

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5371185号
(P5371185)

(45) 発行日 平成25年12月18日 (2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日 (2013.9.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 A

A 6 1 B 1/00 3 1 0 C

A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-282910 (P2006-282910)
 (22) 出願日 平成18年10月17日 (2006.10.17)
 (65) 公開番号 特開2008-99743 (P2008-99743A)
 (43) 公開日 平成20年5月1日 (2008.5.1)
 審査請求日 平成21年8月24日 (2009.8.24)

(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 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

駆動源と、
 前記駆動源の駆動により動作可能な被動作部材と、
 前記被動作部材の動作状態を3箇所の既定の動作位置において変化させる変化機構と、
 前記被動作部材の動作状態の変化により前記駆動源へと付与される負荷の変化を検出する負荷検出部と、
 前記負荷検出部による検出結果に基づいて前記駆動源を制御する制御部と、
 を具備することを特徴とする医療装置。

【請求項 2】

前記変化機構は、前記駆動源と前記被動作部材との間に介設されカムピンとカム溝とを備えるカム機構を有し、前記カムピンとカム溝との一方が駆動源により動作され、前記カムピンとカム溝との他方が被動作部材と共に動作し、前記被動作部材の動作位置に応じて、前記カム機構の減速比が変化される、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 3】

前記変化機構は、前記被動作部材の動作位置に応じて、前記被動作部材に付与される動作抵抗を変化させる抵抗変化機構を有する、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 4】

10

20

前記抵抗変化機構は、弾性部材と、当接面と、前記弾性部材に付勢されて前記当接面に当接される当接部材と、前記当接面に設けられ前記当接部材に係合される係合部と、を有し、前記被動作部材の動作位置に応じて、前記当接部材が前記係合部に係合される、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 5】

前記制御部は、検出結果に基づいて前記駆動源を停止しあるいは検出結果の告知を行う、ことを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、駆動源を駆動させて、被動作部材を動作させる医療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

駆動源を駆動させて、被動作部材を動作させる様々な医療装置が用いられている。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、体腔内に挿入される挿入部の硬度を調整可能な内視鏡装置が開示されている。この内視鏡の挿入部には硬度調節手段が配設されており、硬度調節手段から延出されているワイヤを進退操作することにより、ワイヤの進退量に応じて挿入部の硬度を調節することが可能である。ここで、ワイヤの基端部にはラックが連結されており、ラックに歯合されているピニオンを DC モータにより回転動作することで、ラック即ちワイヤが進退動作される。ワイヤを一定量だけ牽引するには、例えばピニオンの回転量を直接検出して DC モータを制御するといった、位置検出を用いた制御が利用される。また、例えばピニオンに付与される負荷を検出し、一定の負荷に達するまで DC モータを駆動させるといった、負荷検出を用いた制御を利用することも可能である。

20

【特許文献 1】特開 2003-533 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 の内視鏡装置では、位置検出には位置検出手段、負荷検出には負荷検出手段が夫々必要となる。このため、位置検出と負荷検出との両方を利用しようとすると、装置の大型化、コストの増大を招来してしまう。

30

【0005】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、小型、低廉な医療装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第 1 実施態様の医療装置は、駆動源と、前記駆動源の駆動により動作可能な被動作部材と、前記被動作部材の動作状態を 3 箇所の 既定の動作位置において変化させる変化機構と、前記被動作部材の動作状態の変化により前記駆動源へと付与される負荷の変化を検出する負荷検出部と、前記負荷検出部による検出結果に基づいて前記駆動源を制御する制御部と、を具備することを特徴とする。

40

【0007】

本発明の第 2 実施態様の医療装置は、第 1 の実施態様の医療装置において、前記変化機構が、前記駆動源と前記被動作部材との間に介設されカムピンとカム溝とを備えるカム機構を有し、前記カムピンとカム溝との一方が駆動源により動作され、前記カムピンとカム溝との他方が被動作部材と共に動作し、前記被動作部材の動作位置に応じて、前記カム機構の減速比が変化される、ことを特徴とする。

【0008】

本発明の第 3 実施態様の医療装置は、第 1 実施態様の医療装置において、前記変化機構が、前記被動作部材の動作位置に応じて、前記被動作部材に付与される動作抵抗を変化さ

50

せる抵抗変化機構を有する、ことを特徴とする。

【0009】

本発明の第4実施態様の医療装置は、第1実施態様の医療装置において、前記抵抗変化機構が、弾性部材と、当接面と、前記弾性部材に付勢されて前記当接面に当接される当接部材と、前記当接面に設けられ前記当接部材に係合される係合部と、を有し、前記被動作部材の動作位置に応じて、前記当接部材が前記係合部に係合される、ことを特徴とする。

【0010】

本発明の第5実施態様の医療装置は、第1実施態様の医療装置において、前記制御部が、検出結果に基づいて前記駆動源を停止しあるいは検出結果の告知を行う、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明の第1実施態様の医療装置では、被動作部材の動作状態を既定の動作位置で意図的に変化させ、この動作状態の変化による駆動源へと付与される負荷の変化を検出しており、負荷検出によって間接的に位置検出を行っている。即ち、負荷検出部によって負荷検出に加えて位置検出を行うことができ、位置検出部を用いる必要がなく、医療装置の小型化、低廉化を実現することが可能となっている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の第1実施形態を図1乃至図5を参照して説明する。

20

【0013】

図1を参照し、本実施形態の医療装置は内視鏡装置である。この内視鏡装置の内視鏡10は、体腔内に挿入される細長い挿入部12を有する。この挿入部12は、硬質の先端硬質部14、湾曲作動される湾曲部16、可撓性を有する長尺の可撓管部18を、先端側から順に連結することにより形成されている。挿入部12の基端部には、操作者に把持操作される操作部20が連結されている。この操作部20からユニバーサルコード22が延出されており、ユニバーサルコード22の延出端部に配設されているコネクタ24が装置本体26に接続されている。

【0014】

内視鏡装置では、湾曲部16を湾曲操作することが可能である。即ち、湾曲部16では略円筒状の湾曲駒28が互いに回動可能に共軸に並設されている。これら湾曲駒28には、湾曲操作作用の操作ワイヤ30が挿通されている。操作ワイヤ30の先端部は最先端の湾曲駒28に固定されており、操作ワイヤ30の基端部は操作部20内へと導入されている。操作部20には湾曲操作ノブが配設されており、湾曲操作ノブを回転操作することにより、操作ワイヤ30が進退操作され、湾曲部16が湾曲作動される。

30

【0015】

また、内視鏡装置では、被検体を照明、観察することが可能である。即ち、装置本体26には光源装置29が組み込まれている。この光源装置29で生成された照明光は、コネクタ24から内視鏡10の先端部まで挿通されているライトガイド32を導光されて、内視鏡10の先端部から被検体へと照射される。一方、装置本体26の駆動回路34は、コネクタ24から内視鏡10の先端部まで挿通されている信号線38を介して、先端硬質部14の撮像素子36を駆動する。被検体の光学像は撮像素子36において光電変換により画像信号に変換されて、この画像信号は信号線38を介して装置本体26の信号処理回路40に入力される。信号処理回路40により画像信号が信号処理されて、モニター42に観察画像が表示される。

40

【0016】

さらに、内視鏡装置により、処置具を体腔内へと挿入することが可能である。即ち、内視鏡10の挿入部12及び操作部20には、チャンネルチューブ44が挿通されている。このチャンネルチューブ44の先端部は、先端硬質部14に埋設され先端部で開口しているパイプ部材46の基端部に接続されている。一方、チャンネルチューブ44の基端部は

50

操作部 20 内で分岐されており、一方の分岐は操作部 20 に配設されている処置具挿入口 48 に接続されている。このように、処置具挿入口 48、チャンネルチューブ 44、パイプ部材 46 によって処置具チャンネル 50 が形成されており、処置具を処置具挿入口 48 に挿入し、処置具チャンネル 50 を介して内視鏡 10 の先端部から突出させることが可能となっている。チャンネルチューブ 44 の他方の分岐は、ユニバーサルコード 22 へと導入、挿通され、コネクタ 24 に配設されている口金を介して送気送水装置に接続される。即ち、チャンネルチューブ 44 を介して、内視鏡 10 の先端部から送気送水を行うことも可能である。

