

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療機器に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材からなり、少なくとも 1 つの平面上における所定角度範囲内での角度の変更を可能とする可動部と、

前記医療機器に設けられ、前記可動部に連結されたワイヤの牽引によって、前記可動部の角度を変更させるように駆動するためのアクチュエータと、

前記アクチュエータの駆動制御を行う制御部と、

前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出部と、

前記弛み検出部による前記ワイヤに弛み有るか否かの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する弛み調整部と、

前記弛み調整部に対し、前記ワイヤの弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部と、

を具備し、

前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記可動部の角度を互いに逆となる 2 つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出部により検出される、少なくとも前記 2 つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、1 つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記 2 つの方向に対して前記ワイヤを同じ弛み量とする所定の調整状態に調整することを特徴とする医療システム。

10

【請求項 2】

前記弛み検出部は、前記可動部の角度を変更するために前記可動部を湾曲駆動させた際の前記アクチュエータにかかる負荷又は前記ワイヤにかかる負荷の検出により、前記ワイヤの弛みを検出することを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

20

【請求項 3】

前記弛み検出部は、前記可動部の角度を変更するために前記可動部を湾曲駆動させた際の前記アクチュエータの駆動力量の検出又は電流値の検出による該アクチュエータにかかる負荷の検出、又は前記ワイヤに作用する張力検出による該ワイヤにかかる負荷の検出により、前記ワイヤの弛みを検出することを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 4】

前記アクチュエータは、回転することにより、前記ワイヤを牽引するモータを用いて構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

30

【請求項 5】

前記医療機器は、被検体内に挿入され、前記可動部として湾曲角度が変更される湾曲部が設けられた挿入部を有する内視鏡を用いて構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 6】

前記医療機器は、被検体に対して治療のための処置を行う処置具を用いて構成され、前記処置具は、前記可動部として湾曲角度が変更される湾曲部が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 7】

前記弛み調整指示入力部は、スイッチを用いて構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

40

【請求項 8】

前記内視鏡は、撮像素子を備えると共に、前記医療システムは、さらに前記撮像素子に対する信号処理を行う信号処理装置を有し、前記信号処理装置の信号処理に対する指示入力に連動して前記弛み調整指示入力部による前記弛み調整指示入力が行われることを特徴とする請求項 5 に記載の医療システム。

【請求項 9】

前記アクチュエータによる駆動が解除された初期状態における前記可動部の初期角度が前記所定角度範囲内の略中央となる設定の場合、前記弛み調整部は、前記初期角度を挟む

50

前記２つの方向に対して前記ワイヤの弛み量が等しくなるように前記ワイヤの弛みを調整することを特徴とする請求項１に記載の医療システム。

【請求項１０】

前記弛み調整部は、前記アクチュエータによる駆動が解除された初期状態における前記可動部の初期角度を挟む前記２つの方向における一方の方向に対して前記ワイヤの弛み量が無しとなるように調整することを特徴とする請求項１に記載の医療システム。

【請求項１１】

前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記湾曲部を互いに逆となる前記２つの方向に往復させるように前記湾曲部の湾曲角度を変更した場合において前記弛み検出部により検出される、前記２つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、前記１つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記２つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量とする前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項５に記載の医療システム。

10

【請求項１２】

前記内視鏡は、撮像素子を備えると共に、前記医療システムは、さらに前記撮像素子に対する信号処理を行い、表示装置に表示する内視鏡画像の映像信号を生成する信号処理装置を有し、前記信号処理装置は、前記弛み調整部による弛み調整結果を前記映像信号に重畳して前記内視鏡画像と共に前記表示装置により表示することを特徴とする請求項５に記載の医療システム。

【請求項１３】

20

前記弛み調整部は、前記モータによって前記可動部を互いに逆となる前記２つの方向としての所定方向及び該所定方向の反対方向に回転させた場合において前記弛み検出部により検出される、前記所定方向及び前記反対方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された２つの回転角度に対する検出結果に基づいて、前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項４に記載の医療システム。

【請求項１４】

前記弛み調整部は、前記所定方向及び前記反対方向に、複数回往復するように回転させた場合において検出される前記２つの回転角度の複数回の平均値の検出結果に基づいて、前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項１３に記載の医療システム。

【請求項１５】

30

さらに、前記モータにより前記可動部を駆動した駆動状態における前記モータによるトルク及び回転角度と、前記可動部の回転角度との情報を、時間の情報と共に時系列に記憶する記憶部を有することを特徴とする請求項４に記載の医療システム。

【請求項１６】

さらに、前記モータの回転角度と前記可動部の回転角度の特性を記憶する特性記憶部と、前記弛み調整部による前記ワイヤの弛み調整結果に基づいて、記憶部に記憶している前記モータの回転角度と前記可動部の回転角度の特性を補正する補正部とを有することを特徴とする請求項４に記載の医療システム。

【請求項１７】

前記弛み調整部は、前記調整指示入力部からの前記弛みの調整指示入力が行われていない場合においても、前記弛み検出部による検出結果に基づいて、前記ワイヤの弛みを調整し、さらに弛みの調整結果に基づいて前記記憶部の前記情報を更新することを特徴とする請求項１５に記載の医療システム。

40

【請求項１８】

ワイヤの牽引動作によって湾曲部の湾曲角度を変更するように駆動するためのアクチュエータの動作を制御する制御方法であって、

前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップと、

前記弛み検出ステップによる前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する第１の弛み調整ステップと、

前記ワイヤの弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップと、

50

前記指示入力ステップによる前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の湾曲角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて、前記ワイヤの弛みを既知の弛み量となる所定の調整状態に調整する第2の弛み調整ステップと、

を具備することを特徴とする制御方法。

【請求項19】

さらに、前記第1の弛み調整ステップによる前記ワイヤの弛みの調整結果に基づいて、前記アクチュエータによる前記ワイヤを牽引した場合の駆動量と前記湾曲部の前記湾曲角度との動作特性を補正する補正ステップを有することを特徴とする請求項18に記載の制御方法。

10

【請求項20】

前記第2の弛み調整ステップは、前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の前記湾曲角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記アクチュエータにより前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された2つの駆動量の検出結果に基づいて、1つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記2つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量に調整することを特徴とする請求項18に記載の制御方法。

【請求項21】

前記アクチュエータは回転駆動するモータを用いて構成され、前記第2の弛み調整ステップは、前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の前記湾曲角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記モータにより前記ワイヤを牽引するように2つの回転方向に回転した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された前記2つの回転方向における2つの回転角度の検出結果に基づいて、1つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記2つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量に調整することを特徴とする請求項18に記載の制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、湾曲部等の可動部の角度をワイヤの牽引を利用して駆動する医療機器を備えた医療システム及び制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、湾曲可能な湾曲部を備えた各種の医療装置が開発されている。例えば、体内に挿入される挿入部の先端側に湾曲部を備えた内視鏡や処置具は、医療分野において広く用いられる。

また、内視鏡に設けられた処置具チャンネルに挿通した処置具を用いて体内の病変部等に対する処置が行われる。また、内視鏡の観察下のもとで、処置具チャンネルを用いることなく、処置具による処置が行われる場合もある。

40

また、操作性を向上するために、湾曲部を電氣的に駆動する駆動手段（アクチュエータ）を備えた能動処置具等が実用化されている。湾曲部をその先端側に設けた能動処置具等の医療装置においては、湾曲部と駆動手段とをアングルワイヤ（以下、ワイヤと略記）を介して接続し、手元側に設けた駆動手段によってワイヤを牽引駆動することにより、先端側の湾曲部を駆動する構成が採用される。

【0003】

このような構成にした場合、湾曲部と手元側の駆動手段との間の可撓性を有する細長の部材内に挿通されたワイヤは、体腔内に屈曲された状態で挿入することができるようにす

50

るため、その構造上においてワイヤに弛みが発生することを完全に回避することが困難である。また、その弛みのために、手元側の駆動手段の駆動量と、先端側の湾曲部の動作量とが一致しないことが発生する。

このため、例えば、第1の従来例としての日本国特開2000-300511号公報の内視鏡においては、ワイヤに発生する弛みを除去するために、ワイヤに働く張力を検出するテンションセンサを設け、このテンションセンサにより検出した張力情報を用いて弛みを制御する。

また、第2の従来例としての日本国特開2007-283115号公報の制御装置においては、操作指令に対する湾曲部を湾曲駆動する応答性を向上させるために、ワイヤが弛んでいる場合には、その弛みを除去する内容を開示している。

10

【0004】

しかしながら、一般に、ワイヤを牽引して湾曲部を湾曲させる場合、過去の湾曲駆動状態に影響されるヒステリシス特性を考慮しなければならない場合がある。

このため、上記第1の従来例のようにテンションセンサなどによる弛みの検出を行って湾曲制御を行うと、牽引、弛緩を繰り返した場合、ヒステリシス特性のために湾曲指示と実際に湾曲部の湾曲量との間にずれが蓄積され易くなる。

また、第2の従来例の場合も、牽引、弛緩を繰り返した場合、ヒステリシス特性のために湾曲指示と実際に湾曲部の湾曲量との間にずれが蓄積され易くなる。従って、牽引、弛緩を繰り返した場合、湾曲制御の精度が低下する。

このため、牽引、弛緩を繰り返す場合にもヒステリシス特性に対応した弛みの調整が行え、精度良く湾曲部等の可動部の角度を変更する駆動制御ができるシステムや方法が望まれる。

20

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、牽引、弛緩を繰り返す場合にも角度を変更する駆動制御を精度良く行うことを可能にする医療システム及び制御方法を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の医療システムは、医療機器に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材からなり、少なくとも1つの平面上における所定角度範囲内の角度の変更を可能とする可動部と、前記医療機器に設けられ、前記可動部に連結されたワイヤの牽引によって、前記可動部の角度を変更させるように駆動するためのアクチュエータと、前記アクチュエータの駆動制御を行う制御部と、前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出部と、前記弛み検出部による前記ワイヤに弛み有るか否かの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する弛み調整部と、前記弛み調整部に対し、前記ワイヤの弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部と、を具備し、前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記可動部の角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出部により検出される、少なくとも前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、1つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記2つの方向に対して前記ワイヤを同じ弛み量とする所定の調整状態に調整する。

30

40

【0006】

本発明の制御方法は、ワイヤの牽引動作によって湾曲部の湾曲角度を変更するように駆動するためのアクチュエータの動作を制御する制御方法であって、前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップと、前記弛み検出ステップによる前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する第1の弛み調整ステップと、前記ワイヤの弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップと、前記指示入力ステップによる前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の湾曲角度を互いに逆となる2つの湾曲方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記2つの湾曲方向に対する前記ワイヤの弛みの検出結果に基づ

50

いて、前記ワイヤの弛みを既知の弛み量となる所定の調整状態に調整する第２の弛み調整ステップと、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】図１は本発明の第１の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示すブロック図。

【図２】図２は図１における内視鏡等の外観形状を示す図。

【図３】図３は内視鏡及び制御部の構成を示す図。

【図４】図４は第１の実施形態における制御部により全体的な制御手順を示すフローチャート。

【図５】図５は湾曲部及び駆動部を簡略化したモデルを示す図。

10

【図６】図６は図５のモデルを用いてモータを回転させて湾曲部を湾曲駆動した場合の代表的な湾曲状態を示す図。

【図７】図７は図５のモデルを用いてモータを回転させて湾曲部を一方の湾曲角度まで湾曲駆動した後、反対方向の湾曲角度まで湾曲駆動させる動作を繰り返した場合のトルクの時間的变化の様子を示す図。

【図８】図８は図７の場合に対応する回転角度と湾曲角度を示す説明図。

【図９】図９は図４の弛みを調整する処理の具体例を示すフローチャート。

【図１０】図１０は図９の処理をモデルを用いた説明図。

【図１１】図１１は図９の処理の内容を回転角度と湾曲角度を用いて示す説明図。

【図１２】図１２は本発明の第２の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示すブロック図。

20

【図１３】図１３は第２の実施形態における弛みを調整する処理の具体例を示すフローチャート。

【図１４】図１４は第２の実施形態の第１変形例における処置具を備えた医療システムの構成図。

【図１５】図１５は第２の実施形態の第２変形例における一部の構成を示す構成図。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

（第１の実施形態）

30

図１に示すように本発明の第１の実施形態の内視鏡システム１は、撮像素子を内蔵した医療機器としての内視鏡２と、この内視鏡２に照明光を供給する光源装置３と、撮像素子に対する信号処理を行う信号処理部としてのプロセッサ４と、このプロセッサ４により精製された映像信号が入力されることにより、撮像素子２９（図２参照）で撮像した画像を内視鏡画像として表示する表示装置５とを備える。

また、この内視鏡２は、挿入部６（図２参照）の先端側に湾曲自在の可動部としての湾曲部７が設けてあり、この湾曲部７は対のワイヤ８ａ、８ｂを介して、湾曲部７を遠隔的に駆動するアクチュエータを構成する駆動部９と接続されている。

また、この内視鏡システム１は、駆動部９の駆動動作の制御を行う制御部１１と、湾曲部７の湾曲角度を検出する湾曲角度検出部１２と、制御部１１を介してワイヤ８ａ、８ｂの弛みを調整（又は較正）する弛み調整部１５とを備える。

40

【０００９】

湾曲角度検出部１２は、駆動部９の駆動状態からワイヤ８ａ、８ｂに弛みが有るか否かの駆動状態を検出（又は判定）する弛み検出部１３と、駆動部９及び湾曲駆動される湾曲部７の（湾曲駆動の）動作特性又は動作パラメータの情報を予め記憶する記憶部１４を備える。

なお、駆動部９は後述するように回転駆動されるモータ３７ａ、３７ｂにより構成される。また、図３に示すように湾曲部７の湾曲角度を検出する湾曲角度検出部１２は、駆動部９の駆動量を検出する駆動量検出手段として、駆動部９を構成するモータ３７ａ、３７ｂの回転角度を検出する回転角度検出部１２ａと、駆動部９の駆動力量を検出する駆動力

