３に着脱可能に接続されており、撮像／照明部８９により撮像されているモニタ画像を表示するとともに、回転筒体１４の回転状態、回転筒体１４の回転に要するトルクの状態、など、各種の情報も表示するようになっている。

【００４７】

プリンタ６は、制御装置３に着脱可能に接続されるようになっており、内視鏡２の撮像ボタン３５が押圧されたときに、制御装置３の制御に基づいて、静止画像をプリントアウトするようになっている。

50

【 0 0 4 8 】

次に、図 2 を参照して、回転自走式内視鏡 2 における回転筒体 1 4 の駆動機構の構成について説明する。

【 0 0 4 9 】

操作部 1 1 のモータボックス 3 2 内には、駆動源としてのモータ 8 1 が内蔵されている。このモータ 8 1 は、例えば、正転駆動および逆転駆動が可能なものとなっている。そして、このモータ 8 1 の単位時間当たりの回転数は、該モータ 8 1 に付随して配設された回転検出手段たる回転検出部 8 2 により検出されるようになっている。

【 0 0 5 0 】

モータ 8 1 から発生された回転駆動力は、減速機 8 3 を介して減速された後に、第 1 プーリ 8 4 に伝達されるようになっている。この第 1 プーリ 8 4 にはベルト 8 5 が掛けられており、該ベルト 8 5 はさらに第 2 プーリ 8 6 に掛けられている。こうして、第 1 プーリ 8 4 の駆動力は、ベルト 8 5 を介して第 2 プーリ 8 6 に伝達されるようになっている。

10

【 0 0 5 1 】

この第 2 プーリ 8 6 は、回転伝達部材 8 7 を介して回転筒体 1 4 と回動一体となるように構成されている。従って、第 2 プーリ 8 6 に伝達された回転駆動力により、回転筒体 1 4 が挿入部本体 1 3 の挿入軸周りに回転されるようになっている。ただし、回転されるのは回転筒体 1 4 のみであり、回転筒体 1 4 の内部に位置する挿入部本体 1 3 の内蔵物（後述する撮像／照明部 8 9 への信号線や、送気チューブ 4 1、送水チューブ 4 2、吸引チューブ 4 3 など）は回転の影響を受けることはない。

20

【 0 0 5 2 】

なお、この図 2 に示す例では、ベルト 8 5 およびプーリ 8 4、8 6 を用いて、モータ 8 1 の駆動力を回転筒体 1 4 へ伝達するようにしているが、例えば、図 7 に示すように構成しても良い。

【 0 0 5 3 】

この図 7 に示す例では、モータ 8 1 から発生された回転駆動力は、減速機 8 3 を介して減速された後に、第 1 ギヤ 8 4 A に伝達されるようになっている。この第 1 ギヤ 8 4 A は第 2 ギヤ 8 6 A に噛合しており、この第 2 ギヤ 8 6 A は、回転伝達部材 8 7 を介して回転筒体 1 4 と回動一体となるように構成されている。

【 0 0 5 4 】

さらに、これら図 2 や図 7 に示したような例に限らず、その他の種々の駆動機構を用いて、モータ 8 1 の駆動力を回転筒体 1 4 へ伝達することが可能である。加えて、これら図 2 や図 7 に示したような例においては、モータ 8 1 からの駆動力を、回転筒体 1 4 の手元側端から伝達するようにしていたが、これに限らず、回転筒体 1 4 の何れか一の部分（あるいは全部）において伝達するようにすれば良い。従って、駆動力の伝達を行う一の部分は、回転筒体 1 4 の基端側であっても先端側であっても途中でであっても構わない。

30

【 0 0 5 5 】

回転筒体 1 4 は、例えば、金属素線を螺旋状に巻回し、結果的に外周面に螺旋状凸部が形成されるようにした部材である。より具体的には、金属素線は、ステンレス等の金属でなる細長の平板である。そして、この金属素線を、長手方向に垂直な断面が略 S 字状をなすように形成する。その後、断面略 S 字状の金属素線を、隣接するピッチの辺縁同士が係合し合うように螺旋状に巻回することにより、総体として細長の管状をなす回転筒体 1 4 を形成したものである。

40

【 0 0 5 6 】

そして、この回転筒体 1 4 が回転すると、外周面の螺旋状凸部が被検体の体腔内壁と当接して推力が発生し、該回転筒体 1 4 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 4 の先端面が、湾曲部 1 5 基端側の突当部に当接して湾曲部 1 5 および先端硬性部 1 6 を押圧し、挿入部本体 1 3 が被検体内へ挿入されるようになっている。

【 0 0 5 7 】

挿入部本体 1 3 の先端部に設けられた湾曲部 1 5 は、さらに先端側に連設される先端硬

50

性部 16 を所望の方向へ向けるために、U / D (アップ / ダウン) 方向、および R / L (ライト / レフト) 方向へ自在に湾曲するための部位である。