【0017】

加えて、内視鏡装置では、挿入部 12 の可撓管部 18 の硬度を調節することが可能である。即ち、可撓管部 18 には、硬度調節用の調節ワイヤ 52 が挿通されている。この調節ワイヤ 52 の先端部は、可撓管部 18 の先端部において接続部材 54 に固定されており、この接続部材 54 は、挿入部 12 の長手軸方向に所定の範囲内で進退可能である。さらに、可撓管部 18 において、調節ワイヤ 52 にはコイルシース 56 が外挿されている。このコイルシース 56 の先端部は、可撓管部 18 の先端部において調節ワイヤ 52 に固定されている。一方、コイルシース 56 の基端部は、可撓管部 18 の基端部において、可撓管部 18 と操作部 20 とを接続する接続管 58 に固定されている。そして、調節ワイヤ 52 の先端部の接続部材 54 は挿入部 12 の長手軸方向に進退可能であるため、調節ワイヤ 52 を牽引した場合、調節ワイヤ 52 はそのまま後退される。一方で、コイルシース 56 については、先端部が調節ワイヤ 52 と共に後退するのに対して、基端部は接続管 58 に固定されたままであるため、長手軸方向に圧縮されて硬度が増大される。このようなコイルシース 56 の硬度の増大により、可撓管部 18 全体として硬度が増大されることとなる。

【0018】

調節ワイヤ 52 は、操作部 20 において金属パイプ 60 に挿通され、ユニバーサルコード 22 においてワイヤチューブ 62 に挿通されている。調節ワイヤ 52 及びワイヤチューブ 62 は、ユニバーサルコード 22 の延出端部のコネクタ 24 から延出されている。そして、ワイヤチューブ 62 の基端部に配設されているワイヤコネクタ 64 が装置本体 26 に接続されており、調節ワイヤ 52 がワイヤチューブ 62 から装置本体 26 内に導入されている。装置本体 26 に導入された調節ワイヤ 52 は、装置本体 26 内の駆動装置 27 に接続されている。この駆動装置 27 は、調節ワイヤ 52 を牽引、弛緩して調節ワイヤ 52 を進退させ、コイルシース 56 の硬度を増減させて可撓管部 18 の硬度を調節するものである。駆動装置 27 に接続されている操作スイッチ 66 は、可撓管部 18 の硬度を増減させるための硬度増大ボタン及び硬度減少ボタンによって形成されている。

【0019】

図 2 を参照して、駆動装置 27 について説明する。調節ワイヤ 52 の基端部には、ろう付け等により、被動作部材としての従動軸部 68 が調節ワイヤ 52 と長手軸を共通とするように連結されている。この従動軸部 68 は、図 2 中矢印 B2 で示されるように、長手軸方向に進退自在に支持されており、従動軸部 68 の外周面にはカムピン 70 が突設されている。このカムピン 70 は、従動軸部 68 の長手軸に平行に配置されているカム円筒体 72 のカム溝 74 に挿入係止されている。このカム溝 74 では、負荷変化部 76 が一定間隔で複数形成されており、負荷変化部 76 のリード角 β はその他の通常負荷部 78 のリード角 α と異なっている。本実施形態では、負荷変化部 76 のリード角 β は、通常負荷部 78 のリード角 α よりも充分に小さく、 0° となっている。また、通常負荷部 78 の長さに対して、負荷変化部 76 の長さは充分に短い。そして、カム円筒体 72 の中心軸部は、図 2 中矢印 C2 で示されるように、軸周り方向に回転自在に支持されており、中心軸部の一端部がカップリング 80 を介して駆動源 82 としての DC モータ 82 の出力軸に連結されている。この DC モータ 82 は制御装置 83 に接続されており、この制御装置 83 には上述した操作スイッチ 66 が接続されている。

【0020】

DC モータ 82 を一定の角速度で回転させる場合に DC モータ 82 に付与される負荷の

10

20

30

40

50

大きさについて説明する。この負荷の大きさは、カム円筒体 72 を一定の角速度で回転させるに必要な DC モータ 82 の出力トルクの大きさに対応している。カム円筒体 72 が一定の角速度で回転されている場合、カム溝 74 のリード角が増大あるいは減少すると、減速比が増大あるいは減少され、カムピン 70 即ち従動軸部 68 の長手軸方向への移動速度も増大あるいは減少する。ここで、調節ワイヤ 52 の進退に対する抵抗力が一定であるとする、従動軸部 68 によって単位時間になされる仕事が増大あるいは減少することとなり、DC モータ 82 によって単位時間になされる仕事が増大あるいは減少することとなるから、DC モータ 82 の出力トルクの大きさも増大あるいは減少していることとなる。要するに、カム溝 74 のリード角が増大あるいは減少することにより、DC モータ 82 に付与される負荷の大きさも増大あるいは減少することとなる。

10

【0021】

本実施形態では、カム溝 74 の負荷変化部 76 のリード角 β が通常負荷部 78 のリード角 α よりも小さくなっているため、カムピン 70 が負荷変化部 76 で摺動されている場合に DC モータ 82 に付与される負荷は、通常負荷部 78 で摺動されている場合に DC モータ 82 に付与される負荷よりも小さくなる。即ち、カムピン 70 がカム溝 74 の通常負荷部 78 から負荷変化部 76 に導入された際に、DC モータ 82 に付与される負荷が減少する。特に、本実施形態では、負荷変化部 76 のリード角 β は 0° であるため、カムピン 70 は負荷変化部 76 において長手軸方向に移動せず、調節ワイヤ 52 の進退もなされない、DC モータ 82 に付与される負荷は非常に小さくなる。即ち、カムピン 70 がカム溝 74 の通常負荷部 78 から負荷変化部 76 に導入された際に、DC モータ 82 に付与される負荷が大きく減少することとなる。

20

【0022】

このように、本実施形態では、被動作部材としての従動軸部 68 は、駆動源としての DC モータ 82 によってカム機構を介して長手軸方向に動作される。そして、従動軸部 68 の動作状態は、長手軸方向について負荷変化部 76 の位置に対応する動作位置で変化され、従動軸部 68 の動作状態の変化により、DC モータ 82 に付与される負荷が変化する。

【0023】

次に、本実施形態の内視鏡装置の制御方法について説明する。

図 3 を参照し、操作スイッチ 66 への操作入力により、制御部 84 によって電源 86 が制御され、電源 86 から DC モータ 82 へと電力が供給される。制御部 84 は、DC モータ 82 が一定の角速度で一方向に回転するように電源 86 を制御する。DC モータ 82 が一定の角速度で駆動されている場合には、DC モータ 82 に付与される負荷が増減された際に、DC モータ 82 に印加されている電圧値が増減されると共に、DC モータ 82 に流れる電流値も増減されることとなる。即ち、DC モータ 82 に流れる電流値を検出することにより、DC モータ 82 に付与される負荷を検出することができる。このため、本実施形態では、DC モータ 82 の負荷を検出する負荷検出部 88 として、DC モータ 82 の電流値を検出して、制御部 84 へと出力する電流検出部が用いられている。

30

【0024】

図 4 は、DC モータ 82 を一定の角速度で駆動した場合についての時間と DC モータ 82 に流れる電流値との関係を示す。ここで、負荷変化部 76 はカム溝 74 において一定間隔で多数配置されており、負荷変化部 76 の長さは通常負荷部 78 の長さに対して十分に小さくなっている。そして、カムピン 70 がカム溝 74 の通常負荷部 78 を摺動されている比較的長時間、DC モータ 82 に付与される負荷は大きく、大きな電流値 H が維持される。カムピン 70 が通常負荷部 78 から負荷変化部 76 に導入された場合には、DC モータ 82 に付与される負荷が急激に減少し、DC モータ 82 に流れる電流値も小さな電流値 L まで急減に減少される。カムピン 70 が負荷変化部 76 を摺動されているごく短時間、DC モータ 82 に付与される負荷は小さく、小さな電流値 L が維持される。カムピン 70 が負荷変化部 76 から通常負荷部 78 に導入された場合には、DC モータ 82 に付与される負荷が急激に増大し、DC モータ 82 に流れる電流値も大きな電流値 H まで急激に増大される。再びカムピン 70 が通常負荷部 78 を摺動されている比較的長時間、大きな電流