50

量検出手段として、モータ 37 a、37 b のトルクを検出するトルク検出部 12 b と、を有する。

【0010】

回転角度検出部 12 a は、モータ 37 a、37 b の回転変位量を検知するエンコーダ 38 (38 a、38 b を代表) の出力信号としての検知信号によりモータ 37 a、37 b の回転角度を検出し、トルク検出部 12 b は、モータ 37 a、37 b を駆動する駆動信号の電流値から回転の駆動力量 (力のモーメント) としてのトルクを検出する。

また、弛み検出部 13 は、アクチュエータを構成する駆動部にかかる負荷又はワイヤ 8 a、8 b にかかる負荷を検出することにより、ワイヤ 8 a、8 b が弛み有りの駆動状態か否かを検出する。

10

【0011】

本実施形態においては、弛み検出部 13 は、トルク検出部 12 b によるモータ 37 a、37 b に対するトルクの検出値を、弛みを検出 (判定) するために設定された正のトルクの閾値 T_{th} と比較することによって、ワイヤ 8 a、8 b に弛み有るか否か (の駆動状態) を検出する。つまり、弛み検出部 13 は、トルクの検出値の絶対値が閾値 T_{th} 以上となる弛み無しか、閾値 T_{th} 未満となる弛み有りかを検出する。

【0012】

なお、トルクの検出値の代わりに電流値を検出し、検出した電流値と弛みを検出 (判定) するために設定された閾値とを比較して、検出した電流値が閾値以上となる弛み無しか、閾値未満となる弛み有りかを検出するようにしても良い。

20

また、制御装置 10 には、術者等のユーザが湾曲部 7 の湾曲指示入力を行う指示入力部 16 と、弛み調整部 15 に対してワイヤ 8 a、8 b の弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部として、例えば ON/OFF するスイッチにより構成されるキャリブレーションボタン (較正ボタン) 15 a とが接続されている。

【0013】

ユーザによりキャリブレーションボタン 15 a が操作されると、弛み調整部 15 は、制御部 11 を介してワイヤ 8 a、8 b の弛みを調整する動作を行い、その時点での駆動状態における弛みの有無、及び弛みがある場合の弛み量を弛み検出部 13 を用いて検出する。そして、弛みがある場合には、弛み調整部 15 は、弛み検出部 13 の検出結果に基づいて弛み無し、又は既知の弛み量となる所定の調整状態に調整する。

30

【0014】

なお、図 1 及び図 2 においては、弛み調整部 15 は、制御部 11 を介して弛み検出部 13 の検出結果を利用する構成で示しているが、制御部 11 を介することなく弛み検出部 13 の検出結果を利用する構成にしても良い。

光源装置 3 には、光源装置 3 内のランプの点灯指示を行う点灯指示スイッチ 3 a が設けられ、プロセッサ 4 には、このプロセッサ 4 による各種の信号処理に対する指示入力を行う指示入力部 4 a が設けられている。この指示入力部 4 a から、ユーザは例えばホワイトバランスの調整指示などを行うことができる。

【0015】

図 2 は内視鏡 2 等の外観を示す。

40

内視鏡 2 は、患者等の被検体内に挿入される挿入部 6 と、この挿入部 6 の後端に設けられた操作部 17 と、この操作部 17 から延出されたユニバーサルケーブル部 18 とを有し、このユニバーサルケーブル部 18 の端部に設けたコネクタ 19 は、光源装置 3 に着脱自在に接続される。

また、このコネクタ 19 から延出された第 1 のケーブル 21 は、プロセッサ 4 に着脱自在に接続される。また、このコネクタ 19 から延出された第 2 のケーブル 22 は、制御装置 10 に着脱自在に接続される。

【0016】

また、この制御装置 10 には、湾曲部 7 の湾曲指示入力を行う指示入力部 16 を構成するジョイスティック装置 16 a が接続されている。このジョイスティック装置 16 a には

50

、キャリブレーションボタン 15 a も設けられている。

内視鏡 2 の挿入部 6 は、その先端に設けられた先端部 2 5 と、この先端部 2 5 の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部 7 と、この湾曲部 7 の後端から操作部 1 7 の前端に至る可撓性を有する可撓部 2 6 とからなる。

先端部 2 5 には照明窓 2 7 と観察窓 2 8 とが設けられ、照明窓 2 7 の内側には図示しない照明レンズ及びライトガイドの先端部が配置されている。このライトガイドは、挿入部 6、操作部 1 7 及びユニバーサルケーブル部 1 8 内を挿通されており、ライトガイドの後端はコネクタ 1 9 に至る。

【0017】

コネクタ 1 9 を光源装置 3 に接続することにより、ライトガイドの後端には光源装置 3 から照明光が入射され、このライトガイドは入射される照明光を伝達して、照明窓 2 7 から、伝達した照明光を出射する。

照明光で照明された被写体は、観察窓 2 8 に設けた対物レンズによりその結像位置に配置された CCD などの撮像素子 2 9 の撮像面に結像される。

撮像素子 2 9 は図示しない信号線を介してプロセッサ 4 と接続される。プロセッサ 4 は、撮像素子 2 9 を駆動すると共に、撮像素子 2 9 により光電変換された撮像信号に対する信号処理を行い、映像信号を生成して表示装置 5 に出力する。表示装置 5 は、映像信号に対応する画像、つまり撮像素子 2 9 で撮像した画像を内視鏡画像として表示する。

【0018】

また、挿入部 6 内には、処置具 3 1 を挿通可能とするチャンネル 3 2 が設けてあり、このチャンネル 3 2 の手元側の端部は挿入部 6 の後端付近で挿入口 3 2 a として開口している。

術者は、この挿入口 3 2 a から処置具 3 1 を挿入して、チャンネル 3 2 の先端開口から処置具 3 1 の先端側を突出させて患部等に対して、治療のための処置を行うことができる。

図 3 は湾曲部 7 の構造及びこの湾曲部 7 を 2 対のワイヤ 8 u、8 d と、8 l、8 r に対する牽引により湾曲駆動する駆動部 9 等の構成を示す。

【0019】

図 3 に示すように円筒形状の挿入部 6 における先端部 2 5 の後端には、略円環形状の（複数の可動部材としての）複数の湾曲駒 3 4 が、挿入部 6 の長手方向に沿って（回動自在に支持する）枢支部材としてのリベット 3 5 により回動自在に連結されて湾曲部 7 が形成されている。

各湾曲駒 3 4 は、リベット 3 5 を設ける位置によって湾曲する方向が定まる。本実施形態においては、リベット 3 5 は、左右の位置と上下の位置に交互に配置され、従って湾曲駒 3 4 は、左右の位置に配置されたリベット 3 5 により左右の位置に直交する上下方向の平面内で上下方向と、上下の位置に配置されたリベット 3 5 により上下の位置に直交する左右方向の平面内で左右方向に湾曲可能になっている。

【0020】

湾曲部 7 は、初期状態における湾曲駆動されていない殆ど 0 の湾曲角度（初期角度）から、この初期角度を挟む 2 つの方向となる上下方向と、この上下方向に直交する 2 つの方向としての左右方向とに湾曲可能になっている。以下の説明では上下方向及び左右方向における湾曲可能となる所定角度範囲内のそれぞれ中央（角度）が初期状態の初期角度として説明するが、この場合に限定されるものでない。

【0021】

なお、図 3 においては、簡略化して上下方向に湾曲させるリベット 3 5 のみを示している。挿入部 6 内には、上下方向と左右方向に湾曲させるための 2 対のワイヤ 8 u、8 d と 8 l、8 r とが挿通され、これら各対のワイヤ 8 u、8 d と、8 l、8 r の先端は、最先端の湾曲駒 3 4 又は最先端の湾曲駒 3 4 が固定された先端部 2 5 に固着されている。

対のワイヤ 8 u、8 d と 8 l、8 r の後端は、挿入部 6 の後端における拡張にされた操作部 1 7 内に配置された上下湾曲用プーリ 3 6 a と、左右湾曲用プーリ 3 6 b に掛け渡し

10

20

30

40

50

ている。

プーリ 3 6 a , 3 6 b の回転中心は、駆動部 9 を構成する電動モータ（以下、単にモータ）3 7 a , 3 7 b の回転軸にそれぞれ連結され、モータ 3 7 a 、3 7 b は制御部 1 1 からの駆動信号により、正逆自在に回転される。

【0022】

モータ 3 7 a , 3 7 b の回転と共に、それぞれプーリ 3 6 a , 3 6 b も回転し、プーリ 3 6 a , 3 6 b にそれぞれ懸架されたワイヤ 8 u 、8 d と 8 l 、8 r は、それぞれ牽引、弛緩され、牽引されたワイヤの方向に湾曲部 7 は湾曲駆動される。

また、本実施形態においては、モータ 3 7 a , 3 7 b の回転軸にはエンコーダ 3 8 a , 3 8 b が設けられ、エンコーダ 3 8 a , 3 8 b は、モータ 3 7 a , 3 7 b 又はプーリ 3 6 a 、3 6 b による回転角度を検知し、検知信号を出力する。

そして、モータ 3 7 a , 3 7 b 又はプーリ 3 6 a 、3 6 b の回転角度等から湾曲部 7 の湾曲角度を検出することができる構成にしている。なお、湾曲部 7 を電氣的に湾曲駆動するアクチュエータは、駆動部 9 を構成するモータ 3 7 a 、3 7 b 、プーリ 3 6 a 、3 6 b とエンコーダ 3 8 a , 3 8 b とにより構成される。

【0023】

モータ 3 7 a , 3 7 b を駆動する駆動信号は、モータ 3 7 a , 3 7 b の回転の駆動力量（力のモーメント）としてのトルク T を検出するトルク検出部 1 2 b に入力される。トルク検出部 1 2 b は、モータ 3 7 a 、3 7 b の電氣的特性と、駆動信号の電流値からワイヤ 8 u 、8 d 、8 l 、8 r を介して湾曲部 7 を湾曲駆動するトルク T を検出する。

なお、図 2 においては内視鏡 2 と制御装置 1 0 とをケーブル 2 2 を介して接続した構成で示しているが、この構成に限定されるものでなく、例えば操作部 1 7 内に制御装置 1 0 を設ける構成にしても良い。

上記プーリ 3 6 a , 3 6 b を回転させた場合、プーリ 3 6 a , 3 6 b の回転角度（回転量）に対応してワイヤ 8 u 、8 d 、8 l 、8 r の牽引量が決まると共に、牽引量に応じて湾曲部 7 は湾曲する。従って、モータ 3 7 a , 3 7 b 又はプーリ 3 6 a , 3 6 b の回転角度を検出することにより、基本的には湾曲部 7 の湾曲角度を検出することができる。

【0024】

本実施形態においては、例えばモータ 3 7 a , 3 7 b の回転軸に取り付けられているエンコーダ 3 8 a , 3 8 b による検知信号を用いて回転角度検出部 1 2 a は、モータ 3 7 a , 3 7 b 又はプーリ 3 6 a 、3 6 b の回転角度を検出する。また、モータ 3 7 a , 3 7 b 又はプーリ 3 6 a 、3 6 b の回転角度から湾曲部 7 の湾曲角度を推定する構成にしている。

しかしながら、ワイヤ 8 u 、8 d 、8 l 、8 r （以下では、8 u 又は 8 l を 8 a , 8 d 又は 8 r を 8 b で代表）には、弛みを伴う駆動状態が発生するため、本実施形態においてはその弛みの有無を検出してその弛みを適切に調整又は補正する。

また、指示入力部 1 6 を構成する例えばジョイスティック装置 1 6 a は、上下、左右の任意の方向に傾動自在のジョイスティック 3 9 と、このジョイスティック 3 9 における上下方向及び左右方向の傾動角度それぞれを検出するエンコーダ 4 0 a 、4 0 b とを有する。

【0025】

このジョイスティック 3 9 により傾動される方向が湾曲部 7 の湾曲指示方向となり、また傾動角度が湾曲部 7 の湾曲角度の指示値となる。

エンコーダ 4 0 a 、4 0 b による検知信号は、例えば制御部 1 1 に入力される。つまり、制御部 1 1 には、湾曲指示入力手段としてのジョイスティック装置 1 6 a から湾曲指示方向及び湾曲角度の指示値が入力される。

そして、この制御部 1 1 は、指示値に対して、記憶部 1 4 に記憶された情報を参照して、モータ 3 7 a 、3 7 b の回転角度を決め、エンコーダ 3 8 a , 3 8 b により検出されるモータ 3 7 a 、3 7 b の回転角度が上記指示値に追従するようにモータ 3 7 a 、3 7 b を回転駆動させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

実際には、ワイヤ 8 a、8 b に弛みが伴う場合があるため、本実施形態においては、トルク検出部 1 2 b は、モータ 3 7 a、3 7 b のトルク T を検出する。弛み検出部 1 3 は、モータ 3 7 a、3 7 b のトルク T と、弛みの有無を判定するために設定された正のトルクの閾値 T t h とを比較し、その比較結果から弛み有り（の駆動状態又は動作状態）か否かを判定（検出）する。

弛み検出部 1 3 により、弛み有りの検出結果の場合には、制御部 1 1 は、モータ 3 7 a、3 7 b に対して（その駆動状態での）ワイヤ 8 a、8 b の弛みを除去するように調整する。

また、弛み検出部 1 3 により弛みが有りの検出結果の場合には、弛み無しの正常な駆動状態での動作とは異なる（例えばモータ 3 7 a が回転しても湾曲部 7 が回転しない）ため、弛み検出部 1 3 は制御部 1 1 を介して、モータ 3 7 a、3 7 b の回転角度を補正する。