【 0 0 5 8 】

先端硬性部 16 には、被検体を撮像するための撮像光学系および CCD 等の撮像素子 (撮像部) と、撮像される被検体を照明するための照明光学系および LED 等の光源 (照明部) と、を備えた撮像 / 照明部 89 (図 3 参照) が配設されている。この先端硬性部 16 には、さらに、光学系を洗浄するための送水ノズルと、この送水ノズルによる洗浄後の水滴を吹き飛ばすための送気ノズルと、吸引を行うための吸引口と、が配設されている。送水ノズルは送水チューブ 42 に、送気ノズルは送気チューブ 41 に、吸引口は吸引チューブ 43 に、それぞれ接続されている。

10

【 0 0 5 9 】

次に、図 3 を参照して、回転自走式内視鏡システム 1 の電氣的な構成を説明する。

【 0 0 6 0 】

制御装置 3 は、CPU 91 と、モータ駆動回路 92 と、リレー 93 と、AWS 用電磁弁駆動回路 94 と、リレー 95 と、電磁弁 96 と、ポンプ駆動回路 97 と、リレー 98 と、ポンプ 99 と、撮像 / 照明制御および映像信号処理回路 100 と、バッファ回路 101 と、フロントパネル 63 と、プリンタ制御回路 102 と、非常停止ボタン 103 と、非常停止解除ボタン 104 と、を備えている。

【 0 0 6 1 】

また、内視鏡 2 は、モータ 81 と、回転検出部 82 と、モータ識別部 88 と、撮像 / 照明部 89 と、を備えている。

20

【 0 0 6 2 】

CPU 91 は、この回転自走式内視鏡システム 1 を統括的に制御するための制御手段であり、モータ駆動回路 92 を介してモータ 81 の駆動制御を行うための駆動制御手段を兼ねたものである。

【 0 0 6 3 】

モータ駆動回路 92 は、リレー 93 を介してモータ 81 に接続されており、所定の制御プログラムを実行する CPU 91 の制御に基づいて、このモータ 81 を駆動制御するための駆動制御手段である。また、モータ駆動回路 92 は、モータ 81 を駆動する電流値を検出して、その検出値を随時 CPU 91 へ出力する電流検出手段を兼ねたものとなっている。CPU 91 は、この検出値が所定の上限電流値 I_{max} に達した場合には、自動的にモータ 81 の駆動を停止するように制御し、安全を図るようになっている。

30

【 0 0 6 4 】

回転検出部 82 は、モータ 81 の回転数を検出するためのものであり、検出結果は CPU 91 へ出力される。CPU 91 は、回転検出部 82 により検出された回転数に基づき、モータ 81 の定速駆動等の制御を行うようになっている。

【 0 0 6 5 】

モータ識別部 88 は、内視鏡 2 に内蔵されているモータ 81 の種類を示すモータ識別情報を、CPU 91 へ出力するものである。内視鏡 2 は、駆動源として異なる種類のモータ 81 を内蔵することが考えられるが、モータ 81 の種類が異なるとその駆動法も異なることになる。従って、CPU 91 は、接続された内視鏡 2 に内蔵されているモータ 81 の種類をモータ識別部 88 から取得して、その種類に応じた駆動を行わせるようにモータ駆動回路 92 を制御するようになっている。なお、モータ識別部 88 は、内視鏡 2 と制御装置 3 とが接続されたときに、能動的にモータ識別信号を出力するものであっても良いし、受動的に CPU 91 からモータ識別情報を読み取られるような不揮発性メモリ等であっても構わない。

40

【 0 0 6 6 】

AWS 用電磁弁駆動回路 94 は、CPU 91 の制御に基づき、リレー 95 を介して、送気 (A)、送水 (W)、吸引 (S) を制御するための電磁弁 96 を駆動するものである。

【 0 0 6 7 】

50

ポンプ駆動回路 97 は、CPU 91 の制御に基づき、リレー 98 を介して、ポンプ 99 を駆動するものである。このポンプ 99 は、送気 / 送水に用いられるポンプである。

【0068】

撮像 / 照明制御および映像信号処理回路 100 は、撮像 / 照明部 89 と接続されていて、CPU 91 の制御に基づき、照明部に照明用の電力を供給するとともに、撮像部に駆動クロック等を供給し、さらに撮像部から出力される映像信号に各種の映像信号処理を施すものである。

【0069】

この撮像 / 照明制御および映像信号処理回路 100 は、バッファ回路 101 に接続されていて、このバッファ回路 101 は、モニタ 4 に接続されるとともに、さらにプリンタ 6 に接続されている。上述したように、操作部 11 の撮像ボタン 35 を押圧すると、静止画像の記録が行われるようになっているが、このときにモニタ 4 上に表示される観察画像が停止すると、手技を行う際に不便である。そこで、観察用の映像出力にはモニタ 4 を、画像記録用の映像出力にはプリンタ 6 を、それぞれ接続するようにしたものである。これにより、撮像ボタン 35 の押圧にともなって、プリンタ 6 からは静止画像がプリントアウトされるが、このときにもモニタ 4 上では動画像を引き続いて観察することができるようになる。