40

50

値Hが維持される。以後、このような電流値の変化が繰り返される。

【0025】

図5を参照して、本実施形態の内視鏡装置の制御方法の各工程を説明する。

【0026】

工程1 (S1)

操作スイッチ66への操作入力を行う。

【0027】

工程2 (S2)

操作スイッチ66への操作入力に従い、制御部84によって電源86が制御されて、DCモータ82が一定の角速度で駆動される。DCモータ82の回転方向については、硬度増大ボタンが操作された場合には、従動軸部68即ち調節ワイヤ52が後退されるように、硬度減少ボタンが操作された場合には、従動軸部68即ち調節ワイヤ52が前進されるように選択される。

10

【0028】

工程3 (S3)

制御部84によって、電流検出部により検出されたDCモータ82の電流値を記録し、電流値の単位時間当たりの変化値が所定の閾値内にあるか否かを監視する。本実施形態では、電流の増大あるいは減少を監視し、閾値としては、図4を参照して説明した、カムピン70がカム溝74の通常負荷部78を摺動されている場合のDCモータ82の電流値Hと、負荷変化部76を摺動されている場合の電流値Lとの差の値よりも若干小さな値が用いられる。

20

電流の変化値が所定の閾値内にある場合には、工程2に戻り、DCモータ82の駆動が継続される。

【0029】

工程4 (S4)

電流の変化値が所定の閾値を越えた場合には、電流の変化がノイズではなく意図的になされたものであることが認識され、制御部84によって電源86が制御されて、DCモータ82の駆動が停止される。

そして、内視鏡装置は操作スイッチ66への操作入力待ち状態で待機する。

【0030】

即ち、硬度増大ボタンあるいは硬度減少ボタンの操作毎に、カムピン70がカム溝74の所定の負荷変化部76から隣り合う負荷変化部76まで1つの通常負荷部78の長さ分だけ移動されて、これに対応して従動軸部68即ち調節ワイヤ52が長手軸方向に所定の長さだけ移動される。この結果、可撓管部18の硬度が所定量だけ増減される。

30

【0031】

このように、本実施形態では、駆動源としてのDCモータ82の電流値、即ち、DCモータ82に付与される負荷を検出することにより、被動作部材としての従動軸部68が、長手軸方向についてカム溝74のいずれの負荷変化部76に対応する位置にあるかが、即ち、従動軸部68の位置が検出されるようになっている。

【0032】

従って、本実施形態の内視鏡装置は次の効果を奏する。

40

本実施形態の内視鏡装置では、従動軸部68の動作状態をカム溝74の各負荷変化部76に対応する動作位置で意図的に変化させ、この動作状態の変化によるDCモータ82の電流値の変化即ちDCモータ82に付与される負荷の変化を検出しており、負荷検出によって間接的に位置検出を行っている。即ち、負荷検出部88によって負荷検出に加えて位置検出を行うことができ、位置検出部を用いる必要がなく、医療装置の小型化、低廉化を実現することが可能となっている。

【0033】

なお、本実施形態では、駆動装置27は装置本体26に組み込まれているが、内視鏡10に直接組み込むようにしてもよい。

50

【0034】

以下、本発明の第1実施形態の変形例を図6を参照して説明する。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。

【0035】

図6を参照し、本実施形態の内視鏡装置のカム溝74では、高負荷部78aと低負荷部78bとが交互に多数配置されている。即ち、高負荷部78aのリード角 $\alpha 1$ は低負荷部78bのリード角 $\alpha 2$ よりも大きく、カムピン70がカム溝74の高負荷部78aを摺動されている場合のDCモータ82に付与される負荷即ちDCモータ82の電流値Hは、低負荷部78bを摺動されている場合のDCモータ82に付与される負荷即ちDCモータ82の電流値Lよりも大きくなっている。なお、高負荷部78aの長さ l_1 と低負荷部78bの長さ l_2 は全て略等しい。そして、高負荷部78aと低負荷部78bとを接続する部分によって、夫々、負荷変化部76が形成されている。カムピン70がカム溝74の負荷変化部76を通過する際に、リード角が $\alpha 1$ と $\alpha 2$ との間で切り替わり、減速比が変化されてDCモータ82に付与される負荷が変化され、DCモータ82の電流値が高い電流値と低い電流値との間で切り替わる。

10

【0036】

本実施形態の内視鏡装置の制御方法では、制御部84によってDCモータ82の電流の増大及び減少を監視し、電流値の単位時間当たりの変化値が所定の閾値を越えた場合にDCモータ82を停止する。即ち、硬度増大ボタンあるいは硬度減少ボタンの操作毎に、カムピン70がカム溝74の所定の負荷変化部76から隣り合う負荷変化部76まで1つの高負荷部78aあるいは低負荷部78bの長さ分だけ移動されて、これに対応して従動軸部68即ち調節ワイヤ52が長手軸方向に所定の長さだけ移動される。

20

【0037】

図7及び図8は、本発明の第2実施形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。

【0038】

本実施形態の内視鏡装置は、第1実施形態の内視鏡装置と駆動装置27のみ異なるため、全体図については省略する。

【0039】

図7を参照し、調節ワイヤ52の基端部には、ろう付等により、被動作部材としてのラック90が調節ワイヤ52と長手軸を共通とするように連結されており、このラック90は長手軸方向に進退自在に支持されている。ラック90の一面の歯部92には、ピニオン94が歯合されている。このピニオン94の回転軸部は軸周り方向に回転自在に支持されており、回転軸部の一端部にはカップリングを介してDCモータ82の出力軸が連結されている。即ち、DCモータ82からの回転トルクにより、図7中矢印B7で示されるようにピニオン94が回転され、ピニオン94の回転によりラック90が長手軸方向に進退されるようになっている。

30

【0040】

続いて、ラック90の動作位置に応じて、ラック90に付与される動作抵抗を意図的に変化させる抵抗変化機構について説明する。

40

【0041】

ラック90に対して、歯部92とは反対側の面に対面して、弾性部材96がラック90の長手軸方向に延設されている。この弾性部材96では、ラック90に対面する面に、球状の多数の当接部材98が長手軸方向に一定間隔で配置されている。これら当接部材98は、弾性部材96により、ラック90へと付勢され、ラック90に形成されている当接面102に当接されている。さらに、ラック90の当接面102には、弾性部材96の各当接部材98に係合可能な円錐凹状の係合部104が形成されている。即ち、ラック90が長手軸方向に進退することで、弾性部材96の各当接部材98がラック90の係合部104に順次係合され、係合解除される。

【0042】

50

ここで、ピニオン 94 によってラック 90 が長手軸方向に移動される場合に、ラック 90 へと付与される抵抗について考える。ラック 90 の当接面 102 に弾性部材 96 の当接部材 98 が当接され摺動されている場合には、当接面 102 と当接部材 98 との間の摩擦力が主に抵抗をなし、抵抗は比較的小さくなるが、ラック 90 の係合部 104 に弾性部材 96 の当接部材 98 が係合された状態では、摩擦力に加えて、当接部材 98 と係合部 104 との係合を解除するための力、即ち、当接部材 98 を係合部 104 から係合部 104 の斜面に沿って押し出すための力も抵抗をなし、抵抗が十分に大きくなる。そして、DC モータ 82 からの回転トルクによりピニオン 94 が回転され、ピニオン 94 の回転によりラック 90 が長手軸方向に移動されるようになっているのであるから、ラック 90 に付与される抵抗が増大あるいは減少すれば、DC モータ 82 に付与される負荷が増大あるいは減少することとなる。

10

【0043】

このように、本実施形態では、被動作部材としてのラック 90 は、駆動源 82 としての DC モータ 82 によって長手軸方向に動作される。そして、ラック 90 の動作状態は、長手軸方向についてラック 90 の係合部 104 に弾性部材 96 の当接部材 98 が係合される動作位置で変化され、ラック 90 の動作状態の変化により、DC モータ 82 に付与される負荷が変化する。