【 0 0 2 7 】

つまり、弛み検出部 1 3 は、駆動状態における（湾曲部 7 の湾曲角度に対応するモータ 3 7 a、3 7 b の）回転角度を補正する補正部 1 3 a の機能を持つ。

また、補正部 1 3 a は、モータ 3 7 a、3 7 b の駆動状態（トルクと回転角度）及び湾曲部 7 の湾曲角度の情報を記憶部 1 4 に時間（の情報）と共に時系列に記憶するように制御する。このように駆動状態（動作状態ともいう）の情報を時系列に記憶することにより、モータ 3 7 a、3 7 b の駆動状態及び湾曲部 7 の湾曲角度の状態を、各時間において相互に関連付けて精度良く管理でき、湾曲部 7 を精度良く湾曲駆動することができるようにしている。

なお、図 1、図 3 等に示すブロック構成は、機能ブロックの単に 1 つの構成例を示すものであり、図示の構成例に限定されるものでない。例えば、制御部 1 1 が、湾曲角度検出部 1 2 と、記憶部 1 4 と、弛み調整部 1 5 の機能を含む構成でも良い。

【 0 0 2 8 】

上述したように記憶部 1 4 には、湾曲部 7 における湾曲可能な範囲内において、後述する図 8 に示すようなモータ（プーリ）の回転角度 1 と、湾曲部 7 の湾曲角度 b とを相互に関連付ける動作特性の情報（データ）が予め記憶されている。この記憶部 1 4 に記憶されている動作特性の情報は、履歴特性（ヒステリシス特性）を有する。

この情報は、図 8（横軸は回転角度 1，縦軸は湾曲角度 b）中に示す 1 つの例で示すと、符号 P 1 で示す座標位置から P 2（A 5）、P 2 から P 3（A 6 - A 8）、P 4 から P 5（A 1 0）、P 5 から P 6（A 1 1）で示す菱形に近い情報（データ）である。このデータは、符号 A 1 - A 2，A 9，A 1 2 で示す部分のように、使用環境に応じて変化する弛みによる動作特性部分と異なる。

【 0 0 2 9 】

記憶部 1 4 は、図 8 に示すような動作特性（但し、弛み部分を除く）の情報を、湾曲部 7 の湾曲可能な湾曲角度の範囲をカバーするように記憶しても良いが、このような動作特性を決める動作パラメータを記憶していても良い。

つまり、図 8 における座標位置 P 1 から P 2（A 3 - A 5）で示す回転角度 1 に対する湾曲角度 b の傾き、同様に座標位置 P 4 から P 5（A 1 1）で示す傾き、復元力等による動作特性部分としての座標位置 P 2 から P 3（A 6 - A 8）、P 5 から P 6（A 1 1）等を動作パラメータの情報として記憶していても良い。

本実施形態においては記憶部 1 4 は、湾曲部 7 が所定角度まで湾曲された後、反対方向に湾曲される場合、該湾曲部 7 が反対方向に戻ろうと作用する動作特性の情報を参照情報（図 8 の例で具体的に示すと、座標 P 2 から P 3（A 6 - A 8）、P 5 から P 6（A 1 1））として予め記憶しており、湾曲角度検出部 1 2 は、参照情報を参照してモータ 3 7 a、3 7 b の回転角度から対応する湾曲角度を推定により検出する。

【 0 0 3 0 】

このように本実施形態においては、参照情報を予め記憶しているので、湾曲角度を検知するセンサを有しない構成においても、このような参照情報を記憶していない従来例に比較

10

20

30

40

50

すると、モータ 37 a、37 b の回転角度から湾曲角度を精度良く検出（推定）できる。

この他に、記憶部 14 は、トルク T と湾曲角度 b の関連情報、弛みの判定に用いる閾値 T t h の情報も記憶している。

実際には、挿入部 6 が屈曲された屈曲形状等に影響されてワイヤ 8 a、8 b に弛みが発生しその弛みにより、回転角度 1 と湾曲角度 b は、使用状況に依存して記憶部 14 に記憶されている動作特性からずれるため、本実施形態においては、この弛みの有無を検出し、弛みが有る場合には湾曲駆動に使用する動作特性の情報を変更（補正）する。

【0031】

例えば、モータ 37 a により湾曲部 7 を所定方向及びその反対方向に往復させるように湾曲駆動の指示入力が行われるとする。その指示入力に対して、制御部 11 はモータ 37 a を回転させるように駆動した場合、ワイヤ 8 u、8 d の弛みのためにモータ 37 a の回転角度 1 と湾曲角度 b が、例えば図 8 における符号 A 1 から符号 A 2、さらに符号 A 3 A 5、... A 12、A 13 のように変化する。

その結果、図 8 中の符号 A 12 で示す部分で発生する a の回転角度や、b で示す回転角度だけ回転角度 1 が例えば水平方向にずれが発生し、そのずれに応じて動作特性の情報を例えば水平方向にずらすように変更する。このように過去の駆動状態に依存して動作特性が変化するヒステリシス特性を有する場合にも、そのヒステリシス特性を反映した動作特性となるように動作特性の情報を変更する。

なお、図 8 における符号 A 1、... A 13、A 14 における代表的な湾曲角度状態を図 6 にて示す。図 6 では、符号 A 1、... A 10 までを示している。

【0032】

このような構成の医療システムとしての内視鏡システム 1 は、医療機器としての内視鏡 2 に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材としての湾曲部 3 4 からなり、少なくとも 1 つの平面上における所定角度範囲内の角度の変更を可能とする可動部としての湾曲部 7 と、前記内視鏡 2 に設けられ、前記湾曲部 7 に連結されたワイヤ 8 a、8 b の牽引によって、前記湾曲部 7 の角度を変更させるように駆動するためのアクチュエータを構成する駆動部 9 と、前記駆動部 9 の駆動制御を行う制御部としての制御部 11 と、を有する。

また、内視鏡システム 1 は、前記ワイヤ 8 a、8 b に弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出部 13 と、前記弛み検出部 13 による前記ワイヤ 8 a、8 b に弛み有るか否かの検出結果に基づいて前記ワイヤ 8 a、8 b の弛みを調整する弛み調整部 15 と、前記弛み調整部 15 に対し、前記ワイヤ 8 a、8 b の弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部としてのキャリブレーションボタン 15 a と、を具備する。

そして、前記弛み調整部 15 は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記湾曲部 7 の湾曲角度を互いに逆となる 2 つの方向に往復させるように前記駆動部 9 により前記ワイヤ 8 a、8 b を牽引した場合において前記弛み検出部 13 により検出される、少なくとも前記 2 つの方向に対する前記ワイヤ 8 a、8 b の弛みに対する検出結果に基づいて、1 つの方向に対して前記ワイヤ 8 a、8 b を弛み無し又は前記 2 つの方向に対して前記ワイヤ 8 a、8 b を等しい弛み量とする所定の調整状態に調整することを特徴とする。

【0033】

次に図 4 を参照して本実施形態における全体的な動作を説明する。内視鏡システム 1 各部の電源が投入されて制御装置 10 の動作が開始すると、制御装置 10 はステップ S 1 の初期設定の処理を行う。

このステップ S 1 において、内視鏡 2 は、挿入部 6 が真っ直ぐ（ストレート）な状態、つまり湾曲部 7 が湾曲されていない中立又は初期状態に設定される。この初期状態は、通常、湾曲可能な所定角度範囲内の略中央付近の角度が 0 の状態に相当する。制御装置 10 は、モータ 37 a、37 b のエンコーダ 38 a、38 b により検出される上下方向と左右方向の回転角度 1、湾曲部 7 の湾曲角度 b を 0 にセットする。その後、指示入力待ちとなる。

10

20

30

40

50

ステップ S 2 において、制御装置 1 0 の制御部 1 1 は、キャリブレーションボタン 1 5 a による弛みの調整指示入力が行われたか否かの判定を行う。

【 0 0 3 4 】

弛みの調整指示入力が行われた場合には、ステップ S 3 において制御装置 1 0 の弛み調整部 1 5 は、弛みを調整する処理を行った後、ステップ S 4 に進む。なお、弛みを調整する処理により、記憶部 1 4 に記憶される動作特性が補正（較正）され、以後、その動作特性に従って湾曲部 7 が湾曲駆動される。

一方、弛みの調整指示入力が行われない場合には、ステップ S 3 の処理を行うことなく、ステップ S 4 の処理に移る。

ステップ S 3 の処理に関しては、図 9 にて後述する。ステップ S 4 において、術者は、ジョイスティック装置 1 6 a から湾曲の指示入力を行う。具体的には、術者は、ジョイスティック 3 9 を操作し、湾曲させたいと望む湾曲方向に湾曲させたい湾曲角度だけ傾ける操作を行う。

すると、ステップ S 5 に示すように制御装置 1 0 の制御部 1 1 は、指示入力の湾曲方向及び湾曲角度に対応して、その時刻（の駆動状態）での記憶部 1 4 の動作特性の情報を参照して、モータ 3 7 a、3 7 b（以下、3 7 で代表）を回転させるべき回転方向（駆動方向）、トルク（駆動力量）、回転角度を算出する。

【 0 0 3 5 】

なお、その時刻（の駆動状態）は、現段階では初期状態であるが、図 4 の制御ループによって初期状態とは異なる駆動状態から湾曲指示入力が行われるようにもなる。その場合には、その駆動状態以前において補正された動作特性の情報を参照して回転方向、トルク、回転角度を算出することになる。算出されたトルク、回転角度は、湾曲駆動する場合の指示値又は目標値となる。

次のステップ S 6 において制御部 1 1 は、算出されたトルク、回転角度となるようにモータ 3 7 を回転駆動させる。また、ステップ S 7 に示すように弛み検出部 1 3 の補正部 1 3 a は、駆動部 9 を構成するモータ 3 7 の駆動状態（回転角度及びトルク）と湾曲部 7 の動作状態（湾曲角度）を例えば一定周期で監視し、それらの情報を記憶部 1 4 に時系列で記憶する。なお、一定周期に限らず、それらの情報を時間の情報と共に記憶部 1 4 に時系列で記憶しても良い。

【 0 0 3 6 】

また、ステップ S 8 に示すように弛み検出部 1 3 は、弛みの検出を行う。具体的には、ステップ S 9 に示すように弛み検出部 1 3 は、トルク検出部 1 2 b により検出されるトルク T の絶対値が閾値 T_{th} （ $T_{th} > 0$ ）未満であるか否かの比較を行う。

トルク T の絶対値が閾値 T_{th} 未満である検出結果の場合には、ステップ S 1 0 において弛み検出部 1 3 は弛み有りのため、弛みを除去する補正（調整）を行う。具体的には、弛み検出部 1 3 の補正部 1 3 a は、制御部 1 1 を介してモータ 3 7 をそのまま回転駆動させる。

また、ステップ S 1 1 において補正部 1 3 a は、ステップ S 5 で算出した回転角度の値に対してステップ S 1 0 による弛みを除去するために回転させた回転角度分だけ、記憶部 1 4 から参照する動作特性の情報を補正する。この補正は、ステップ S 7 における時系列で記憶された情報を参照することにより、高精度で行うことができる。

【 0 0 3 7 】

その後、ステップ S 6 の処理に戻る。このようにして、弛みがあると、弛み検出部 1 3（の補正部 1 3 a）は、その弛みを除去するように駆動制御を行うと共に、その弛み分だけ動作特性の情報を補正（変更）する。この場合、ステップ S 7 においてモータ 3 7 の駆動状態及び湾曲部 7 の動作状態の情報（具体的にはモータ 3 7 の回転角度及び湾曲部 7 の湾曲角度の情報）を時系列に記憶しているので、各時間において確実に補正できる。

このように弛みが除去されると、モータ 3 7 の回転と共にそのトルク T（の絶対値）が変化し、閾値 T_{th} を超えるようになると、ステップ S 9 からステップ S 1 2 の処理に進む。このステップ S 1 2 において湾曲角度検出部 1 2 は、検出されたトルク T が指示値、

10

20

30

40

50

つまりステップ S 5 で算出されたトルク T に到達したか否かの判定を行う。

検出されたトルク T が指示値に到達していない場合には、ステップ S 6 の処理に戻る。

【 0 0 3 8 】

一方、検出されたトルク T が指示値のトルクに到達した場合には、ステップ S 1 3 の処理に進み、このステップ S 1 3 において制御部 1 1 は、内視鏡 2 による内視鏡検査の終了の指示入力が行われたか否かを判定する。

内視鏡検査終了の指示入力が行われていない場合には、ステップ S 2 の処理に戻り、ステップ S 2 以降に対応した処理を行う。一方、内視鏡検査終了の指示入力が行われた場合には、図 4 の処理を終了する。

本実施形態はこのような制御処理を行うので、ワイヤ 8 a , 8 b に弛みが発生すると、その弛みがトルク T の閾値 T t h を用いた比較により適切に検出でき、その弛みを除去すると共に、その弛み分により実際の動作特性が予め設定された動作特性からずれても、その動作特性を時系列に補正する。

【 0 0 3 9 】

従って、本実施形態によれば、弛みにより駆動手段側のモータ 3 7 の回転角度と湾曲部 7 の実際の湾曲角度とにずれが発生し易い場合においても、弛みを補正して、精度良く、湾曲部 7 を湾曲駆動することができる。

また、本実施形態においては、図 4 のステップ S 3 において弛みを調整することによって、ワイヤ 8 a , 8 b の牽引、弛緩が繰り返された場合にも、弛みを適切に調整して、精度良く、湾曲部 7 を湾曲駆動することができるようにする。

また、本実施形態によれば、湾曲部 7 の湾曲角度を検知するセンサを有しない場合にも、広く適用することができる。

なお、本実施形態の制御方法に係る図 4 のフローチャートは、ステップ S 1 3 において検査終了しないと、ステップ S 2 の処理に戻る。このため、図 4 のフローチャートは以下の制御方法を形成する。