【0070】

フロントパネル 63 は、各種のスイッチや LED 等を配置して構成された操作入力手段であり、ボタン操作等が行われると、操作信号が CPU 91 へ出力されるようになっている。このフロントパネル 63 には、スタンバイスイッチが含まれている。このスタンバイスイッチが押圧されると、CPU 91 から、モータ駆動回路 92、AWS 用電磁弁駆動回路 94、ポンプ制御回路、撮像 / 照明制御および映像信号処理回路 100 へ制御信号が一斉に送信され、モータ 81 の停止、AWS 用の電磁弁 96 への駆動電源供給の停止、ポンプ 99 の停止、撮像 / 照明部 89 への電源供給の停止、が行われる。そして、この状態で、NS 部の交換を行うことが可能となっている。NS 部を交換した後に、再びスタンバイスイッチを押圧すると、停止された各機能が元の動作状態に復帰される。

【0071】

プリンタ制御回路 102 は、CPU 91 の制御に基づいて、プリンタ 6 の動作を制御するものである。例えば、内視鏡 2 の操作部 11 に設けられた撮像ボタン 35 が押圧されたときには、バッファ回路 101 に蓄積された静止画像を印刷するように、プリンタ制御回路 102 がプリンタ 6 を制御するようになっている。

【0072】

非常停止ボタン 103 は、CPU 91 と、リレー 93, 95, 98 と、に接続されていて、非常停止モードを設定するための操作ボタンである。上述したように、CPU 91 は、モータ 81 の駆動電流値を検出して、検出値が上限電流値 I_{max} に達した場合には、自動的にモータ 81 の駆動を停止するように制御している。この内視鏡システム 1 においては、さらに非常停止ボタン 103 を設けて、手動により各種動作を緊急停止することができるように構成している。すなわち、この非常停止ボタン 103 が押圧されると、非常停止信号が送信され、CPU 91 はいかなる状況においても非常状態であると認識して、モータ駆動回路 92、AWS 用電磁弁駆動回路 94、ポンプ駆動回路 97 をそれぞれ停止させる。その一方で、非常停止ボタン 103 からの非常停止信号は、リレー 93, 95, 98 に直接出力され、モータ駆動回路 92 とモータ 81 との電氣的接続が遮断されるとともに、AWS 用電磁弁駆動回路 94 と電磁弁 96 との電氣的接続が遮断され、ポンプ駆動回路 97 とポンプ 99 との電氣的接続が遮断される。ただし、撮像 / 照明制御および映像信号処理回路 100 と撮像 / 照明部 89 との電氣的接続は、その後に安全に内視鏡 2 を抜去する際に、あるいは処置を行う際に必要であるために、遮断はしない。

【0073】

非常停止解除ボタン 104 は、上述した非常停止ボタン 103 により設定された非常停止モードを解除するための操作ボタンであり、長押しすることにより、その機能を発揮す

10

20

30

40

50

るように構成されている。非常停止モードを解除するために非常停止解除ボタン 104 を長押ししなければならないように構成したのは、非常停止を行うことになった要因を取り除いたという操作者の意志を確認するためである。

【0074】

次に、図4から図6を参照して、CPU91によるモータ駆動回路92を介したモータ81の制御について説明する。

【0075】

まず、図4を参照して、モータ81を定速駆動するために必要な電流値の時間による変化の一例について説明する。

【0076】

上述したように、CPU91は、回転検出部82により検出された回転数に基づき、モータ81が定速駆動されるように、モータ駆動回路92を介してモータ81へ供給する電流を制御している。ここに、モータ81へ供給する電流値と、モータ81から発生されるトルクとは、ほぼ比例していると考えて良い。

【0077】

このときに、被検体内への挿入部本体13の挿入長が長くなるにつれて、回転筒体14と被検体の体腔との摩擦が増大し、定速回転するに要するトルクが増大する。図4において、電流値が全般的に増加しているのは、これを示している。

【0078】

また、CPU91は、所定の上限電流値 I_{max} を設定して、モータ81への供給電流がこの上限電流値 I_{max} に達した場合には、モータ81の駆動を停止するようにしている。

【0079】

ただし、実際の運用においては、この上限電流値 I_{max} による制御だけでは不便を来すことがある。すなわち、回転筒体14と被検体の体腔とは、通常の駆動時には動摩擦の状態にある。しかし、何らかの原因で、目標部位に到達する前に、静止摩擦の状態になってしまうことがある。このようなときには、トルクが急激に増大し、モータ81へ供給する電流が上限電流値 I_{max} に到達すると、モータ81の駆動が停止されてしまうことになる。そして、このときには、モータ81の駆動を再開するための一連の所定の操作等を行わなければならない。

【0080】

そこで、本実施形態は、急激な電流値の増大等を監視して、電流値が上限電流値 I_{max} に到達するか否かを予測し、電流値が上限電流値 I_{max} に到達すると予測される場合には、電流値が上限電流値 I_{max} に到達する前の段階で、トルクを減少させるための所定の処理を行うようにしたものとなっている。

【0081】

すなわち、上限電流値 I_{max} に1未満の所定係数を乗算した閾値 I_{th} を設定する。具体的には、閾値 I_{th} は、例えば上限電流値 I_{max} に0.9を掛けた値などが挙げられる。そして、CPU91は、検出している電流値 I が、この閾値 I_{th} に到達したか否かを監視する。

【0082】

さらに、CPU91は、検出している電流値 I の所定時間 Δt 当たりの変化量 ΔI 、つまり電流値 I の時間に対する変化割合 $\Delta I / \Delta t$ を算出して、この変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上になったか否かを監視する。なお、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ を算出する際の Δt は、微小なノイズの影響などを避けるために、ある程度の時間間隔をとるようにした方が良い。