【0044】

次に、本実施形態の内視鏡装置の制御方法について説明する。

図 8 に、DC モータ 82 を一定の角速度で駆動した場合についての時間と DC モータ 82 に流れる電流値との関係を示す。ここで、当接部材 98 は弾性部材 96 の長手方向に一定間隔で多数配置されており、当接部材 98 の幅は両当接部材 98 間の間隔に比べて十分に小さくなっている。そして、ラック 90 の当接面 102 に弾性部材 96 の当接部材 98 が当接され摺動されている比較的小さい時間、ラック 90 に付与される抵抗、従って、DC モータ 82 に付与される負荷は小さく、DC モータ 82 に流れる電流値も小さくなり、小さな電流値 L が維持される。ラック 90 の係合部 104 に弾性部材 96 の当接部材 98 が係合された場合には、ラック 90 に付与される抵抗、従って、DC モータ 82 に付与される負荷が急激に増大し、DC モータ 82 に流れる電流値も急激に大きな電流値 H まで増大される。係合部 104 に当接部材 98 が係合されているごく短い時間、ラック 90 に付与される抵抗、従って、DC モータ 82 に付与される負荷は大きく、大きな電流値 H が維持される。当接部材 98 と係合部 104 との係合が解除された場合には、DC モータ 82 に付与される負荷が急激に減少し、DC モータ 82 に流れる電流値も急激に小さな電流値 L まで減少される。再び当接面 102 に当接部材 98 が当接され摺動されている比較的小さい時間、小さな電流値 L が維持される。以後、このような電流値の変化が繰り返される。

20

30

【0045】

本実施形態の内視鏡装置の制御方法の各工程は第 1 実施形態の各工程と同様である。即ち、操作スイッチ 66 への操作入力に従い、DC モータ 82 が一定の角速度で駆動される。そして、本実施形態では、制御部 84 は電流の増大あるいは減少を監視し、電流値の単位時間当たりの変化値が所定の閾値を越えた場合には、DC モータ 82 が停止される。なお、用いられる閾値は、第 1 の実施形態の閾値と同様である。そして、硬度増大ボタンあるいは硬度減少ボタンの操作毎に、ラック 90 の係合部 104 が弾性部材 96 の所定の当接部材 98 から隣り合う当接部材 98 まで移動されて、これに対応してラック 90 即ち調節ワイヤ 52 が長手軸方向に所定の長さだけ移動される。

40

【0046】

このように、本実施形態では、駆動源としての DC モータ 82 の電流値、即ち、DC モータ 82 に付与される負荷を検出することにより、被動作部材としてのラック 90 が、長手軸方向について弾性部材 96 のいずれの当接部材 98 に対応する位置にあるかが、即ち、ラック 90 の位置が検出されるようになっている。

【0047】

50

本実施形態の内視鏡装置では、ラック９０の動作状態を弾性部材９６の各当接部材９８に対応する動作位置で変化させ、この動作状態の変化によるＤＣモータ８２へと付与される負荷の変化を検出しており、負荷検出によって間接的に位置検出を行っている。このため、第１実施形態の効果と同様の効果を奏する。

【００４８】

図９乃至図１３は、本発明の第３実施形態を示す。第１又は第２実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。

【００４９】

本実施形態の内視鏡装置は、第１実施形態の内視鏡装置と駆動装置２７のみ異なるため、全体図については省略する。

【００５０】

図９を参照し、調節ワイヤ５２の基端部には、ろう付等により、コマ１０６が連結されており、このコマ１０６は調節ワイヤ５２の長手軸方向に進退自在に支持されている。そして、ＤＣモータ８２とコマ１０６との間には、図９中矢印Ｃ９で示されるＤＣモータ８２の回転駆動を、図９中矢印Ｂ９で示されるコマ１０６の進退運動に変換するリンク機構１０８が介設されている。即ち、ＤＣモータ８２の出力軸に被動作部材としての駆動アーム１１０の一端部が連結されており、この駆動アーム１１０の他端部の駆動ジョイント部１１２ａに、枢着軸部１１４を介して、従動アーム１１６の一端部の従動ジョイント部１１２ｂが枢着されており、この従動アーム１１６の他端部にコマ１０６が枢着されている。

【００５１】

図９乃至図１３を参照し、リンク機構１０８について詳細に説明する。このリンク機構１０８は、駆動アーム１１０の動作位置に応じて、駆動アーム１１０に付与される動作抵抗を意図的に変化させる抵抗変化機構として機能する。

【００５２】

従動アーム１１６の円板状の従動ジョイント部１１２ｂでは、駆動アーム１１０の円板状の駆動ジョイント部１１２ａに対面する面に、枢着軸方向に円柱凹状の収容部１１８が穿設されている。この収容部１１８の底部に弾性部材９６の基端部が接着等により連結されており、弾性部材９６は収容部１１８内で枢着軸方向に伸縮自在である。そして、弾性部材９６の末端部には球状の当接部材９８が接着等により連結されている。この当接部材９８は、弾性部材９６によって付勢され、駆動ジョイント部１１２ａの当接面１０２に当接されている。さらに、駆動ジョイント部１１２ａの当接面１０２には、枢着軸部１１４の軸周り方向に一定間隔で円錐凹状の係合部１０４が複数形成されている。収容部１１８、弾性部材９６及び当接部材９８と係合部１０４とは枢着軸部１１４に対して略同径の位置にあり、従動アーム１１６と駆動アーム１１０とを互いに回転させることで、駆動アーム１１０の当接部材９８が従動アーム１１６の各係合部１０４に順次係合され、係合解除される。

【００５３】

第２実施形態と同様に、駆動アーム１１０の当接面１０２に従動アーム１１６の当接部材９８が当接され摺動されている場合には、駆動アーム１１０に付与される抵抗力は比較的小さくなるが、駆動アーム１１０の係合部１０４に従動アーム１１６の当接部材９８が係合された状態では、駆動アーム１１０に付与される抵抗力が充分に大きくなる。そして、駆動アーム１１０に付与される抵抗力が増大あるいは減少すれば、ＤＣモータ８２に付与される負荷が増大あるいは減少することとなる。

【００５４】

本実施形態の内視鏡装置の制御方法は、第２実施形態の内視鏡装置の制御方法と同様である。即ち、操作スイッチ６６への操作入力に従い、ＤＣモータ８２が一定の角速度で駆動され、電流値の単位時間当たりの変化値が所定の閾値を越えた場合にはＤＣモータ８２が停止される。換言すれば、硬度増大ボタンあるいは硬度減少ボタンの操作毎に、従動アーム１１６の当接部材９８が駆動アーム１１０の所定の係合部１０４から隣り合う係合部

10

20

30

40

50

１０４まで移動されるように、駆動アーム１１０が所定の角度だけ回転される。

【００５５】

本実施形態の内視鏡装置では、駆動アーム１１０の動作状態を駆動アーム１１０の各係合部１０４が従動アーム１１６の当接部材９８に係合する動作位置で変化させ、この動作状態の変化によるＤＣモータ８２へと付与される負荷の変化を検出しており、負荷検出によって間接的に位置検出を行っている。このため、第１実施形態の効果と同様の効果を奏する。

【００５６】

図１４乃至図１６は、本発明の第４実施形態を示す。第１乃至第３実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。

【００５７】

本実施形態の内視鏡装置の内視鏡１０では、上下湾曲操作用の第１の操作ワイヤ３０ａが、挿入部１２から操作部２０へと導入され、操作部２０内で上下湾曲操作用の被動作部材としての第１のプーリ１２２ａに巻回されて折り返され、再び操作部２０から挿入部１２へと導入されている。即ち、第１の操作ワイヤ３０ａの一端側あるいは他端側は、夫々、可撓管部１８及び湾曲部１６において上位置あるいは下位置に配置、挿通されており、第１の操作ワイヤ３０ａの一端部あるいは他端部は、夫々、内視鏡先端部において上位置あるいは下位置に固定されている。そして、第１のプーリ１２２ａには、上下湾曲操作用の第１のＤＣモータ８２ａの出力軸が連結されている。第１のＤＣモータ８２ａを駆動して第１のプーリ１２２ａを正方向あるいは逆方向に回転させることで、第１の操作ワイヤ３０ａが進退されて、湾曲部１６が上方向あるいは下方向に湾曲操作される。同様に、左右湾曲操作用の第２の操作ワイヤ３０ｂは、操作部２０内で被動作部材としての第２のプーリ１２２ｂに巻回されており、第２のＤＣモータ８２ｂを駆動して第２のプーリ１２２ｂを回転させることで、湾曲部１６が左右方向に湾曲操作される。