【 0 0 4 0 】

ワイヤ 8 a , 8 b の牽引動作によって湾曲部 7 の湾曲角度を変更するように駆動するためのアクチュエータの動作を制御する制御方法は、前記ワイヤ 8 a , 8 b に弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップとしてのステップ S 8 (及び S 9) と、前記弛み検出ステップ S 8 による前記ワイヤ 8 a , 8 b の弛みの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する第 1 の弛み調整ステップとしてのステップ S 1 0 と、を有する。

また、この制御方法は、前記ワイヤ 8 a , 8 b の弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップとしてのステップ S 2 と、このステップ S 2 による前記ワイヤ 8 a , 8 b の弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部 7 の湾曲角度を互いに逆となる 2 つの方向に往復させるようにワイヤ 8 a , 8 b を牽引した場合において前記ステップ S 8 により検出される、少なくとも 2 つの方向に対する前記ワイヤ 8 a , 8 b の弛みの検出結果に基づいて、前記ワイヤ 8 a , 8 b の弛みを既知の弛み量となる所定の調整状態に調整する第 2 の弛み調整ステップとしてのステップ S 3 と、を具備する。そして、ワイヤ 8 a , 8 b の牽引、弛緩を繰り返す場合にも、湾曲部 7 の湾曲角度を変更する駆動制御を精度良く行うことを可能にする。

【 0 0 4 1 】

次に本実施形態における動作をより具体的に説明する。この場合、湾曲部 7 の動作を簡単化して示すために図 5 の左側の駆動部 9 側と湾曲部 7 側を、その右側のモデルのように示す。図 5 の左側においては、図 3 におけるプーリ 3 6 a , 3 6 b とモータ 3 7 a , 3 7 b の一方をそれぞれプーリ 3 6 , モータ 3 7 により代表して示している。

また、ワイヤ 8 a , 8 b は、ワイヤ 8 u , 8 d 又はワイヤ 8 l , 8 r を表している。従って、駆動部 9 と湾曲部 7 とを上下方向又は左右方向の平面内で湾曲させる特定の場合を想定しているが、他の方向の平面の場合にも適用できる。そして、図 5 の右側のモデルに示すように駆動部 9 側のプーリ 3 6 をプーリ 3 6 で表し、実際の湾曲部 7 に関しては、モデルにより湾曲プーリ 7 で仮想化して表すと共に、湾曲部 7 の湾曲方向を太線によ

10

20

30

40

50

る湾曲方向線 L によって表している。

図 6 は、図 5 のモータ 37 を回転駆動してプーリ 36 を一定出力により所定の角度回転させ、その後反対方向に所定角度回転させる動作を繰り返した場合における代表的な湾曲状態を符号 A 1 ~ A 10 で示す。

【 0 0 4 2 】

また、図 7 は、上記の動作中における、モータ 37 がワイヤ 8 a、8 b を牽引したときに発生するトルク T を示す。また、図 8 は、この動作に対応する回転角度 1 と湾曲角度 b とを座標とした場合の実際の動作特性例を示す。

図 5 における符号 A 1 は動作開始時の湾曲状態（湾曲部 7 が湾曲していないストレートな初期状態）を示し、この符号 A 1 の状態から符号 A 2 に示すようにモータ 37 によりプーリ 36 を右回り方向に回転させるとする。符号 A 1 では、ワイヤ 8 a に弛みがある。このため、モータ 37 によりプーリ 36 を右回り方向に回転（正転）させた場合、ワイヤ 8 a の弛みが除去される。

【 0 0 4 3 】

つまり、図 7、図 8 に示すように符号 A 1 から符号 A 2 に移行する符号 A 1 - A 2 のプロセスにおいては、回転角度 1 に対して湾曲角度 b は変化しない。なお、図 7 において、T o はプーリ 36 を一定の出力により回転駆動した場合のトルク値を示す。また、T 1 は、指示値の湾曲角度に対応するトルク値を示す。

弛み検出部 13 は、検出されるトルク T を閾値 T t h と比較する動作を行い、かつ、その比較結果が $T < T t h$ の場合には弛み有りの判定を行い、弛みを除去するようにモータ 37 を回転させる。

弛みが除去された符号 A 2 になった後、さらにモータ 37 が回転すると湾曲角度 b も変化し始める。そして、この符号 A 2 の実際の動作特性の（回転角度）位置は、エンコーダ 38 により検知される。また、トルク T は、符号 A 2 を通過すると、最初の符号 A 1 のトルク T o から増大して、閾値 T t h を超えることにより、弛み検出部 13 は弛みが除去された判定（つまり、弛み無しの判定）を行う。

【 0 0 4 4 】

その後は、モータ 37 の回転角度 1 に応じて湾曲角度 b も変化し、符号 A 3、A 4 を経て、つまり図 7 の符号 A 3 - A 5 のプロセスを経て符号 A 5（座標位置 P 2）の所定の湾曲角度 b 1 に達する。この場合の回転角度は例えば 11 である。また、トルク T は、湾曲角度 b 1 に対応して設定されたトルク T 1（図 7）となる。

この後、反対方向の湾曲角度 - b 1 の指示入力が行われていると、モータ 37 は反対方向に回転し始める。この場合、図 6 に示すように符号 A 5 においてワイヤ 8 b はかなり弛みを蓄積した状態になると共に、可撓性の可撓部 26 を構成する外装チューブ等の弾性部材により（湾曲した状態から）まっすぐに戻そうとする復元力が発生し、この復元力により湾曲した状態の湾曲部 7 は、その湾曲角度 b が小さくなるように作用する。また、可撓部 26 内にはワイヤ 8 a、8 b が挿通されているので、ワイヤ 8 a、8 b に働く摩擦力も作用する。

【 0 0 4 5 】

このため、復元力や摩擦力が混在した状態に相当する特性で、図 7、図 8 の符号 A 6 から符号 A 8 に示すような特性で回転角度 1 と湾曲角度 b が変化する。この変化の際の回転角度 1 の変化に対する湾曲角度 b の値は、記憶部 14 の情報を参照して推定される。

また、この A 6 - A 8 のように移行する場合、最初は復元力の影響が大きいので、図 7 に示すようにトルク T は、初期値 T o よりもその絶対値が小さい状態から、その絶対値が初期値 T o に向かって変化する。

そして、復元力が摩擦力と釣り合うと、実質的に復元力の影響が消滅する符号 A 8 となる。この符号 A 8 においても、弛みが存在していると、この弛みが無くなるまで、つまり符号 A 9 においてはモータ 37 の回転角度 1 が変化しても湾曲角度 b は変化しない。

【 0 0 4 6 】

符号 A 9 の状態が終了すると、回転角度 1 の変化と共に湾曲角度 b も変化し、またトルク T もその絶対値が閾値 T t h を超える。トルク T の絶対値が閾値 T t h 未満となる符号 A 9 による回転角度分は、弛みとして補正される。

トルク T の絶対値が閾値 T t h を超えると弛みが除去された（弛み無し）と判定され、回転角度 1 の変化と共に湾曲角度 b は符号 A 1 0 で示すように変化する。このようにして、この符号 A 1 0 に示すような傾きで回転角度 1 と湾曲角度 b が変化する。

符号 A 1 0 は、上述した符号 A 3 - A 5 に対応する。そして、湾曲角度 - b 1 に達すると、モータ 3 7 の回転が停止する。この場合、回転角度は - 1 1 なる。

引き続いて湾曲角度 b 1 の指示入力が行われていると、符号 A 6 - A 8 に対応する符号 A 1 1 を経て、さらに符号 A 9 に相当する符号 A 1 2 において弛みが除去される。また、この弛み分の補正が行われる。

10

【 0 0 4 7 】

その後、符号 A 3 - A 5 に相当する点線で示す符号 A 1 3 のプロセスを経て湾曲角度 b 1 になる。この場合、湾曲角度 b 1 に対応する回転角度 1 2 は、符号 A 3 - A 5 の場合から b だけずれた値となる。そして、ずれた値分だけ、湾曲駆動に利用される動作特性が変更される。さらにモータ 3 7 が反対方向に回転される場合には、図 8 の点線で示す符号 A 1 4 のプロセスを経て同様のプロセスが繰り返される。

本実施形態においては、上述したように記憶部 1 4 は、図 8 に示すような回転角度 1 と湾曲角度 b とを関係つける動作特性、及び（図示しない）トルク T と湾曲角度 b とを関連付ける動作特性の情報を記憶しており、ワイヤ 8 a、8 b に弛みが発生すると、その弛みを除去するように駆動制御すると共に、湾曲駆動に用いる動作特性の情報をその弛み分の影響を考慮した補正を行うようにしている。

20

【 0 0 4 8 】

次に図 9 を参照して図 4 のステップ S 3 の弛み調整の処理を説明する。上述したようにキャリブレーションボタン 1 5 a による弛み調整指示入力が行われると、弛み調整の処理が開始する。最初のステップ S 2 1 において弛み調整部 1 5 は、制御部 1 1 を介して弛み調整を行う湾曲方向の設定を行う。なお、この湾曲方向は、指示入力部 1 6 等から予め設定しておくことができる。

また、ユーザがこの弛み調整前に、湾曲しようと指示入力しようとする特定の湾曲方向を設定しても良い。ここでは、簡単化のため、上下方向又は左右方向の湾曲方向が設定されたとして説明する。

30

次のステップ S 2 2 において弛み調整部 1 5 は、制御部 1 1 を介して弛み調整を行う特定の湾曲方向に対応する所定の回転方向にモータ 3 7 を回転させると共に、その回転方向と反対となる逆の回転方向に、適宜の角度範囲内で往復回転させる。

【 0 0 4 9 】

なお、適宜の角度範囲として、ワイヤ 8 a、8 b の弛み分により発生する最大誤差の角度を超える値（で、湾曲部 7 が湾曲可能となる所定角度範囲内）に設定すれば良い。また、弛み調整部 1 5 は、制御部 1 1 を介して弛み検出部 1 3 を動作させる。

【 0 0 5 0 】

なお、以下の説明では、1 往復の場合で説明するが、複数回往復させ、複数回で得られる弛みがある状態から弛みが無しの（又は除去された）境界となる回転角度の平均値を算出するようにしても良い。複数回、往復させて弛みがある状態から弛みが無しと判定される境界となる回転角度の平均値を用いることにより、より精度の高い弛みの検出及び調整を行うことができる。

40

図 1 0 の符号 A 2 1 は、ステップ S 2 1 の開始直前の状態を示す。そして、符号 A 2 1 の状態から、例えば矢印で示す方向に回転（正転）させ、その後、反対方向に回転させる。つまり、符号 A 2 2 に示すようにモータ 3 7 は、所定の角度範囲内において往復回転される。なお、この所定の角度範囲を図 1 1 においては 1 d 及び 1 e で示している。

ステップ S 2 3 において弛み検出部 1 3 は、ステップ S 2 2 の各回転方向に駆動した場合のトルク T を検出し、トルク T の絶対値が閾値 T t h 未満か否かにより弛みの有無を検

50

出する。

【 0 0 5 1 】

さらに、次のステップ S 2 4 において弛み検出部 1 3 は、ステップ S 2 3 の各回転方向駆動に回転駆動した際に弛み有りの状態から弛み除去が完了したモータ 3 7 の 2 方向に対する回転角度を検出する。

例えばこの調整動作開始前の内視鏡 2 の駆動状態におけるモータ 3 7 の回転角度と湾曲部 7 の湾曲角度が図 1 1 における座標位置 P o (θ_{1o} , θ_{bo}) とする。そして、この座標位置 P o からモータ 3 7 を正転させた場合、弛みのためにその弛みが除去された座標位置 P a (θ_{1a} , θ_{bo})、逆転させた場合の弛みのためにその弛みが除去された座標位置 P b (θ_{1b} , θ_{bo}) に対する回転角度 θ_{1a} 、 θ_{1b} がそれぞれ検出される。回転角度 θ_{1a} 、 θ_{1b} は、その場合のトルク T の絶対値が閾値 T t h と一致する弛み除去状態の回転角度に相当する。弛み調整部 1 5 は、弛み検出部 1 3 により検出された回転角度 θ_{1a} 、 θ_{1b} の情報を取得する。

10

【 0 0 5 2 】

図 1 0 の符号 A 2 3 は図 1 1 の座標位置 P a での状態を示し、符号 A 2 4 は図 1 1 の座標位置 P b での状態を示す。

次のステップ S 2 5 において弛み調整部 1 5 は、2 方向の回転角度 θ_{1a} 、 θ_{1b} の情報により、弛み調整前の座標位置 P o での回転角度と湾曲角度とを対応付ける駆動状態を補正 (調整) する。

具体的には、座標位置 P o における駆動状態において、正転方向に回転させる場合と逆転方向に回転させる場合とにおいて、 $|\theta_{1a} - \theta_{1b}|$ に相当する弛み量が存在することを考慮して以後の湾曲動作を精度良く行うことができる所定の駆動状態又は調整状態に補正する。

20

例えば、図 1 0 の符号 A 2 1 に示す調整前の駆動状態を符号 A 2 3 に相当する座標位置 P a (θ_{1a} , θ_{bo}) のように正転方向に (駆動する場合に対応した) 弛みを除去した調整状態や、符号 A 2 4 に相当する座標位置 P b (θ_{1b} , θ_{bo}) のように逆転方向に (駆動する場合に対応した) 弛みを除去した調整状態のような所定の調整状態に調整 (設定) する。

【 0 0 5 3 】

そして、この場合の調整状態を反映するように記憶部 1 4 に記憶されている駆動部 9 (を構成するモータ 3 7 a , 3 7 b) と湾曲部 7 との動作特性 (湾曲角度) の情報を補正する。