【0083】

そして、変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上であり、かつ電流値 I が閾値 I_{th} に到達した場合には、CPU91は、モータ81の駆動を一時停止させ、その後にモータ81を逆転させて、さらにその後にモータ81を駆動するための電流値 I が所定の目標電流値 I_{ta} 以下になったことが検出されたときに、再びモータ81の駆動を継続して行うようにして

10

20

30

40

50

いる。

【 0 0 8 4 】

ここで、図 5 を参照して、モータ 8 1 の駆動制御を行うための論理回路の一例について説明する。

【 0 0 8 5 】

この論理回路は、例えば 3 つのアンド回路 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 を有して構成されている。

【 0 0 8 6 】

アンド回路 1 1 1 には、モータ 8 1 を駆動する電流値 I と、所定の閾値 I_{th} と、が入力されるようになっている。そして、アンド回路 1 1 1 は、電流値 I が閾値 I_{th} 未満であるときにはロー (L) を、電流値 I が閾値 I_{th} 以上であるときにはハイ (H) を、出力する。従って、このアンド回路 1 1 1 は、実際には比較器等により構成されている。

10

【 0 0 8 7 】

また、アンド回路 1 1 2 には、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ と、所定値 α と、が入力されるようになっている。そして、アンド回路 1 1 2 は、変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 未満であるときにはロー (L) を、変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上であるときにはハイ (H) を、出力する。従って、このアンド回路 1 1 2 も、実際には比較器等により構成されている。

【 0 0 8 8 】

そして、アンド回路 1 1 3 は、アンド回路 1 1 1 からの出力と、アンド回路 1 1 2 からの出力と、をアンド演算する。すなわち、アンド回路 1 1 3 は、アンド回路 1 1 1 からの出力がハイ (H) であり、かつ、アンド回路 1 1 2 からの出力がハイ (H) であるときのみ、ハイ (H) を出力し、その他のときにはロー (L) を出力する。

20

【 0 0 8 9 】

C P U 9 1 は、このアンド回路 1 1 3 からの出力に基づいて、該出力がハイ (H) であるときにはモータ 8 1 の一時停止・逆転制御を行い、該出力がロー (L) であるときにはモータ 8 1 の正転をそのまま継続するように制御するようになっている。

【 0 0 9 0 】

次に、図 6 を参照して、回転自走式内視鏡システム 1 におけるモータ 8 1 の駆動制御処理について説明する。

30

【 0 0 9 1 】

この処理を開始すると、モータ 8 1 を正転させて回転筒体 1 4 を回転させる (ステップ S 1) 。このとき、C P U 9 1 は、モータ 8 1 の回転数を回転検出部 8 2 から取得して、モータ 8 1 が所定の回転数で定速回転するように、つまり回転筒体 1 4 が定速回転するように、制御する。

【 0 0 9 2 】

さらに、C P U 9 1 は、モータ駆動回路 9 2 を介して、モータ 8 1 を駆動する電流値 I を検出している (ステップ S 2) 。

【 0 0 9 3 】

そして、電流値 I が上限電流値 I_{max} 以上であるか否かを判定する (ステップ S 3) 。

40

【 0 0 9 4 】

ここで、電流値 I が上限電流値 I_{max} 未満である場合には、さらに、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上であるか否かを判定する (ステップ S 4) 。

【 0 0 9 5 】

電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上である場合には、さらに、電流値 I が所定の閾値 I_{th} 以上であるか否かを判定する (ステップ S 5) 。

【 0 0 9 6 】

ステップ S 4 において、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 未満であるとき、または、ステップ S 5 において、電流値 I が所定の閾値 I_{th} 未満であるときは、上記ステップ S 1 へ戻って、モータ 8 1 の正転を継続して行う。

50

【 0 0 9 7 】

一方、ステップ S 5 において、電流値 I が所定の閾値 I_{th} 以上であると判定されたとき（このときには、ステップ S 4 において、既に変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上であると判定されている）には、目標電流値 I_{ta} を算出する（ステップ S 6）。

【 0 0 9 8 】

この目標電流値 I_{ta} は、トルクが通常の状態に戻ったときの電流値として算出される。すなわち、図 4 の時刻 t_1 からの急激な電流値 I の増加がないと想定した場合に、時刻 t_2 において到達したと予想される電流値に、幾らかのマージンを考慮した値を、目標電流値 I_{ta} として設定する。

【 0 0 9 9 】

目標電流値 I_{ta} の算出方法は、種々のものを適用することが可能であるが、一例として、次のように行うことができる。まず、時刻 t_1 以前の電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ （これを γ とする）を算出し、時刻 t_1 における電流値を $I(t_1)$ とすると、通常の駆動が行われたときの時刻 t_2 における予測電流値 I_{fo} は、次の数式 1 に示すように算出される。

[数 1]

$$I_{fo} = I(t_1) + \gamma(t_2 - t_1)$$

従って、マージンを考慮するための 1 以下の定数 β を用いて、目標電流値 I_{ta} を次のように算出することができる。

[数 2]

$$\begin{aligned} I_{ta} &= I_{th} - (I_{th} - I_{fo}) \times \beta \\ &= I_{fo} + (1 - \beta)(I_{th} - I_{fo}) \end{aligned}$$