【００５８】

第１及び第２のＤＣモータ８２ａ、８２ｂは制御装置８３に接続されており、この制御装置８３には操作スイッチ６６が接続されている。この操作スイッチは、湾曲部１６を上下左右に湾曲操作可能なように、図１４中矢印Ｄにより示されるように四方向に操作可能なジョイスティックによって形成されている。

【００５９】

プーリ１２２ａ、１２２ｂが回転される場合に、プーリ１２２ａ、１２２ｂへと付与される抵抗力について考える。

【００６０】

プーリ１２２ａ、１２２ｂの回転によって操作ワイヤ３０ａ、３０ｂが進退され、操作ワイヤ３０ａ、３０ｂの基準位置からの変位が増大し、湾曲部１６の湾曲量が増大すると、操作ワイヤ３０ａ、３０ｂを進退させるための抵抗力が増大し、プーリ１２２ａ、１２２ｂへと付与される抵抗力が増大する。

【００６１】

さらに、図１５を参照して、各プーリ１２２ａ、１２２ｂの動作位置に応じて、各プーリ１２２ａ、１２２ｂに付与される動作抵抗を意図的に変化させる抵抗変化機構を説明する。

【００６２】

操作部２０には円筒状の収容部１１８が配設されており、この収容部１１８の内腔には、当接部材９８が、図１５中矢印Ｂ１５により示されるように、収容部１１８の中心軸方向に摺動自在に配設されており、当接部材９８と収容部１１８の底部との間には弾性部材９６が圧縮配設されている。当接部材９８は、弾性部材９６によってプーリ１２２ａ、１２２ｂの中心に向かって付勢され、プーリ１２２ａ、１２２ｂの外周面の当接面１０２に当接されている。一方、プーリ１２２ａ、１２２ｂの当接面には、周方向に一定間隔で突起状の係合部１０４が複数配設されている。そして、図１５中矢印Ｃ１５により示されるようにプーリ１２２ａ、１２２ｂを回転させることで、各係合部１０４が順次当接部材９

10

20

30

40

50

８と係合され、係合解除される。

【００６３】

プーリ１２２ａ、１２２ｂの当接面１０２に当接部材９８が当接され摺動されている場合には、当接面１０２と当接部材９８との間の摩擦力が主に抵抗力をなし、プーリ１２２ａ、１２２ｂに付与される抵抗力は比較的小さくなる。プーリ１２２ａ、１２２ｂの係合部１０４に当接部材９８が係合される場合には、当接部材９８を弾性部材９６の弾性力に抗して押し出す力が必要となり、また、弾性部材９６が圧縮されて弾性力が増大し、当接部材９８と係合部１０４との間で作用する垂直抗力が増大して大きな摩擦力が作用すると共に、摩擦力の作用点がプーリ１２２ａ、１２２ｂの中心から遠くなるため、摩擦力に抗してプーリ１２２ａ、１２２ｂを回転させるために必要な回転トルクが増大する。このように、プーリ１２２ａ、１２２ｂの係合部１０４に当接部材９８が係合される場合には、

10

【００６４】

ここで、プーリ１２２ａ、１２２ｂの単位回転角度に対して、係合部１０４に当接部材９８が係合され、係合解除される際の当接部材９８による抵抗力の変化は、操作ワイヤ３０ａ、３０ｂの変位による、操作ワイヤ３０ａ、３０ｂによる抵抗力の変化よりも充分に大きい。

【００６５】

そして、プーリ１２２ａ、１２２ｂに付与される抵抗力が増大あるいは減少すれば、ＤＣモータ８２に付与される負荷が増大あるいは減少することとなる。

20

【００６６】

次に、本実施形態の内視鏡装置の制御方法について説明する。

【００６７】

図１６に、ＤＣモータ８２を一定の角速度で駆動した場合についての時間とＤＣモータ８２に流れる電流値との関係を示す。

【００６８】

操作ワイヤ３０ａ、３０ｂを基準位置とし、ＤＣモータ８２を一定の角速度で駆動した場合には、プーリ１２２ａ、１２２ｂの回転によって操作ワイヤ３０ａ、３０ｂが進退され、操作ワイヤ３０ａ、３０ｂの基準位置からの変位が徐々に増大されていくにつれて、操作ワイヤ３０ａ、３０ｂの進退に対する抵抗力が徐々に増大していき、操作ワイヤ３０

30

【００６９】

同時に、プーリ１２２ａ、１２２ｂの当接面１０２に当接部材９８が当接され摺動されている場合には、当接部材９８に起因してＤＣモータ８２へと比較的小さな負荷が付与され、プーリ１２２ａ、１２２ｂの係合部１０４に当接部材９８が係合される場合には、当接部材９８に起因してＤＣモータ８２へと充分に大きな負荷が付与される。ここで、係合部１０４はプーリ１２２ａ、１２２ｂの周方向に一定間隔で複数配置されており、係合部１０４の幅は両係合部１０４間の間隔に比べて充分に小さくなっているため、当接部材

40

【００７０】

操作ワイヤ３０ａ、３０ｂに起因する負荷と当接部材９８に起因する負荷との合計の負荷がＤＣモータ８２に付与される負荷となる。ここで、プーリ１２２ａ、１２２ｂの係合部１０４に当接部材９８が係合され、係合解除される際の当接部材９８に起因する負荷の変化は、係合、係合解除に必要なプーリ１２２ａ、１２２ｂの回転角度だけプーリ１２２

50

、 30b に起因して比較的小さな増分で増大し、当接部材 98 がプーリ 122a, 122b の係合部 104 に係合されると、当接部材 98 に起因して急激に増大する。続いて、電流値は、係合が維持されているごく短時間、操作ワイヤ 30a, 30b に起因して比較的小さな増分で増大し、係合が解除されると、当接部材 98 に起因して急激に減少する。再び当接部材 98 がプーリ 122a, 122b の当接面 102 に当接され摺動されている比較的時間、電柱値は操作ワイヤ 30a, 30b に起因して比較的時間にわたって比較的小さな増分で増大する。以後、このような電流値の変化が繰り返される。

【0071】

本実施形態の内視鏡装置の制御方法の各工程は第 1 実施形態の各工程と同様である。即ち、操作スイッチ 66 への操作入力に従い、DC モータ 82 が一定の角速度で駆動され、制御部 84 によって電流の増大あるいは減少が監視され、電流値の単位時間当たりの変化値が所定の閾値を越えた場合には、DC モータ 82 が停止される。この閾値は、操作ワイヤ 30a, 30b に起因する電流の単位時間当たりの変化値よりも大きく、当接部材 98 の係合、係合解除に起因する電流の単位時間当たりの変化値よりも小さく設定されている。そして、ジョイスティックへの上下左右への操作入力に応じて、当接部材 98 が上下湾曲操作作用の第 1 のプーリ 122a あるいは左右湾曲操作作用の第 2 のプーリ 122b の所定の係合部 104 から隣り合う係合部 104 まで移動されるように、上下湾曲操作作用の第 1 の DC モータ 82a あるいは左右湾曲操作作用の第 2 の DC モータ 82b が一方向に回転され、これに対応して、上下湾曲操作作用の第 1 の操作ワイヤ 30a あるいは左右湾曲操作作用の第 2 の操作ワイヤ 30b が所定の長さだけ一方向に移動される。この結果、湾曲部 16 が上下左右のいずれかの方向に所定量だけ湾曲作動される。

【0072】

本実施形態の内視鏡装置では、プーリ 122 の動作状態をプーリ 122 の各係合部 104 が当接部材 98 に係合する動作位置で変化させ、この動作状態の変化による DC モータ 82 へと付与される負荷の変化を検出しており、負荷検出によって間接的に位置検出を行っている。このため、第 1 実施形態の効果と同様の効果を奏する。