30

【 0 0 5 4 】

座標位置 P a の駆動状態においては、正転させる場合に相当する特定の湾曲方向に湾曲しようする場合、弛みが無い状態から湾曲動作を行えるようになる。

一方、座標位置 P b の駆動状態においては、座標位置 P a とは逆の湾曲方向に湾曲しようする場合、弛みが無い状態から湾曲動作を行えるようになる。

つまり、互いに逆方向に回転駆動して、両方向での弛みが除去された回転角度をそれぞれ検出して、所定の駆動状態又は調整状態に設定するようにしているので、ヒステリシス特性を有する場合においても、1 つの方向のみで弛みを検出する場合よりも高精度に弛みによる影響を低減できる。

40

また、弛み調整の指示がされた駆動状態において、その駆動状態から互いに逆方向にワイヤを牽引するようにモータ 3 7 a , 3 7 b を回転駆動して、両方向で発生する弛み量に相当する回転角度の範囲を検出して弛み調整を行うようにしているので、ヒステリシス特性を有する場合においてもその駆動状態での弛み量の状態を定量的に把握ができ、その後の弛みによる影響を低減して精度の良い湾曲制御ができる。

【 0 0 5 5 】

また、上記ステップ S 2 5 の次のステップ S 2 6 において弛み調整部 1 5 は、制御部 1 1 を介してユーザによって駆動状態を初期状態に戻す (リセットする) 設定がされているか否かの判定を行う。

50

初期状態に戻す設定でない場合には、図 9 の処理を終了して図 4 の次のステップ S 4 の処理に移る。

一方、初期状態に戻す設定の場合には、ステップ S 2 7 において弛み調整部 1 5 は、制御部 1 1 を介して湾曲部 7 を初期状態に戻すように設定する。例えば図 1 1 に示す例においては、座標位置 P b として A 2 4 の状態に設定してから符号 A 2 5 に沿ってモータ 3 7 を回転させ、湾曲角度 θ_b が 0 となる（初期状態の付近の）回転角度 θ_c にする。なお、初期状態では、湾曲部 7 はモータ 3 7 a , 3 7 b による駆動が解除された湾曲角度が 0 に近い状態である。

【 0 0 5 6 】

次のステップ S 2 8 において弛み調整部 1 5 は、図 1 0 の符号 A 2 6 に示すように両回転方向に対しての弛みが等しくなるように調整する。

【 0 0 5 7 】

符号 A 2 6 は、初期状態において、（湾曲部 7 の初期状態における特定の湾曲方向に対応する）モータ 3 7 a , 3 7 b の回転角度に $|\theta_{1a} - \theta_{1b}|$ に相当する弛み量が存在する場合には、両回転方向にそれぞれ $|\theta_{1a} - \theta_{1b}| / 2$ に相当する弛み量が存在する状態に設定した様子を示す。

【 0 0 5 8 】

$|\theta_{1a} - \theta_{1b}|$ の値及びこれに対応する弛み量はモータ 3 7 a , 3 7 b やプーリ 3 6 a , 3 6 b の特性から既知となる。弛み調整部 1 5 は、このように弛みを調整した状態の動作特性の情報を記憶部 1 4 に記憶する。なお、記憶部 1 4 が $|\theta_{1a} - \theta_{1b}|$ の値と共に、又はこの値に対応する弛み量を記憶するようにしても良い。

【 0 0 5 9 】

従って、本実施形態においては、互いに逆となる 2 つの回転方向に対してそれぞれ $|\theta_{1a} - \theta_{1b}| / 2$ に相当する等しいワイヤの弛み量となるように既知の弛み量の調整状態に設定するようにしているので、ワイヤの弛みのためにヒステリシス特性を示す場合にも、図 8 のモータ（プーリ）の回転角度と、対応する湾曲角度との関係を精度良く決定できる。

【 0 0 6 0 】

このように本実施形態においては、初期状態に対しては、ワイヤの弛み量が 2 つの回転方向（特定の湾曲方向に対応）に対して、既知の値（より具体的には等しい弛み量）となるようにキャリブレーション（較正）するので、以後の湾曲の駆動制御を精度良く行うことができる。

なお、ステップ S 2 8 において、上述した弛み調整の動作を初期状態に近いその周辺部において行った場合には、例えば上記のように弛み調整の動作で取得した弛みの情報（具体的には、弛み量に相当する情報 $|\theta_{1a} - \theta_{1b}|$ ）をそのまま使用しても良い。

【 0 0 6 1 】

一方、初期状態から離れた湾曲角度の状態、例えば初期状態からかなり湾曲させた湾曲角度の状態においては、初期状態に設定した後、ステップ S 2 2 ~ S 2 5 、 S 2 8 の処理を行うようにすれば良い。

なお、上述した説明では、弛み調整部 1 5 は、初期状態に対して、2 つの回転方向に対して等しい弛み量に調整すると説明したが、一方（又は他方）の回転方向に対して弛み無し、他方（又は一方）の回転方向に既知の弛み量（上記の例では $|\theta_{1a} - \theta_{1b}|$ に相当する弛み量）に設定するようにしても良い。

【 0 0 6 2 】

また、初期状態に対して、説明したように 2 つの回転方向に対して等しい弛み量となるように所定の調整状態に調整する事を初期状態以外の場合にも適用しても良い。本実施形態においては、いずれの場合にも、既知の弛み量の調整状態に調整する。

【 0 0 6 3 】

なお、図 9 の説明において、湾曲部 7 を上下方向又は左右方向の特定の湾曲方向に対しての弛みを調整する処理を説明したが、湾曲部 7 が上下方向と左右方向とに湾曲可能であ

10

20

30

40

50

る場合には上下方向と左右方向それぞれに対して行うようにしても良い。上下方向又は左右方向のみに湾曲できる構成の場合には、上下方向又は左右方向のみに対して行う。

【 0 0 6 4 】

また、図 9 のフローチャートの処理の変形例として、弛み調整指示入力を行う場合、実際に弛み調整を行う付近の回転角度及び / 又は湾曲角度を指定して、その指定された回転角度及び / 又は湾曲角度付近で弛み調整を行うことができるようにしても良い。

【 0 0 6 5 】

通常は、弛み調整指示入力があった場合、その弛み調整指示入力された付近で図 9 におけるステップ S 2 1 からステップ S 2 5 の処理を行うが、弛み調整指示入力された付近とは異なる回転角度及び / 又は湾曲角度付近で弛み調整を行うことができるようにしても良い。この場合、初期状態付近において、弛み調整を行う選択もできるようにすると良い。

【 0 0 6 6 】

このように本実施形態においては、図 9 に示すような弛みを調整する処理を行うようにしているので、ワイヤ 8 a , 8 b の牽引、弛緩を繰り返して湾曲部 7 を湾曲駆動する場合においても、ヒステリシス特性に対応（又は反映）した弛みの調整、換言するとヒステリシス特性の影響を十分に低減した弛みの調整ができる。従って、本実施形態によれば、湾曲部 7 を精度良く湾曲駆動することができる。

本実施形態においては、互いに逆となる湾曲方向に湾曲部 7 を湾曲させるようにして、両方向で発生する弛みがそれぞれ除去される回転角度の範囲、つまり弛み量（相当）を定量的に検出して、検出した弛み量に基づいて弛みによる影響を補正するように調整するキャリブレーション（較正）を行う。

従って、本実施形態によれば、ヒステリシス特性をもつ湾曲駆動機構の場合に対しても、1つの方向のみで弛みを調整又は補正する場合に比較して精度良く較正できる。

また、湾曲部 7 を実際に湾曲駆動する前の初期状態のような場合はもとより、湾曲部 7 を実際に湾曲駆動させている場合においても、弛みの調整指示入力を行うことにより、その駆動状態における弛み量を検出（把握）して、以後の湾曲駆動を精度良く行うことができる。

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態においては、ワイヤ 8 a 、 8 b に働く張力を検出するセンサを必要としないので、そのようなセンサを有しない既存の内視鏡の場合にも、広く適用することが可能となる。

なお、湾曲部 7 が例えばストレートに近い中立状態から例えば上方向のように、1つの湾曲方向にのみ湾曲可能とする場合には、図 9 のステップ S 2 8 による弛みの設定を以下のようにしても良い。

この中立状態における湾曲可能な方向は上方向のみとなるので、上方向に湾曲させる場合の湾曲指示に対する応答性を良くするために、上方向に対する弛みを除去した状態に設定しても良い。これに対して、中立状態から複数の湾曲方向に湾曲指示が可能な場合には、図 9 のステップ S 2 8 のようにすると、いずれの湾曲方向に対しても同等の応答性を確保できる。但し、湾曲する方向の使用頻度が異なるような場合には、使用頻度が高い湾曲方向を他の湾曲方向よりも優先して、良好な応答性を確保するように設定しても良い。また、術者の選択により、特定の湾曲方向に対する応答性を確保できるようにしても良い。

なお、上述の説明においては、弛み調整部 1 5 を弛み検出部 1 3 と別体とした構成で説明しているが、弛み検出部 1 3 が弛み調整部 1 5 （の機能）を備えた構成、又は弛み調整部 1 5 が弛み検出部 1 3 （の機能）を備えた構成にしても良い。

【 0 0 6 8 】

（第 2 の実施形態）

図 1 2 は本発明の第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 B を示す。本実施形態は、内視鏡 2 の対のワイヤ 8 a , 8 b にそれぞれ作用する張力（負荷）を検知する張力センサ 4 1 a

10

20

30

40

50

、41bを設けている。なお、ワイヤ8a、8bは1対又は2対からなる。張力センサ41a、41bも同様に、1対又は2対からなる。

また、制御装置10の湾曲角度検出部12は、張力センサ41a、41の検知信号によりワイヤ8a、8bに作用する張力を検出して湾曲部7の湾曲角度を検出する張力検出部43を有する。なお、湾曲角度検出部12は、駆動部9を構成するモータの回転角度の情報も参照して、湾曲部7の湾曲角度を検出するようにしても良い。

また、第1の実施形態においては、トルクTの検出値から弛み有りが否かを検出する弛み検出部13を形成していたのに対し、本実施形態においては張力検出部43が、張力の検出値により、弛み有りが否かを検出する弛み検出部43aの機能を持つ。

【0069】

本実施形態においては張力検出部43の弛み検出部43aは、ワイヤ8a、8bに作用する張力の検出値が張力の閾値の絶対値未満で有るか否かにより弛みの有無を検出する。換言すると、弛み検出部43は、ワイヤ8a、8bに作用する張力検出によって、ワイヤ8a、8bにかかる負荷を検出して、ワイヤ8a、8bが弛み有りの駆動状態か否かを検出する。その他の構成は、第1の実施形態と同様である。

従って、第1の実施形態における動作説明において、湾曲部7の湾曲角度の検出を、張力検出部43（又は、この張力検出部43及びエンコーダ38）により行うことと、ワイヤ8a、8bの弛みの検出を、弛み検出部13によるトルクTの値でなく、張力検出部43（の弛み検出部43a）による張力の値から行うように置き換えると、第1の実施形態とほぼ同様の動作となる。

【0070】

例えば、本実施形態における弛み調整の指示入力があった場合の弛み調整の処理は、図13のようになる。図13の処理は、図9の弛み調整の処理において、ステップS23における処理を、ステップS23に示すように「各回転方向において張力センサ41a、41bにより検出される張力Teの値が（張力Teの）閾値Vth未満か否かにより弛みの有無を検出する処理」に変更した処理にしている。

また、本実施形態においては、図9のステップS22の処理を若干変更して、モータ37を所定の角度範囲内で、回転させる代わりに所定の張力範囲内で、往復回転させるようにしている。この場合の所定の張力範囲は、閾値Vth（つまり - Vth ~ Vth）内を僅かに超える所定の張力範囲（ - Vth - ~ Vth + ）である。ここで、は小さな正の値である。

【0071】

このようにモータ37を所定の張力範囲内で、往復回転させるようにすることにより、ヒステリシス特性による影響を低減している。つまり、往復回転させる範囲を広くすると、ヒステリシス特性の影響を受けやすくなるため、弛みの調整を行おうとする回転角度付近の領域において、弛みの有無を検出できる張力範囲内で行うようにする。

これにより、ヒステリシス特性の影響を低減して弛みの調整を行うことができる。なお、第1の実施形態においても、ステップS22におけるモータ37を所定の角度範囲、回転させる代わりに所定のトルク範囲（ - Tth - ~ Tth + ）内で、往復回転させるようにしても良い。

このトルク範囲内でモータ37を往復回転させた場合には、図11において示すと、モータ37の回転角度範囲は、1d ~ 1eの範囲となり、ヒステリシス特性の影響を低減して、上述した回転角度1a、1bを検出することができる。

本実施形態は弛みの検出手段が第1の実施形態と異なるが、本実施形態は、第1の実施形態とほぼ同様の作用効果を有する。

【0072】

なお、本実施形態の変形例として、モータ37のトルクTの検出値から弛みの有無を検出する場合と、ワイヤ8a、8bに作用する張力を検知する張力センサ41a、41bの張力の検出値から弛みの有無を検出する場合を選択できるような構成にしても良い。

また、図12に示すプロセッサ4の指示入力部4aに設けた、例えばホワイトバランス

10

20

30

40

50

の指示入力を行うホワイトバランス指示入力部 4 b を操作した場合の指示入力信号をプロセッサ 4 に入力すると共に、弛み調整部 1 5 にも弛み調整指示信号として入力させるようにしても良い。

このようにすると、内視鏡システム 1 B を用いて内視鏡検査を行う場合、初期設定の際に広く行われる信号処理の設定の（例えばホワイトバランスの）指示入力と連動して、弛み調整の処理を同時に行うことができるようになる。両者は、異なる処理となるので、それらの処理を同時に行うようにすると、短い時間で両方の処理を終了できると共に、個々に指示入力しなくても済むため、操作性も向上する。

また、初期設定の状態において、弛み調整を行うことにより、以後の湾曲部 7 を精度良く湾曲駆動させることができる。

【0073】

なお、この他に、光源装置 3 側の指示入力等の操作により、弛み調整の処理を同時に行うことができるようにしても良い。

また、上述した実施形態においては、湾曲部 7 及び湾曲部 7 をワイヤ 8 a , 8 b を介して駆動するアクチュエータを備えた能動型の医療機器として内視鏡 2 の場合に対して説明したが、そのような能動型の医療機器として処置具に適用しても良い。