【 0 1 0 0 】

すなわち、この数式 2 によれば、予測電流値 I_{fo} に対して、閾値 I_{th} と予測電流値 I_{fo} との差の $(1 - \beta)$ 倍のマージンを設定していることになる。従って、 β を 1 に近付ければ、マージンは 0 に近付いて、目標電流値 I_{ta} が予測電流値 I_{fo} に近づくことになる。

【 0 1 0 1 】

続いて、モータ 8 1 の駆動を一時停止させ（ステップ S 7）、その後にモータ 8 1 を逆転する（ステップ S 8）。

【 0 1 0 2 】

モータ 8 1 の一時停止および逆転を行ったら、電流値 I が正常な状態に復帰したか否かを判定するために、テスト用のモータ正転（試験駆動）を行い（ステップ S 9）、電流値 I を検出する（ステップ S 10）。

【 0 1 0 3 】

検出した電流値 I が目標電流値 I_{ta} 以下になったか否かを判定し（ステップ S 11）、まだ目標電流値 I_{ta} よりも大きい場合にはステップ S 7 へ戻ってモータ 8 1 の一時停止および逆転を行う。

【 0 1 0 4 】

なお、ステップ S 11 からステップ S 7 へ戻るループ内に目標電流値 I_{ta} の算出を入れないために（つまり、目標電流値 I_{ta} の算出は一度で足りるために）、ステップ S 5 においてイエスと判定されたときに、まずステップ S 6 の処理を行うようにしているが、実際には、まずステップ S 7 におけるモータ 8 1 の一時停止を優先して行い、その後のステップ S 11 の判定を行うまでの間の時間的な余裕があるときに、ステップ S 6 の算出を一度だけ行うようにすると良い。

【 0 1 0 5 】

一方、ステップ S 11 において、電流値 I が目標電流値 I_{ta} 以下になったことが検出された場合には、ステップ S 1 へ戻って、通常のモータ正転を行う。

【 0 1 0 6 】

その後、ステップ S 3 において電流値 I が上限電流値 I_{max} に到達したと判定された場合には、モータ 8 1 を停止して（ステップ S 12）、この処理を終了する。

【0107】

この図6に示したような処理の具体的な流れを、図4を参照して説明する。

【0108】

すなわち、図4に示すように、時刻 t_1 になるまでは、モータ81の駆動が通常の通りに行われている。なお、時刻 t_1 になるまでの間に、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α を超えるような小ピークが存在したとしても、電流値 I 自体が閾値 I_{th} に到達しない限りは、モータ81の一時停止および逆転の処理は行われな。従って、モータ81が頻繁に一時停止および逆転するのを回避することが可能となっている。

【0109】

そして、時刻 t_1 において、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α を超えたものとする。すると、ステップS4において、イエスと判定されるが、このときにはまだ電流値 I は閾値 I_{th} 未満であるために、ステップS5においてノーと判定され、ステップS1におけるモータ正転が継続して行われる。

10

【0110】

その後、時刻 t_2 において、電流値 I が閾値 I_{th} に到達すると、ステップS5においてイエスと判定される。すなわち、2つの条件、つまり電流値 I が閾値 I_{th} に到達した条件と、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α を超える条件と、が揃ったために、ステップS7の処理により、この時刻 t_2 においてモータ81の駆動を一時停止する。

【0111】

次に、ステップS8の処理により、時刻 t_3 から時刻 t_4 までの所定時間だけ、モータ81の逆転を行う。

20

【0112】

続いて、ステップS9の処理により、時刻 t_5 から時刻 t_6 までの短い所定時間だけ、モータ81をテスト正転する。

【0113】

このテスト正転において検出された電流値 I は、図4に示す例では、目標電流値 I_{ta} を上回っている。従って、ステップS11においてノーと判定され、時刻 t_6 においてモータ81の駆動を再び一時停止する。

【0114】

そして、再びステップS8の処理を行い、時刻 t_7 から時刻 t_8 までの所定時間だけ、モータ81を逆転する。

30

【0115】

その後、時刻 t_9 において、ステップS9によりモータ81をテスト正転し、ステップS10により検出した電流値 I をステップS11により目標電流値 I_{ta} と比較する。この図4に示す例では、ここで電流値 I が目標電流値 I_{ta} を下回っているために、ステップS1へ戻ってモータ81の正転をそのまま継続して行う。

【0116】

図4に示す例においては、その後、電流値 I が閾値 I_{th} に到達するが、このときには電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ は所定値 α 未満であるために、モータ81の一時停止は行われず、そのまま正転が継続される。

40

【0117】

そして、時刻 t_{10} において、電流値 I が上限電流値 I_{max} に到達したところで、ステップS3においてイエスと判定され、ステップS12においてモータ81の正転を停止して、この処理を終了する。

【0118】

なお、上述では、電流値 I の変化割合 $\Delta I / \Delta t$ が所定値 α 以上になるという第1の条件と、電流値 I が所定の閾値に到達するという第2の条件と、の両方が満たされたときに負荷を低減する処理を行うようにしているが、これに限らず、第1の条件、または第2の条件の一方のみが満たされたときに、トルクを緩和する処理を行うようにしても構わない。