【0073】

また、ワイヤの基準位置からの変位により、ワイヤの進退に対する抵抗力が変化する場合には、ワイヤを駆動する駆動源に付与されるワイヤの抵抗力に起因する負荷の大きさを検出し、この検出結果に基づいてワイヤの進退を制御することも可能である。しかしながら、本実施形態のように、十分に長いワイヤを進退させるような場合には、例えばワイヤが直線状であるか湾曲されているかによって、ワイヤの進退に抗する抵抗力が変化し、必ずしもワイヤの基準位置からの変位のみによって、ワイヤの抵抗力即ち駆動源に付与される負荷が決定されるわけではない。このため、駆動源に付与される負荷の絶対的な大きさに基づく制御では、ワイヤの確実な進退制御が困難となる。これに対して、本実施形態では、ワイヤの状態にかかわらず、ワイヤの基準位置からの変位に対応して負荷が急激に変化し、この負荷の急激な変化に基づいて制御を行っており、ワイヤの確実な進退制御が可能となっている。

【0074】

図 17 乃至図 21 は、本発明の第 5 実施形態を示す。第 1 乃至第 4 実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。

【0075】

図 17 を参照し、内視鏡 10 の先端部では、処置具チャンネル 50 の開口部において、処置具 123 の突出方向を調節するための起上台 124 が配設されている。即ち、起上台 124 は、起上台 124 に先端部が連結されている起上ワイヤ 126 を進退させることにより、起上軸部 125 を中心として回動自在であり、起上台 124 の回動角度に応じて、処置具 123 の突出方向が調節されるようになっている。そして、起上ワイヤ 126 は、挿入部 12 を挿通されて操作部 20 へと導入されている。

【0076】

図 18 乃至図 21 を参照し、起上ワイヤ 126 の基端部にはコマ 106 が連結されてお

り、このコマ１０６は、隔壁１２７に配置されている一対のガイドレール１２８によって、調節ワイヤ５２の長手軸方向に進退自在に支持されている。そして、ＤＣモータ８２とコマ１０６との間には、ＤＣモータ８２の回転駆動をコマ１０６の進退運動に変換するリンク機構１０８が介設されている。即ち、ＤＣモータ８２の出力軸にカップリング８０を介して被動作部材としてのプーリ１２２が連結されており、このプーリ１２２とコマ１０６とにアーム１２９の一端部と他端部とが夫々枢着されている。プーリ１２２を回転させることで、アーム１２９を介してコマ１０６が進退され、起上ワイヤ１２６が進退される。

【００７７】

ここで、起上ワイヤ１２６に起因してＤＣモータ８２に付与される負荷の大きさの変化について考える。

【００７８】

プーリ１２２が単位回転角度だけ回転された場合のコマ１０６の進退量、即ち、リンク機構１０８の運動変換率は、リンク機構１０８の形態に基き、プーリ１２２の回転位置に応じて変化される。このため、ＤＣモータ８２によってプーリ１２２を一定の角速度で回転させる場合、コマ１０６の単位時間当たりの進退量が変化されこととなり、起上ワイヤ１２６の進退に対する抵抗力が一定であるとする、コマ１０６によって単位時間になされる仕事も変化することとなる。即ち、ＤＣモータ８２によって単位時間になされる仕事が増加しているのであるから、ＤＣモータ８２の出力トルクの大きさ、即ち、起上ワイヤ１２６に起因してＤＣモータ８２へと付与される負荷の大きさが変化することとなる。但し、このような変化は意図的なものではなく、リンク機構１０８は、このような変化が十分に滑らかかつ小さなものとなるように設計される。

【００７９】

本実施形態では、プーリ１２２を回転させてコマ１０６を後退させ、起上ワイヤ１２６を牽引して起上台１２４を最下位置から最上位置まで回動させるのに伴い、プーリ１２２の単位回転角度の回転に対するコマ１０６の後退量が徐々に減少していき、コマ１０６によって単位時間になされる仕事、従って、起上ワイヤ１２６に起因してＤＣモータ８２へと付与される負荷の大きさが徐々に減少していく。

【００８０】

一方で、リンク機構１０８は、プーリ１２２の動作位置に応じて、プーリ１２２に付与される動作抵抗を意図的に変化させる抵抗変化機構として機能する。

【００８１】

即ち、操作部２０の隔壁１２７には、プーリ１２２に対面するように、プーリ１２２の回転軸方向に円柱凹状の収容部１１８が穿設されている。第３実施形態と同様に、収容部１１８には弾性部材９６及びピン状の当接部材９８が配設されており、当接部材９８は弾性部材９６によってプーリ１２２の当接面１０２に当接されている。なお、当接部材９８は、例えばＰＯＭのような滑り性の良好な材料によって形成されており、当接部材９８とプーリ１２２の当接面１０２との間の摩擦力は非常に小さくなる。このため、プーリ１２２の当接面１０２に当接部材９８が当接され摺動されている場合には、当接部材９８によってプーリ１２２に付与される抵抗力が非常に小さくなり、当接部材９８に起因してモータに付与される負荷も非常に小さくなる。

【００８２】

また、プーリ１２２の当接面には回転軸の軸周り方向に一定間隔で円柱凹状の係合部１０４が複数形成されており、収容部１１８、弾性部材９６及び当接部材９８と係合部１０４とは回転軸に対して略同径の位置にある。プーリ１２２を回転させることで、当接部材９８がプーリ１２２の各係合部１０４の位置に順次配置される。当接部材９８は、係合部１０４の位置に配置されると、弾性部材９６によって係合部１０４内へと挿入されるが、係合部１０４の底部には到達せず、浮動状態となる。さらにプーリ１２２が回転されると、当接部材９８はプーリ１２２によって弾性部材９６の弾性力に抗して収容部１１８へと押し戻される。この際、プーリ１２２は当接部材９８を押し戻す分だけの仕事をするこ

10

20

30

40

50

となり、当接部材 9 8 に起因してモータに付与される負荷が十分に大きくなる。ここで、プーリ 1 2 2 の単位回転角度に対して、押し出しの開始あるいは終了における当接部材 9 8 に起因する負荷の変化は、リンク機構 1 0 8 の運動変換率の変化による起上ワイヤ 1 2 6 に起因する負荷の変化よりも十分に大きい。

【0083】

本実施形態の内視鏡装置の制御方法は、第 4 実施形態の内視鏡装置の制御方法と同様である。

【0084】

図 2 2 に、DC モータ 8 2 を一定の角速度で駆動して、起上ワイヤ 1 2 6 を後退させた場合についての時間と DC モータ 8 2 に流れる電流値との関係を示す。

10

【0085】

DC モータ 8 2 に付与される負荷は、起上ワイヤ 1 2 6 に起因する負荷と当接部材 9 8 に起因する負荷との合計の負荷である。そして、DC モータ 8 2 の電流値は、当接部材 9 8 がプーリ 1 2 2 の当接面 1 0 2 に当接され摺動されている比較的長時間、リンク機構 1 0 8 の運動変換率の変化による起上ワイヤに起因する負荷の減少に基いて、比較的小さな減少分で減少する。プーリ 1 2 2 の係合部 1 0 4 からの当接部材 9 8 の押し戻しが開始される際に、電流値は当接部材 9 8 に起因して急激に増大する。当接部材 9 8 が押し戻されている間、プーリ 1 2 2 はほとんど回転されないため、リンク機構 1 0 8 の運動変換率は変化されず、電流値はほぼ一定に保たれる。当接部材 9 8 が押し戻されると、電流値は当接部材 9 8 に起因して急激に減少する。再び当接部材 9 8 がプーリ 1 2 2 の当接面 1 0 2 に当接され摺動されている比較的長時間、電流値は比較的小さな減少分で減少する。以後、このような電流値の変化が繰り返される。

20

【0086】

本実施形態の内視鏡装置の制御方法の各工程は第 4 実施形態の各工程と同様である。操作スイッチ 6 6 への起上台 1 2 4 の上昇あるいは下降入力に応じて、当接部材 9 8 がプーリ 1 2 2 の所定の係合部 1 0 4 から隣り合う係合部 1 0 4 まで移動されるように DC モータ 8 2 が一方方向に回転され、これに対応して、起上ワイヤ 1 2 6 が所定の長さだけ一方方向に移動される。この結果、起上台 1 2 4 が所定量だけ上昇あるいは下降される。

【0087】

本実施形態の内視鏡装置では、プーリ 1 2 2 の動作状態をプーリ 1 2 2 の各係合部 1 0 4 が当接部材 9 8 に係合する動作位置で変化させ、この動作状態の変化による DC モータ 8 2 へと付与される負荷の変化を検出しており、負荷検出によって間接的に位置検出を行っている。このため、第 1 実施形態の効果と同様の効果を奏する。