図 1 4 はそのような能動型の処置具 5 1 を用いた医療システム 6 1 を示す。この処置具 5 1 は、細長の軸部 5 2 と、この軸部 5 2 の先端部に設けられた処置を行う処置部 5 3 と、この処置部 5 3 の基端に設けられた湾曲自在の湾曲部 5 4 と、軸部 5 2 の基端に設けられた把持部 5 5 とを有する。

【0074】

また、湾曲部 5 4 は、軸部 5 2 内に挿通されたワイヤ 5 6 a 、 5 6 b を介して把持部 5 5 内のアクチュエータ 5 7 を構成する駆動部 5 8 と接続される。この駆動部 5 8 を構成する図示しないモータの回転角度はエンコーダ 5 9 により検出される。

また、駆動部 5 8 及びエンコーダ 5 9 は、制御装置 6 0 と接続される。また、制御装置 6 0 は、湾曲の指示入力を行う指示入力部 6 2 及びキャリブレーション指示入力を行うキャリブレーションボタン 6 3 と接続されている。

また、上記ワイヤ 5 6 a 、 5 6 b には張力を検知する張力センサ 6 4 a 、 6 4 b が設けてあり、張力センサ 6 4 a 、 6 4 b の検知信号は制御装置 6 0 内の図示しない張力検出部（図 1 2 の張力検出部 4 3 に相当）に入力される。

【0075】

図 1 4 における湾曲部 5 4 は、図 2 に示した湾曲部 7 と同様の構成であり、また、駆動部 5 8 も図 2 に示す駆動部 9 と同じ構成である。また、制御装置 6 0 も図 1 2 の制御装置 1 0 と同じ構成である。

図 1 4 に示す変形例の作用効果は、第 2 の実施形態とほぼ同様である。

なお、アクチュエータ 5 7 を構成する駆動部 5 8 がワイヤ 5 6 a 、 5 6 b を介して湾曲自在の湾曲部 5 4 を駆動する構成の場合の他に、例えば処置部 5 3 の可動部を駆動する場合に適用することができる。

また、上述した実施形態及び変形例においてさらに弛み調整の処理を行った場合、制御装置 1 0 の弛み調整部 1 5 等が、図 1 5 に示すように弛み調整結果をプロセッサ 4 の映像処理回路 7 2 に出力し、映像処理回路 7 2 は撮像素子 2 9 に対する内視鏡画像の映像信号に重畳して、弛み調整結果を表示する映像信号を生成するようにしても良い。

【0076】

図 1 5 に示すように映像処理回路 7 2 から表示装置 5 に出力される映像信号により、表示装置 5 の表示面における内視鏡表示エリア 5 a には内視鏡画像が表示され、さらに弛み調整表示エリア 5 b には弛み調整結果が表示される。

なお、図 1 5 の場合には、弛み調整が終了した状態の「弛み調整終了」が表示されているが、弛み調整が行われている最中においては、例えば「弛み調整中」と表示される。

このような構成にすることにより、術者は内視鏡画像を観察する状態において、（視線を移すこと無く）同時に弛み調整の状態を確認することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

なお、例えば第 1 の実施形態において、駆動部 9 と湾曲部 7 との動作特性又は動作パラメータの情報を記憶する記憶部 1 4 を有しない構成において、弛み調整を行った結果に基づいて湾曲部 7 を湾曲駆動する動作特性を調整又は補正する制御手段の場合に対しても適用することができる。

本発明におけるワイヤの弛み調整する構成及び方法は、湾曲部 7 等の可動部の角度をワイヤの牽引を介して変更する駆動手段又はアクチュエータを備えた能動型の医療機器において、ワイヤに発生する弛みを調整する場合に広く適用できる。

なお、ワイヤに発生する弛みを詳細に調整する場合においては、モータ 3 7 の回転範囲や湾曲部 7 の湾曲角度を広く設定し、ヒステリシス特性の状態を含めて詳細に調整するようにしても良い。

10

【 0 0 7 8 】

また、上述の実施形態においては、ワイヤを牽引するアクチュエータとして、回転駆動するモータの場合で説明したが、圧電素子等の他の駆動手段で構成しても良い。このような場合には、モータによる回転角度、トルクの代わりに圧電素子等の駆動手段による駆動量、駆動力量を用いるようにすれば良い。また、この場合には記憶部 1 4 は、回転角度の代わりに駆動量の情報を記憶することになる。

【 0 0 7 9 】

また、上述の説明においては、弛み調整指示入力部からの弛み調整指示入力があった場合と、この弛み調整指示入力がないで、湾曲部を湾曲駆動した場合の弛み調整状態を別の調整状態に調整した例で説明したが、一方の調整状態を他方に適用できるようにしても良い。

20

【 0 0 8 0 】

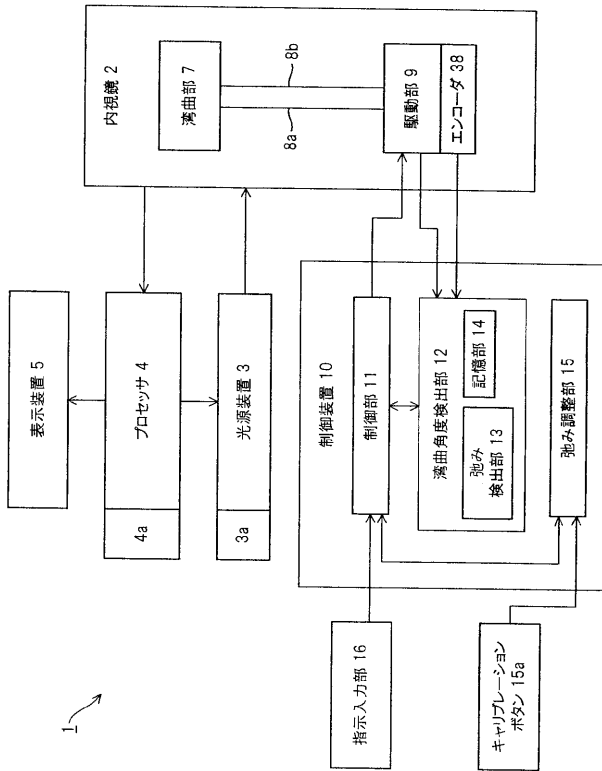
上述した実施形態等を部分的に組み合わせて構成される実施形態等も本発明に属する。

【 0 0 8 1 】

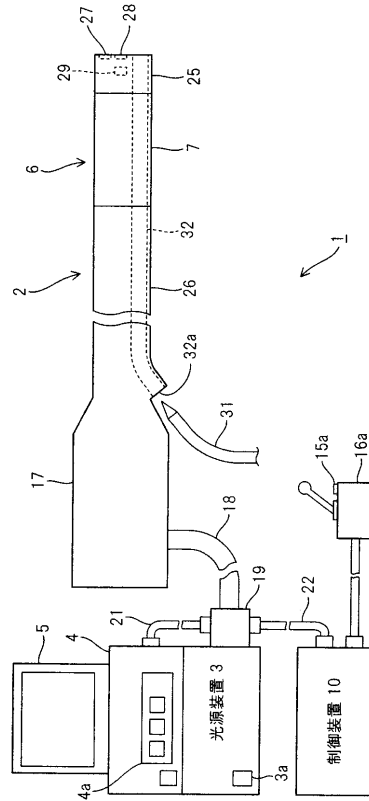
本出願は、2010年3月2日に日本国に出願された特願2010-045602号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