50

【0119】

また、上述では、負荷を低減するために停止および逆転を行っているが、停止のみを行うことによって、ある程度の効果を奏することができる。

【0120】

このような実施形態1によれば、負荷の増大に基づく回転筒体の駆動源の停止を事前に予測して、電流値 I が上限電流値 I_{max} に到達する前に、駆動源を一時停止し、負荷が低下するのを待ってから、再び駆動源を駆動するようにしたために、駆動源の停止を未然に回避することができる。従って、内視鏡検査の作業効率を向上させることができる。

【0121】

このときさらに、駆動源を一時停止するだけでなく、逆転もするようにしたために、より短時間で効率的に駆動源の負荷を低減することが可能となる。

10

【0122】

そして、駆動源の停止の予測を、電流値 I の時間的な変化割合に基づいて行っているために、電流値 I が上限電流値 I_{max} に到達する前の時間的余裕がある段階で、予測を行うことが可能となる。

【0123】

さらに、駆動源の停止の予測を行う際に、電流値 I が所定の閾値 I_{th} に達したかを判定しているために、微小なノイズ等の影響により駆動の一時停止が頻繁になされるのを回避することができる。

【0124】

加えて、上限電流値 I_{max} に1未満の所定係数を乗算することにより閾値 I_{th} を算出するようにしているために、所定係数の選択に応じて、上限電流値 I_{max} に近い閾値 I_{th} を設定したり、あるいは上限電流値 I_{max} までは余裕のある比較的低い値の閾値 I_{th} を設定したりすることが可能となる。

20

【0125】

また、駆動源の一時停止および逆転後に、駆動源を試験的に駆動して、電流値 I が所定の目標電流値 I_{ta} 以下になるまでは駆動源の一時停止を繰り返して行い、電流値 I が目標電流値 I_{ta} 以下になったと判定されたときに始めて駆動源の駆動を再開するようにしたために、駆動の再開を、確実に通常の駆動状態に戻ってからにすることが可能となる。

【0126】

さらに、目標電流値 I_{ta} の算出を、予測電流値 I_{fo} と閾値 I_{th} とを用いて、数式2に示すように行っているために、駆動源が適切な誤差範囲内で通常駆動に戻るようにすることができる。

30

【0127】

なお、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。

【産業上の利用可能性】

【0128】

本発明は、挿入部の外周側の少なくとも一部に回転筒体を備えた回転自走式内視鏡システムと、その駆動制御のためのプログラムおよび駆動方法と、に好適に利用することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0129】