30

【0088】

上述した実施形態では、DC モータを一定の角速度で駆動しており、DC モータに付与される負荷の増減により、DC モータの電圧値及び電流値が増減するようになっている。代わって、DC モータを一定の電圧で駆動するようにしてもよい。DC モータが定電圧で駆動されている場合には、DC モータに付与される負荷が増大あるいは減少された際に、DC モータの角速度が減少あるいは増大すると共に、DC モータに流れる電流値が増大あるいは減少されることとなる。従って、DC モータを定電圧で駆動する場合にも、DC モータに流れる電流値を検出することにより、DC モータに付与される負荷を検出することができる。

40

【0089】

また、上述した実施形態では、DC モータの電流の変化値が閾値を越えた場合に、DC モータを停止する制御を行っている。代わって、操作スイッチへの操作入力の継続中、DC モータの駆動を継続するようにし、DC モータの電流の変化値が閾値を越えた場合に、これを操作者に告知するようにしてもよい。告知の内容はどのようなものであってもよいが、例えば、電流値が閾値を越えた回数は、調節ワイヤ、操作ワイヤ、起上ワイヤの操作量に対応し、これら各種ワイヤの操作量は、可撓管部の硬度、湾曲部の湾曲量、起上台の起上量に対応しているため、対応する硬度、湾曲量、起上量として告知するようにしても

50

よい。

【0090】

加えて、上述した実施形態では、可撓管部の硬度を調節する調節ワイヤ、湾曲部を湾曲操作する操作ワイヤ、起上台を起上させる起上ワイヤについて説明したが、その他、処置具の挿通を調節するワイヤや、内視鏡先端部の観察光学系のズーム機構を調節するワイヤ等にも本願発明を適用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】本発明の第1実施形態の内視鏡装置を示す概略図。

【図2】本発明の第1実施形態の内視鏡装置の駆動装置及び制御装置を示す模式図。

10

【図3】本発明の第1実施形態の内視鏡装置を示すブロック図。

【図4】本発明の第1実施形態の内視鏡装置の制御方法における時間と電流との関係を示すグラフ。

【図5】本発明の第1実施形態の内視鏡装置の制御方法を示すフローチャート。

【図6】本発明の第1実施形態の変形例の内視鏡装置の駆動装置のカム溝を示す側面図。

【図7】本発明の第2実施形態の内視鏡装置の駆動装置及び制御装置を示す模式図。

【図8】本発明の第2実施形態の内視鏡装置の制御方法における時間と電流との関係を示すグラフ。

【図9】本発明の第3実施形態の内視鏡装置の駆動装置及び制御装置を示す模式図。

【図10】本発明の第3実施形態の内視鏡装置の駆動装置の第1のアームを示す側面図。

20

【図11】本発明の第3実施形態の内視鏡装置の駆動装置の第2のアームを示す側面図。

【図12】本発明の第3実施形態の内視鏡装置の駆動装置の係合機構を非係合状態で示す下面図。

【図13】本発明の第3実施形態の内視鏡装置の駆動装置の係合機構を係合状態で示す下面図。

【図14】本発明の第4実施形態の内視鏡装置を示す概略図。

【図15】本発明の第4実施形態の内視鏡装置の駆動装置の係合機構を示す側面図。

【図16】本発明の第4実施形態の内視鏡装置の制御方法における時間と電流との関係を示すグラフ。

【図17】本発明の第5実施形態の内視鏡装置の内視鏡先端部の鉗子起上機構を示す縦断面図。

30

【図18】本発明の第5実施形態の内視鏡装置の駆動装置を示す側面図。

【図19】本発明の第5実施形態の内視鏡装置の駆動装置を示す別の側面図。

【図20】本発明の第5実施形態の内視鏡装置の駆動装置の係合機構を係合状態で図18のXX方向からみて示す側面図。

【図21】本発明の第5実施形態の内視鏡装置の駆動装置の係合機構を非係合状態で示す側面図。

【図22】本発明の第5実施形態の内視鏡装置の制御方法における時間と電流との関係を示すグラフ。

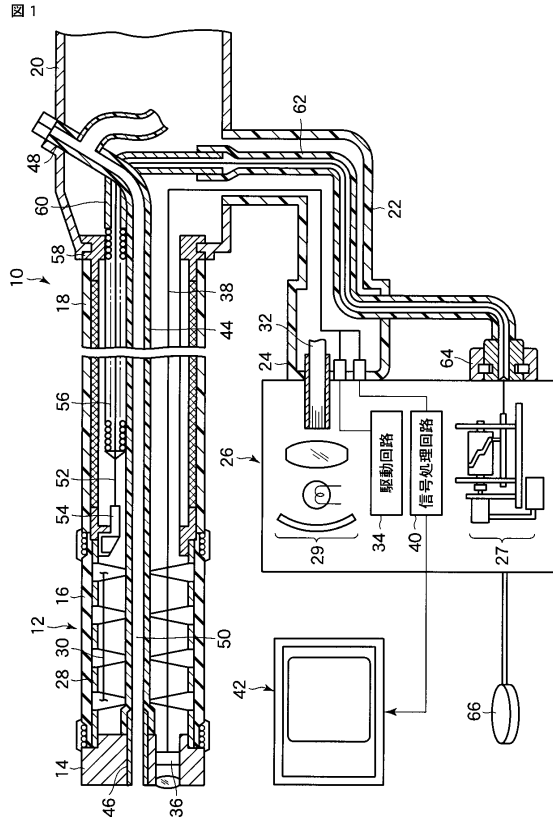
【符号の説明】

40

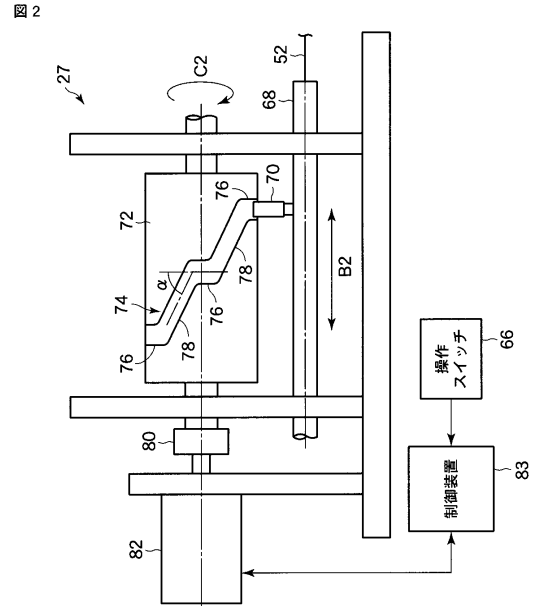
【0092】

68…被動作部材、90…被動作部材、110…被動作部材、122…被動作部材、122a、122b…被動作部材、70、74…変化機構、96、98、104…変化機構、82…駆動源、84…制御部、88…負荷検出部。