30

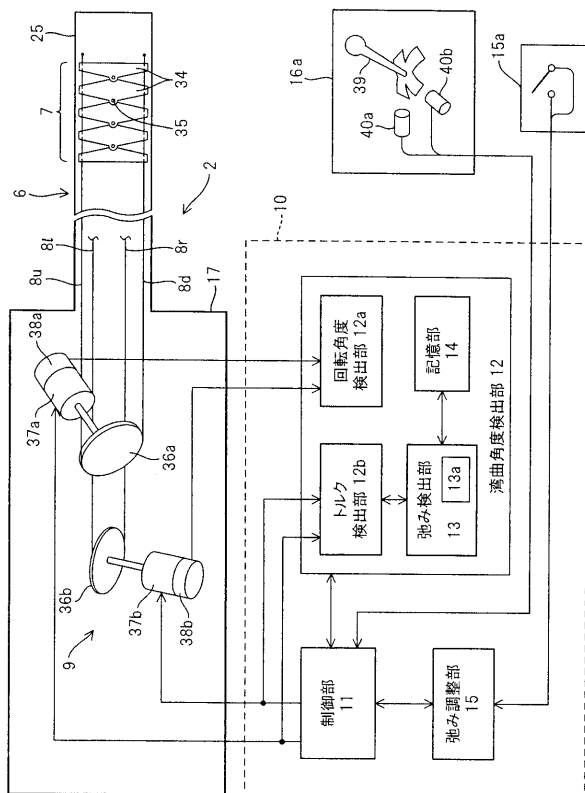
【図 1】



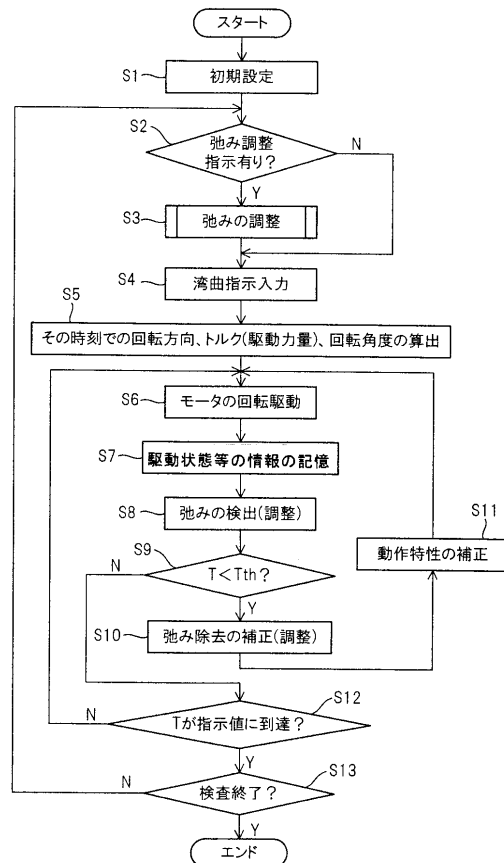
【図 2】



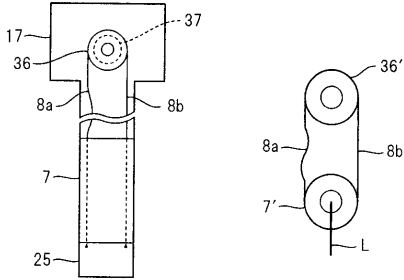
【図 3】



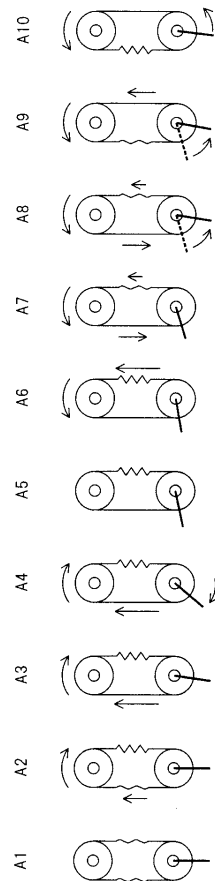
【図 4】



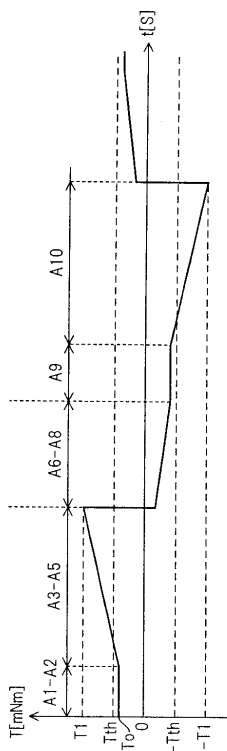
【図 5】



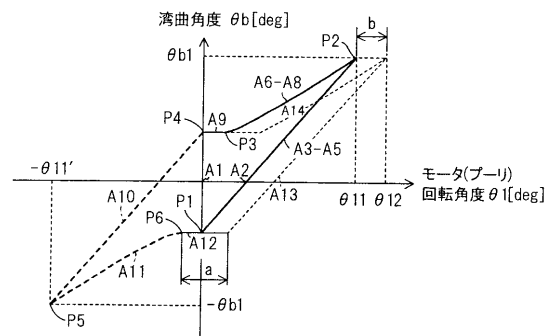
【図 6】



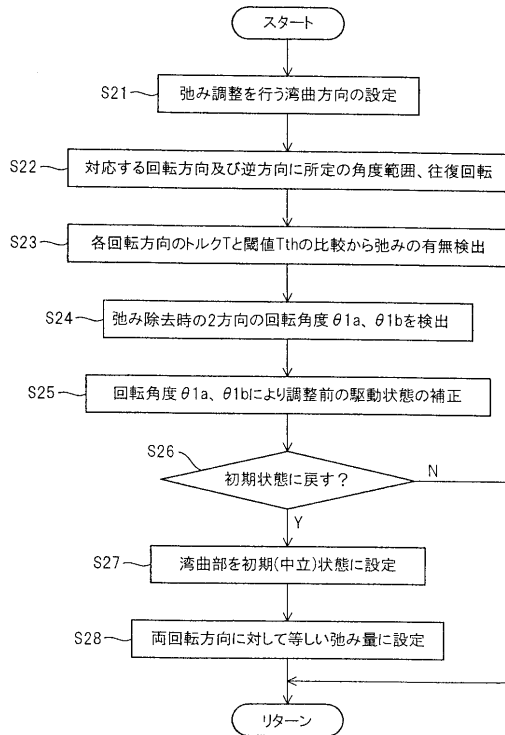
【図 7】



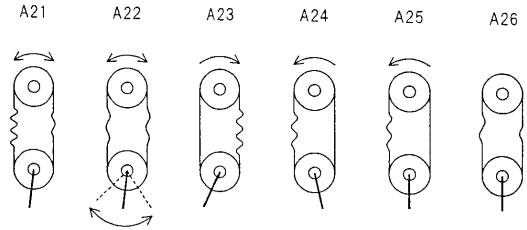
【図 8】



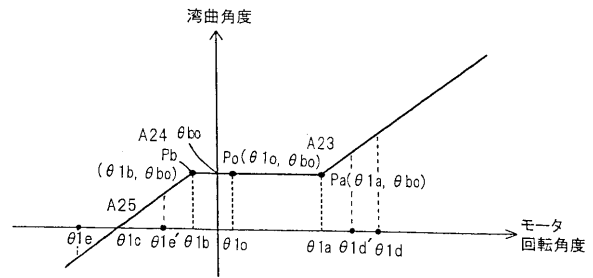
【図 9】



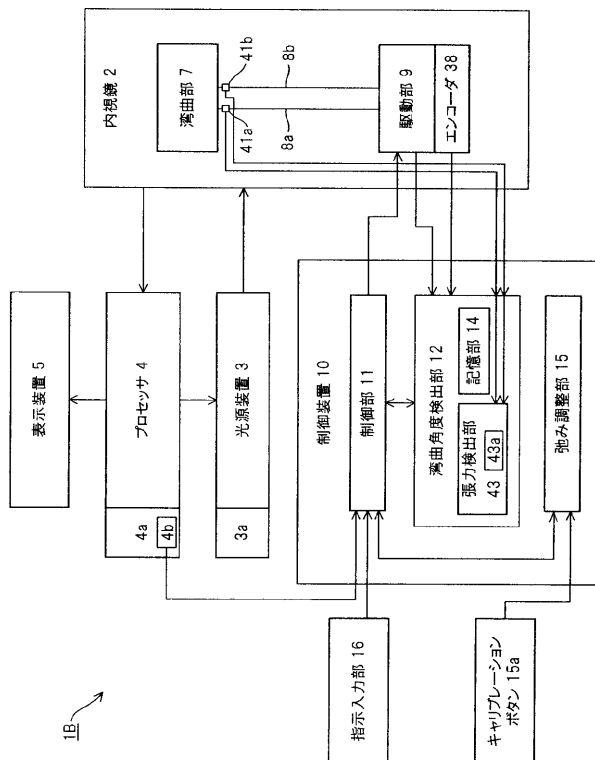
【図 10】



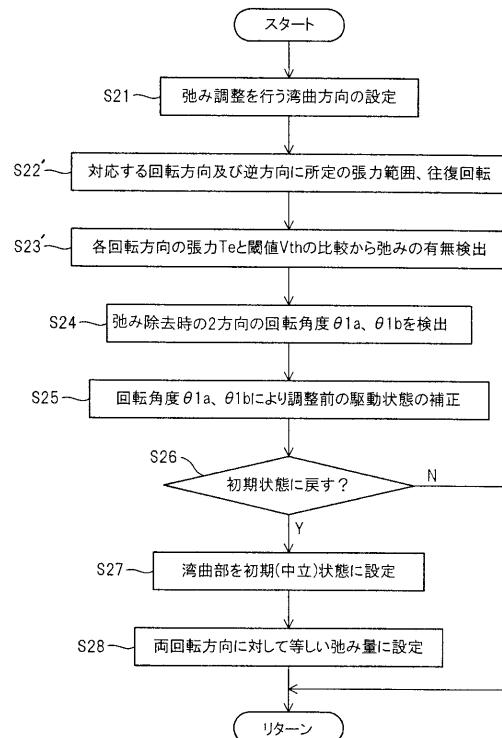
【図 11】



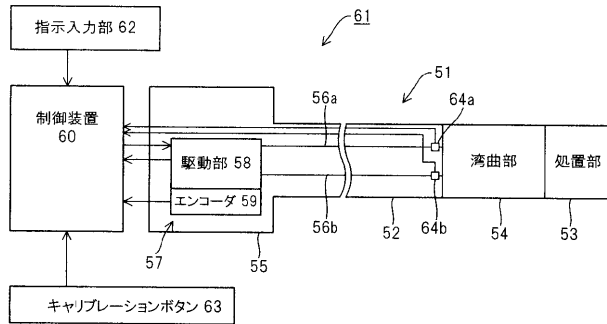
【図 12】



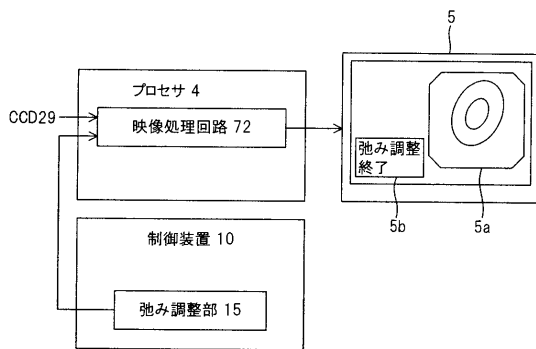
【図 13】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【手續補正書】

【提出日】平成23年6月3日(2011.6.3)

【 手 続 補 正 1 】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 5

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 0 5 】

本発明の一態様に係る医療システムは、医療機器に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材からなり、少なくとも1つの平面上における所定角度範囲内での角度の変更を可能とする可動部と、前記医療機器に設けられ、前記可動部に連結されたワイヤの牽引によって、前記可動部の角度を変更させるように駆動するためのアクチュエータと、前記アクチュエータの駆動制御を行う制御部と、前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出部と、前記弛み検出部による前記ワイヤに弛み有るか否かの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する弛み調整部と、前記弛み調整部に対し、前記ワイヤの弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部と、を具備し、前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記可動部の角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出部により検出される、少なくとも前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、前記2つの方向について、一方の方向に対する前記ワイヤの弛み量に対して、他方の方向に対する前記ワイヤの弛み量が所定の関係を有するように調整する。

【手續補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様に係る制御方法は、ワイヤの牽引動作によって湾曲部の湾曲角度を変更するように駆動するためのアクチュエータの動作を制御する制御方法であって、前記ワイヤに弛み有りか否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップと、前記弛み検出ステップによる前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する第1の弛み調整ステップと、前記ワイヤの弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップと、前記指示入力ステップによる前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の湾曲角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて、前記ワイヤの弛みを既知の弛み量となる所定の調整状態に調整する第2の弛み調整ステップと、を具備する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療機器に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材からなり、少なくとも1つの平面上における所定角度範囲内の角度の変更を可能とする可動部と、

前記医療機器に設けられ、前記可動部に連結されたワイヤの牽引によって、前記可動部の角度を変更させるように駆動するためのアクチュエータと、

前記アクチュエータの駆動制御を行う制御部と、

前記ワイヤに弛み有りか否かの駆動状態を検出する弛み検出部と、

前記弛み検出部による前記ワイヤに弛み有りか否かの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する弛み調整部と、

前記弛み調整部に対し、前記ワイヤの弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部と、

を具備し、

前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記可動部の角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出部により検出される、少なくとも前記2つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、前記2つの方向について、一方の方向に対する前記ワイヤの弛み量に対して、他方の方向に対する前記ワイヤの弛み量が所定の関係を有するように調整することを特徴とする医療システム。

【請求項2】

前記所定の関係とは、1つの方向に対して前記ワイヤを弛み無しとなるように調整することを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項3】

前記所定の関係とは、前記2つの方向に対して前記ワイヤを同じ弛み量となるように調整することを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項4】

前記弛み検出部は、前記可動部の角度を変更するために前記可動部を湾曲駆動させた際の前記アクチュエータにかかる負荷又は前記ワイヤにかかる負荷の検出により、前記ワイヤの弛みを検出することを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項5】

前記弛み検出部は、前記可動部の角度を変更するために前記可動部を湾曲駆動させた際の前記アクチュエータの駆動力量の検出又は電流値の検出による該アクチュエータにかかる負荷の検出、又は前記ワイヤに作用する張力検出による該ワイヤにかかる負荷の検出に

より、前記ワイヤの弛みを検出することを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 6】

前記アクチュエータは、回転することにより、前記ワイヤを牽引するモータを用いて構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 7】

前記医療機器は、被検体内に挿入され、前記可動部として湾曲角度が変更される湾曲部が設けられた挿入部を有する内視鏡を用いて構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 8】

前記医療機器は、被検体に対して治療のための処置を行う処置具を用いて構成され、前記処置具は、前記可動部として湾曲角度が変更される湾曲部が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 9】

前記弛み調整指示入力部は、スイッチを用いて構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 10】

前記内視鏡は、撮像素子を備えると共に、前記医療システムは、さらに前記撮像素子に対する信号処理を行う信号処理装置を有し、前記信号処理装置の信号処理に対する指示入力に連動して前記弛み調整指示入力部による前記弛み調整指示入力が行われることを特徴とする請求項 7 に記載の医療システム。

【請求項 11】

前記アクチュエータによる駆動が解除された初期状態における前記可動部の初期角度が前記所定角度範囲内の略中央となる設定の場合、前記弛み調整部は、前記初期角度を挟む前記 2 つの方向に対して前記ワイヤの弛み量が等しくなるように前記ワイヤの弛みを調整することを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 12】

前記弛み調整部は、前記アクチュエータによる駆動が解除された初期状態における前記可動部の初期角度を挟む前記 2 つの方向における一方の方向に対して前記ワイヤの弛み量が無しとなるように調整することを特徴とする請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 13】

前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記湾曲部を互いに逆となる前記 2 つの方向に往復させるように前記湾曲部の湾曲角度を変更した場合において前記弛み検出部により検出される、前記 2 つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、前記 1 つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記 2 つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量とする前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項 7 に記載の医療システム。

【請求項 14】

前記内視鏡は、撮像素子を備えると共に、前記医療システムは、さらに前記撮像素子に対する信号処理を行い、表示装置に表示する内視鏡画像の映像信号を生成する信号処理装置を有し、前記信号処理装置は、前記弛み調整部による弛み調整結果を前記映像信号に重畳して前記内視鏡画像と共に前記表示装置により表示することを特徴とする請求項 7 に記載の医療システム。

【請求項 15】

前記弛み調整部は、前記モータによって前記可動部を互いに逆となる前記 2 つの方向としての所定方向及び該所定方向の反対方向に回転させた場合において前記弛み検出部により検出される、前記所定方向及び前記反対方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された 2 つの回転角度に対する検出結果に基づいて、前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項 6 に記載の医療システム。

【請求項 16】

前記弛み調整部は、前記所定方向及び前記反対方向に、複数回往復するように回転させ

た場合において検出される前記２つの回転角度の複数回の平均値の検出結果に基づいて、前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項１５に記載の医療システム。

【請求項１７】

さらに、前記モータにより前記可動部を駆動した駆動状態における前記モータによるトルク及び回転角度と、前記可動部の回転角度との情報を、時間の情報と共に時系列に記憶する記憶部を有することを特徴とする請求項６に記載の医療システム。

【請求項１８】

さらに、前記モータの回転角度と前記可動部の回転角度の特性を記憶する特性記憶部と、前記弛み調整部による前記ワイヤの弛み調整結果に基づいて、記憶部に記憶している前記モータの回転角度と前記可動部の回転角度の特性を補正する補正部とを有することを特徴とする請求項６に記載の医療システム。

【請求項１９】

前記弛み調整部は、前記調整指示入力部からの前記弛みの調整指示入力が行われていない場合においても、前記弛み検出部による検出結果に基づいて、前記ワイヤの弛みを調整し、さらに弛みの調整結果に基づいて前記記憶部の前記情報を更新することを特徴とする請求項１７に記載の医療システム。

【請求項２０】

ワイヤの牽引動作によって湾曲部の湾曲角度を変更するように駆動するためのアクチュエータの動作を制御する制御方法であって、

前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップと、

前記弛み検出ステップによる前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて前記ワイヤの弛みを調整する第１の弛み調整ステップと、

前記ワイヤの弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップと、

前記指示入力ステップによる前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の湾曲角度を互いに逆となる２つの方向に往復させるように前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記２つの方向に対する前記ワイヤの弛みの検出結果に基づいて、前記ワイヤの弛みを既知の弛み量となる所定の調整状態に調整する第２の弛み調整ステップと、

を具備することを特徴とする制御方法。

【請求項２１】

さらに、前記第１の弛み調整ステップによる前記ワイヤの弛みの調整結果に基づいて、前記アクチュエータによる前記ワイヤを牽引した場合の駆動量と前記湾曲部の前記湾曲角度との動作特性を補正する補正ステップを有することを特徴とする請求項２０に記載の制御方法。

【請求項２２】

前記第２の弛み調整ステップは、前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の前記湾曲角度を互いに逆となる２つの方向に往復させるように前記アクチュエータにより前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記２つの方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された２つの駆動量の検出結果に基づいて、１つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記２つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量に調整することを特徴とする請求項２０に記載の制御方法。

【請求項２３】

前記アクチュエータは回転駆動するモータを用いて構成され、前記第２の弛み調整ステップは、前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の前記湾曲角度を互いに逆となる２つの方向に往復させるように前記モータにより前記ワイヤを牽引するように２つの回転方向に回転した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記２つの方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された前記２つの回転方向における２つの回転角度の検出結果に基づいて、１つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記２つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量に調整することを特徴とする請求項２０に記載の制御方法。