【図1】本発明の実施形態1における回転自走式内視鏡システムの構成を示す図。

【図2】上記実施形態1の回転自走式内視鏡における回転筒体の駆動機構の構成を示す図。

【図3】上記実施形態1における回転自走式内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図。

【図4】上記実施形態1において、モータを定速駆動するために必要な電流値の時間による変化の一例を示す図。

50

【図 5】上記実施形態 1 において、モータの駆動制御を行うための論理回路の一例を示す図。

【図 6】上記実施形態 1 におけるモータの駆動制御を示すフローチャート。

【図 7】上記実施形態 1 の回転自走式内視鏡における回転筒体の駆動機構の構成の他の例を示す図。

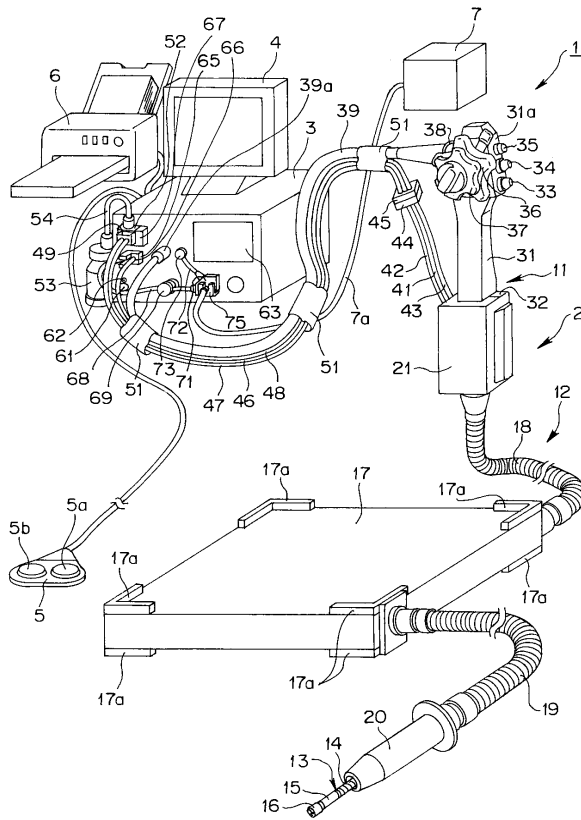
【符号の説明】

【 0 1 3 0 】

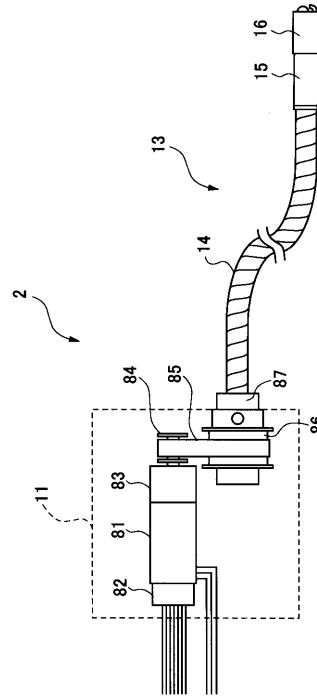
1 ... 回転自走式内視鏡システム	
2 ... 回転自走式内視鏡	
3 ... 制御装置	10
4 ... モニタ	
5 ... フットスイッチ	
5 a ... 前進ボタン	
5 b ... 後退ボタン	
6 ... プリンタ	
7 ... 吸引器	
7 a ... 吸引器側吸引チューブ	
1 1 ... 操作部	
1 2 ... 挿入部	
1 3 ... 挿入部本体	20
1 4 ... 回転筒体	
1 5 ... 湾曲部	
1 6 ... 先端硬性部	
1 7 ... 収納ケース	
1 7 a ... 脚部	
1 8 ... 操作部側案内管	
1 9 ... 先端側案内管	
2 0 ... 挿入補助具	
2 1 ... コネクタ部	
3 1 ... グリップ部	30
3 1 a ... 頭部	
3 2 ... モータボックス	
3 3 ... 送気 / 送水ボタン	
3 4 ... 吸引ボタン	
3 5 ... 撮像ボタン	
3 6 ... U / D 用湾曲ノブ	
3 7 ... R / L 用湾曲ノブ	
3 8 ... 回転操作レバー	
3 9 ... 電気ケーブル	
3 9 a ... コネクタ	40
4 1 ... 送気チューブ	
4 2 ... 送水チューブ	
4 3 ... 吸引チューブ	
4 4 ... コネクタ	
4 5 ... コネクタ	
4 6 ... 送気中継チューブ	
4 7 ... 送水中継チューブ	
4 8 ... 吸引中継チューブ	
4 9 ... 送気送水口金	
5 1 ... 仮固定具	50

5 2 ...送気送水コネクタ	
5 3 ...送水タンク	
5 4 ...送水管	
6 1 ...電源スイッチ	
6 2 ... L E D	
6 3 ...フロントパネル	
6 5 ...挿入部側吸引接続部保持部材	
6 6 ...挿入部側吸引接続部	
6 7 ...送気送水コネクタ接続部	
6 8 ...挿入部側吸引チューブ	10
6 9 ...ピンチバルブ	
7 1 ...分岐部	
7 2 ...リーク側チューブ	
7 3 ...接続部	
7 5 ...係止部	
8 1 ...モータ（駆動源）	
8 2 ...回転検出部（回転検出手段）	
8 3 ...減速機	
8 4 ...第 1 プーリ	
8 4 A ...第 1 ギヤ	20
8 5 ...ベルト	
8 6 ...第 2 プーリ	
8 6 A ...第 2 ギヤ	
8 7 ...回転伝達部材	
8 8 ...モータ識別部	
8 9 ...撮像 / 照明部	
9 1 ...C P U（駆動制御手段）	
9 2 ...モータ駆動回路（駆動制御手段、電流検出手段）	
9 3 ...リレー	
9 4 ...A W S 用電磁弁駆動回路	30
9 5 ...リレー	
9 6 ...電磁弁	
9 7 ...ポンプ駆動回路	
9 8 ...リレー	
9 9 ...ポンプ	
1 0 0 ...撮像 / 照明制御および映像信号処理回路	
1 0 1 ...バッファ回路	
1 0 2 ...プリンタ制御回路	
1 0 3 ...非常停止ボタン	
1 0 4 ...非常停止解除ボタン	40
1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 ...アンド回路	