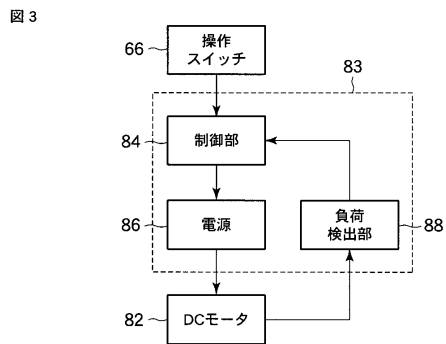
【図 1】



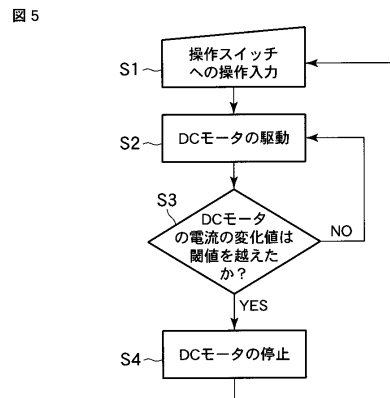
【図 2】



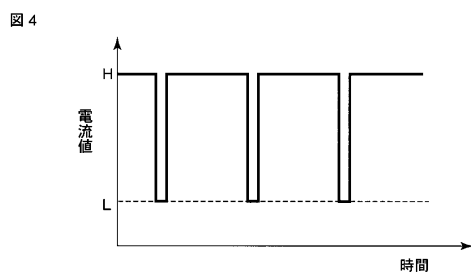
【図 3】



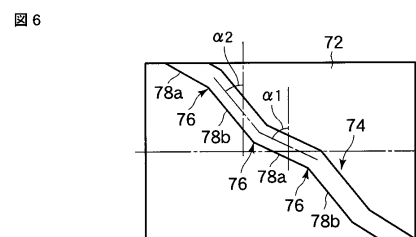
【図 5】



【図 4】

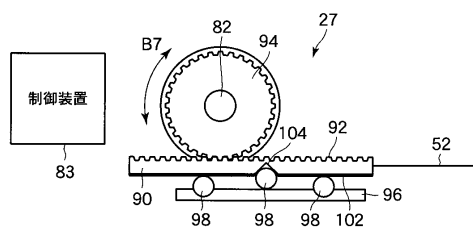


【図 6】



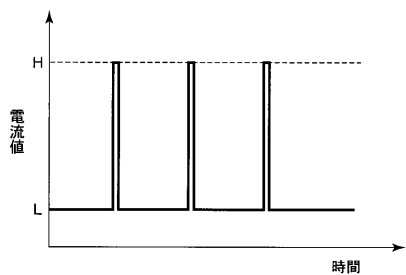
【図 7】

图 7



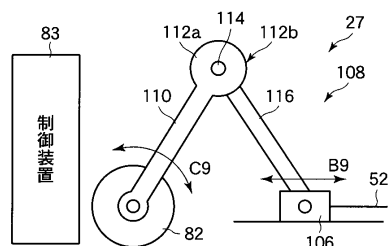
【図 8】

图 8



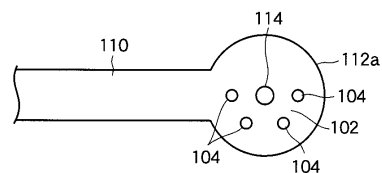
【图 9】

图 9



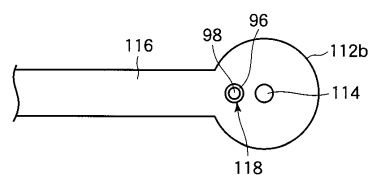
【図 10】

图 10



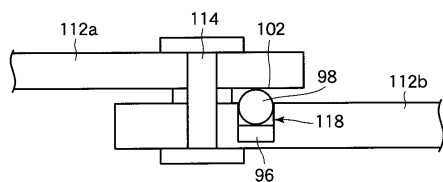
【図 1 1】

图 11



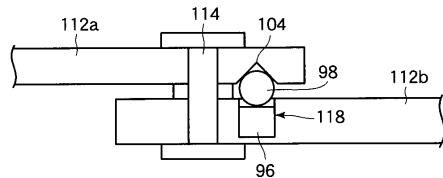
【図 1 2】

圖 12



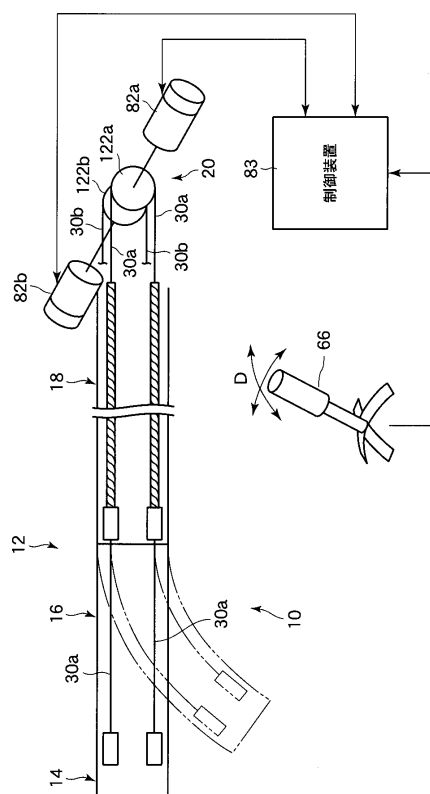
【図 13】

图 13



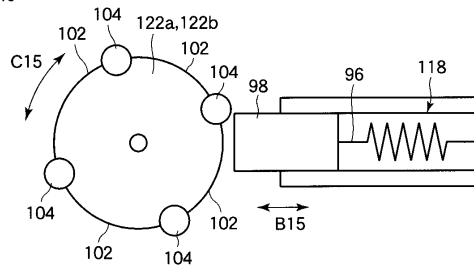
【図 14】

图 14



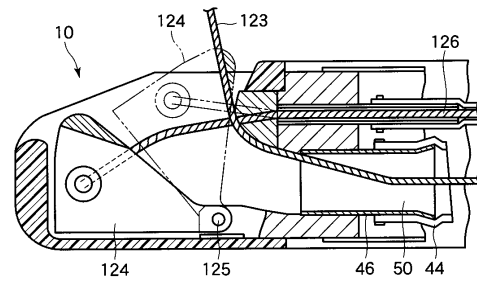
【図 15】

図 15



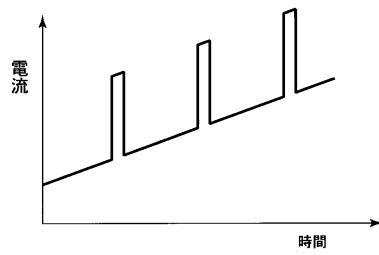
【図 17】

図 17



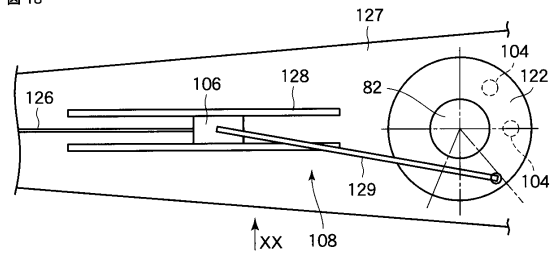
【図 16】

図 16



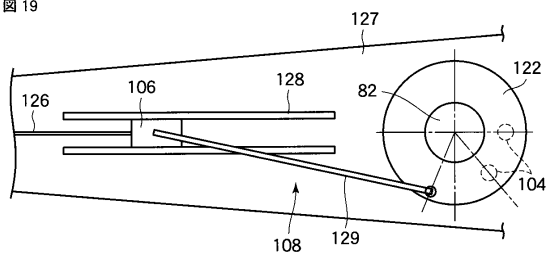
【図 18】

図 18



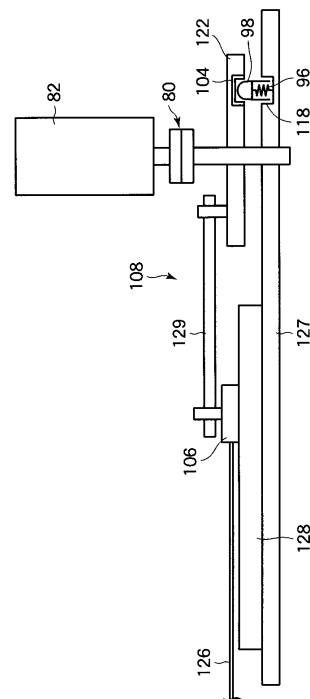
【図 19】

図 19



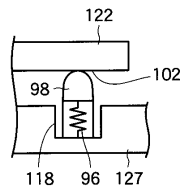
【図 20】

図 20



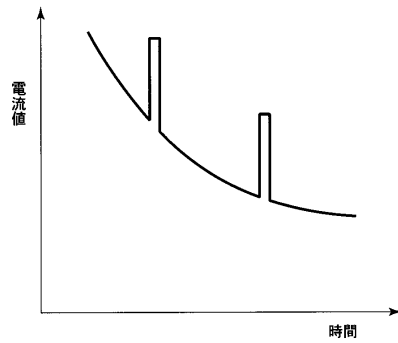
【図 2 1】

図 21



【図 2 2】

図 22



フロントページの続き

(72)発明者 小山 礼史

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリシパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2002-048984 (JP, A)

特開2001-042404 (JP, A)

実開昭58-157304 (JP, U)

特開昭61-092650 (JP, A)

特開2001-008886 (JP, A)

特開2003-000533 (JP, A)

実開昭61-177334 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26