【手続補正書】

【提出日】平成23年10月31日(2011.10.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明の一態様に係る医療システムは、医療機器に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材からなり、少なくとも1つの平面上における所定角度範囲内の角度の変更を可能とする可動部と、前記医療機器に設けられ、前記可動部に連結されたワイヤの牽引によって、前記可動部の角度を変更させるように駆動するための駆動軸を有するアクチュエータと、前記アクチュエータの駆動制御を行う制御部と、前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出部と、前記ワイヤの弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部と、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記可動部の角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記駆動軸を回転させて前記ワイヤを牽引し、前記2つの方向のうち、一方の方向に対して前記弛み検出部により弛みがないと検出されたときの第1の回転角度と、他方の方向に対して前記弛み検出部により弛みがないと検出されたときの第2の回転角度に基づき、前記駆動軸が前記第1の回転角度から前記第2の回転角度までの所定の回転角度となるように当該駆動軸を駆動させ前記ワイヤの弛みが発生する位置を調整する弛み調整部と、を具備する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明の一態様に係る制御方法は、ワイヤの牽引動作によって湾曲部の湾曲角度を変更するように駆動するための駆動軸を有するアクチュエータの動作を制御する制御方法であって、前記ワイヤに弛み有るか否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップと、前記ワイヤの弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップと、前記指示入力ステップによる前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の湾曲角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記駆動軸を回転させて前記ワイヤを牽引し、前記2つの方向のうち、一方の方向に対して前記弛み検出ステップにより弛みがないと検出されたときの第1の回転角度と、他方の方向に対して前記弛み検出ステップにより弛みがないと検出されたときの第2の回転角度に基づき、前記駆動軸が前記第1の回転角度から前記第2の回転角度までの所定の回転角度となるように当該駆動軸を駆動させ前記ワイヤの弛みが発生する位置を調整する弛み調整ステップと、を具備する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療機器に設けられ、回動自在に連結された複数の可動部材からなり、少なくとも1つの平面上における所定角度範囲内の角度の変更を可能とする可動部と、

前記医療機器に設けられ、前記可動部に連結されたワイヤの牽引によって、前記可動部の角度を変更させるように駆動するための駆動軸を有するアクチュエータと、

前記アクチュエータの駆動制御を行う制御部と、

前記ワイヤに弛み有りが否かの駆動状態を検出する弛み検出部と、

前記ワイヤの弛みの調整指示入力を行うための弛み調整指示入力部と、

前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記可動部の角度を互いに逆となる2つの方向に往復させるように前記駆動軸を回転させて前記ワイヤを牽引し、前記2つの方向のうち、一方の方向に対して前記弛み検出部により弛みがないと検出されたときの第1の回転角度と、他方の方向に対して前記弛み検出部により弛みがないと検出されたときの第2の回転角度に基づき、前記駆動軸が前記第1の回転角度から前記第2の回転角度までの所定の回転角度となるように当該駆動軸を駆動させ前記ワイヤの弛みが発生する位置を調整する弛み調整部と、

を具備したことを特徴とする医療システム。

【請求項2】

前記所定の回転角度とは、前記第1の回転角度又は前記第2の回転角度と等しい回転角度であることを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項3】

前記所定の回転角度とは、前記第1の回転角度と前記第2の回転角度との中間の回転角度であることを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項4】

前記弛み検出部は、前記可動部の角度を変更するために前記可動部を湾曲駆動させた際の前記アクチュエータにかかる負荷又は前記ワイヤにかかる負荷の検出により、前記ワイヤの弛みを検出することを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項5】

前記弛み検出部は、前記可動部の角度を変更するために前記可動部を湾曲駆動させた際の前記アクチュエータの駆動力の検出又は電流値の検出による該アクチュエータにかかる負荷の検出、又は前記ワイヤに作用する張力検出による該ワイヤにかかる負荷の検出により、前記ワイヤの弛みを検出することを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項6】

前記アクチュエータは、回転することにより、前記ワイヤを牽引するモータを用いて構成されることを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項7】

前記医療機器は、被検体内に挿入され、前記可動部として湾曲角度が変更される湾曲部が設けられた挿入部を有する内視鏡を用いて構成されることを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項8】

前記医療機器は、被検体に対して治療のための処置を行う処置具を用いて構成され、前記処置具は、前記可動部として湾曲角度が変更される湾曲部が設けられていることを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項9】

前記弛み調整指示入力部は、スイッチを用いて構成されることを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項10】

前記内視鏡は、撮像素子を備えると共に、前記医療システムは、さらに前記撮像素子に対する信号処理を行う信号処理装置を有し、前記信号処理装置の信号処理に対する指示入力に連動して前記弛み調整指示入力部による前記弛み調整指示入力が行われることを特徴とする請求項7に記載の医療システム。

【請求項11】

前記アクチュエータによる駆動が解除された初期状態における前記可動部の初期角度が前記所定角度範囲内の略中央となる設定の場合、前記弛み調整部は、前記初期角度を挟む前記2つの方向に対して前記ワイヤの弛み量が等しくなるように前記ワイヤの弛みを調整することを特徴とする請求項1に記載の医療システム。

【請求項12】

前記弛み調整部は、前記アクチュエータによる駆動が解除された初期状態における前記可動部の初期角度を挟む前記２つの方向における一方の方向に対して前記ワイヤの弛み量が無しとなるように調整することを特徴とする請求項１に記載の医療システム。

【請求項１３】

前記弛み調整部は、前記弛みの調整指示入力が行われたとき、前記湾曲部を互いに逆となる前記２つの方向に往復させるように前記湾曲部の湾曲角度を変更した場合において前記弛み検出部により検出される、前記２つの方向に対する前記ワイヤの弛みに対する検出結果に基づいて、前記１つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記２つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量とする前記所定の調整状態に調整することを特徴とする請求項７に記載の医療システム。

【請求項１４】

前記内視鏡は、撮像素子を備えると共に、前記医療システムは、さらに前記撮像素子に対する信号処理を行い、表示装置に表示する内視鏡画像の映像信号を生成する信号処理装置を有し、前記信号処理装置は、前記弛み調整部による弛み調整結果を前記映像信号に重畳して前記内視鏡画像と共に前記表示装置により表示することを特徴とする請求項７に記載の医療システム。

【請求項１５】

前記弛み調整部は、前記モータによって前記可動部を互いに逆となる前記２つの方向としての所定方向及び該所定方向の反対方向に回転させた場合において前記弛み検出部により検出される、前記所定方向及び前記反対方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された２つの回転角度に対する検出結果に基づいて、前記駆動軸が前記所定の回転角度になるように当該駆動軸を駆動させ前記ワイヤの弛みが発生する位置を調整することを特徴とする請求項６に記載の医療システム。

【請求項１６】

前記弛み調整部は、前記所定方向及び前記反対方向に、複数回往復するように回転させた場合において検出される前記２つの回転角度の複数回の平均値の検出結果に基づいて、前記駆動軸が前記所定の回転角度になるように当該駆動軸を駆動させ前記ワイヤの弛みが発生する位置を調整することを特徴とする請求項１５に記載の医療システム。

【請求項１７】

さらに、前記モータにより前記可動部を駆動した駆動状態における前記モータによるトルク及び回転角度と、前記可動部の回転角度との情報を、時間の情報と共に時系列に記憶する記憶部を有することを特徴とする請求項６に記載の医療システム。

【請求項１８】

さらに、前記モータの回転角度と前記可動部の回転角度の特性を記憶する特性記憶部と、前記弛み調整部による前記ワイヤの弛み調整結果に基づいて、記憶部に記憶している前記モータの回転角度と前記可動部の回転角度の特性を補正する補正部とを有することを特徴とする請求項６に記載の医療システム。

【請求項１９】

前記弛み調整部は、前記調整指示入力部からの前記弛みの調整指示入力が行われていない場合においても、前記弛み検出部による検出結果に基づいて、前記ワイヤの弛みを調整し、さらに弛みの調整結果に基づいて前記記憶部の前記情報を更新することを特徴とする請求項１７に記載の医療システム。

【請求項２０】

ワイヤの牽引動作によって湾曲部の湾曲角度を変更するように駆動するための駆動軸を有するアクチュエータの動作を制御する制御方法であって、

前記ワイヤに弛み有りが否かの駆動状態を検出する弛み検出ステップと、

前記ワイヤの弛み調整の指示入力を行う指示入力ステップと、

前記指示入力ステップによる前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の湾曲角度を互いに逆となる２つの方向に往復させるように前記駆動軸を回転させて前記ワイヤを牽引し、前記２つの方向のうち、一方の方向に対して前記弛み検出ステップによ

り弛みがないと検出されたときの第 1 の回転角度と、他方の方向に対して前記弛み検出ステップにより弛みがないと検出されたときの第 2 の回転角度に基づき、前記駆動軸が前記第 1 の回転角度から前記第 2 の回転角度までの所定の回転角度となるように当該駆動軸を駆動させ前記ワイヤの弛みが発生する位置を調整する弛み調整ステップと、

を具備することを特徴とする制御方法。

【請求項 2 1】

さらに、前記弛み調整ステップによる前記ワイヤの弛みの調整結果に基づいて、前記アクチュエータによる前記ワイヤを牽引した場合の駆動量と前記湾曲部の前記湾曲角度との動作特性を補正する補正ステップを有することを特徴とする請求項 2 0 に記載の制御方法。

【請求項 2 2】

前記第 2 の弛み調整ステップは、前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の前記湾曲角度を互いに逆となる 2 つの方向に往復させるように前記アクチュエータにより前記ワイヤを牽引した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記 2 つの方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された 2 つの駆動量の検出結果に基づいて、1 つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記 2 つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量に調整することを特徴とする請求項 2 0 に記載の制御方法。

【請求項 2 3】

前記アクチュエータは回転駆動するモータを用いて構成され、前記第 2 の弛み調整ステップは、前記ワイヤの弛み調整の指示入力に基づいて、前記湾曲部の前記湾曲角度を互いに逆となる 2 つの方向に往復させるように前記モータにより前記ワイヤを牽引するように 2 つの回転方向に回転した場合において前記弛み検出ステップにより検出される、前記 2 つの方向に対する前記ワイヤの弛みがそれぞれ除去された前記 2 つの回転方向における 2 つの回転角度の検出結果に基づいて、1 つの方向に対して前記ワイヤを弛み無し又は前記 2 つの方向に対して前記ワイヤを等しい弛み量に調整することを特徴とする請求項 2 0 に記載の制御方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/071243

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

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

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
A	JP 2007-54307 A (Olympus Corp.), 08 March 2007 (08.03.2007), paragraphs [0018], [0029] (Family: none)	1-21
A	JP 2000-300511 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 October 2000 (31.10.2000), paragraph [0055] (Family: none)	1-21
A	JP 2007-283115 A (Hitachi, Ltd.), 01 November 2007 (01.11.2007), paragraphs [0024], [0029] (Family: none)	1-21

☒ 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
24 December, 2010 (24.12.10)Date of mailing of the international search report
11 January, 2011 (11.01.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/071243

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-41538 A (Hitachi, Ltd.), 12 February 2004 (12.02.2004), paragraphs [0018] to [0023] & US 2004/138530 A1 & EP 1464270 A1	1-21
A	JP 6-22904 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 February 1994 (01.02.1994), paragraphs [0020], [0026], [0045], [0049] (Family: none)	1-21
A	JP 2007-319622 A (Olympus Corp.), 13 December 2007 (13.12.2007), paragraphs [0027], [0028], [0048] (Family: none)	1-21
A	JP 2002-323661 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 November 2002 (08.11.2002), paragraphs [0029], [0033], [0041] & US 2002/165430 A1	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/071243	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i			
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. A61B1/00			
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 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010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 請求項の番号	
A	JP 2007-54307 A（オリンパス株式会社） 2007.03.08, 段落【0018】、【0029】（ファミリーなし）	1-21	
A	JP 2000-300511 A（オリンパス光学工業株式会社） 2000.10.31, 段落【0055】（ファミリーなし）	1-21	
A	JP 2007-283115 A（株式会社日立製作所） 2007.11.01, 段落【0024】、【0029】（ファミリーなし）	1-21	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 24.12.2010		国際調査報告の発送日 11.01.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 7 1 2 4 3
C (続き) . 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 請求項の番号
A	JP 2004-41538 A (株式会社日立製作所) 2004.02.12, 段落【0018】－【0023】 & US 2004/138530 A1 & EP 1464270 A1	1－21
A	JP 6-22904 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.02.01, 段落【0020】、【0026】、【0045】、 【0049】 (ファミリーなし)	1－21
A	JP 2007-319622 A (オリンパス株式会社) 2007.12.13, 段落【0027】、【0028】、【0048】 (ファミリーなし)	1－21
A	JP 2002-323661 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.11.08, 段落【0029】、【0033】、【0041】 & US 2002/165430 A1	1－21

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C161 CC06 HH38 HH47 HH56 JJ17 LL02 NN05 WW10 WW18

(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)	医疗系统和控制方法		
公开(公告)号	JPWO2011108161A1	公开(公告)日	2013-06-20
申请号	JP2011524082	申请日	2010-11-29
[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	梅本義孝 高橋和彦		
发明人	梅本 義孝 高橋 和彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 A61B19/00 A61B17/00		
CPC分类号	A61B1/008 A61B1/0016 A61B1/0052 A61B1/0057 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/04.370 G02B23/24.A A61B19/00.502 A61B17/00.320		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA41 2H040/GA02 2H040/GA11 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN16 4C161/CC06 4C161/HH38 4C161/HH47 4C161/HH56 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW18		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010045602 2010-03-02 JP		
其他公开文献	JP4914953B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该医疗系统包括：可移动部分，其允许在预定角度范围内改变角度；致动器，其通过拉动金属丝来驱动可移动部分的角度以被改变；控制器，其控制致动器的驱动；以及金属丝。松弛检测单元，其检测是否存在松弛的驱动状态；松弛调整单元，其基于松弛检测单元的检测结果来调整电线的松弛；以及松弛调整指令输入，其输入松弛调整指令。松弛调整单元响应于电线松弛调整指令输入而调整到预定调整状态。