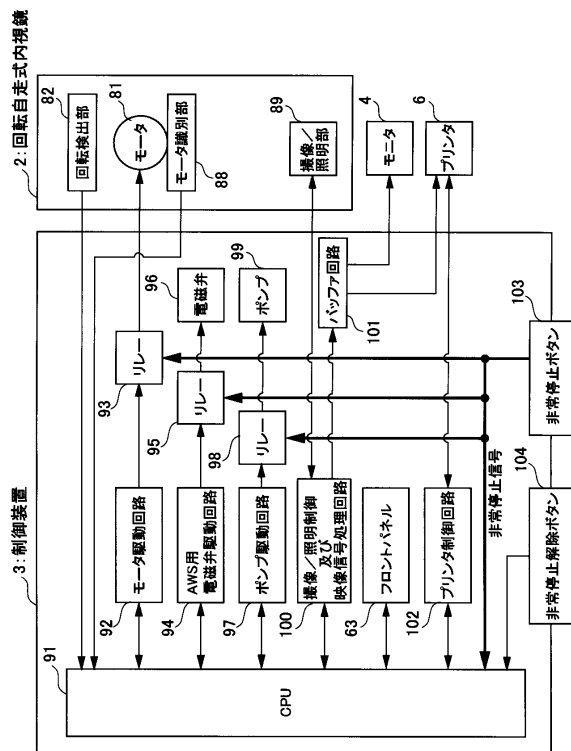
【 図 1 】



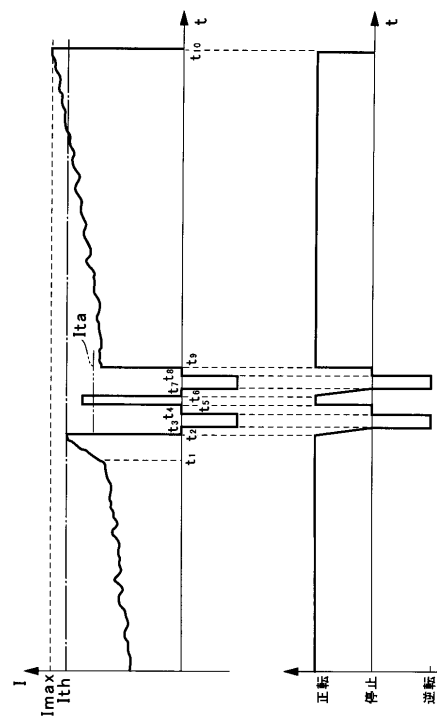
【 図 2 】



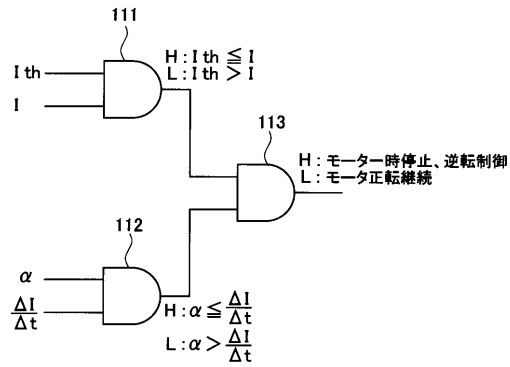
【圖 3】



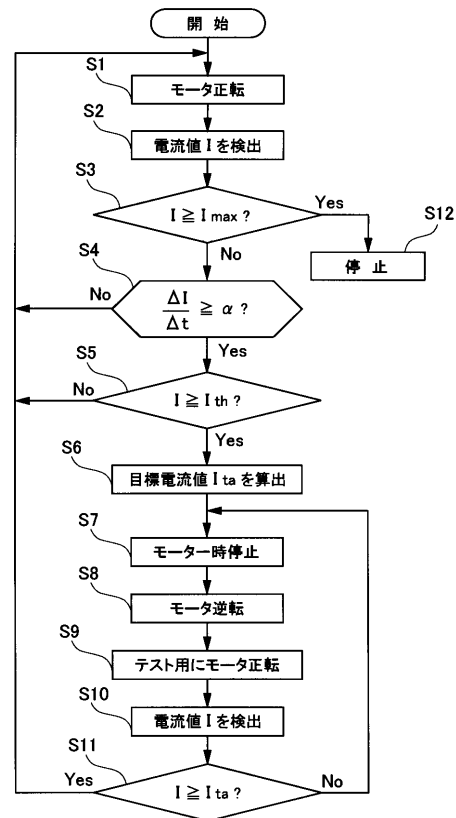
【 図 4 】



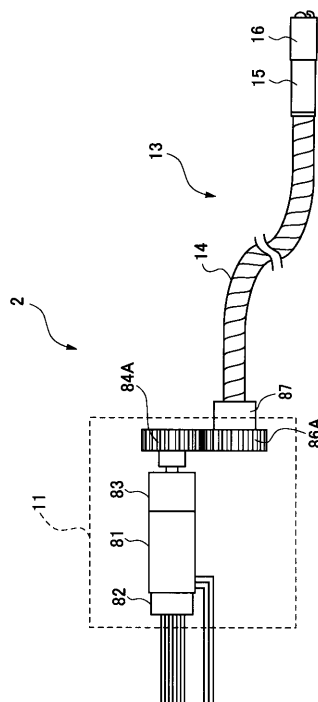
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 1 / 0 0

G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	旋转式自走式内窥镜系统，程序，旋转式自行式内窥镜系统的驱动方法		
公开(公告)号	JP4727433B2	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2006006790	申请日	2006-01-13
[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		
发明人	尾本 惠二郎		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.A A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/00.710 A61B1/005.511 A61B1/01 A61B1/31		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF21 4C061/HH60 4C061/JJ17 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF21 4C161/HH60 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007185389A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种旋转式自行式内窥镜系统，能够根据负荷的增加预测和规避旋转圆柱体的驱动源的停止并提高工作效率。

ŽSOLUTION：在用于通过电动机旋转设置在插入部分的外周侧上的旋转圆柱体的旋转自行式内窥镜系统中，电动机通常旋转以固定旋转速度（S1）和电流检测到值I（S2）。当基于时间的变化率 $\Delta I/\Delta t$ 等于或大于规定值 α （S4）并且电流值I变得等于或高于小于上限电流值 I_{max} 的规定阈值 I_{th} 时（S5），暂时停止电动机（S7）并暂时反转（S8）。当此后电流值I变得等于或低于目标电流值 I_{ta} 时（S11），电动机再次正常旋转（S1）。Ž

【图 4】

