

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4672031号
(P4672031)

(45) 発行日 平成23年4月20日(2011.4.20)

(24) 登録日 平成23年1月28日(2011.1.28)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 Z

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 A

A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2008-21323 (P2008-21323)
 (22) 出願日 平成20年1月31日(2008.1.31)
 (65) 公開番号 特開2009-178416 (P2009-178416A)
 (43) 公開日 平成21年8月13日(2009.8.13)
 審査請求日 平成22年1月29日(2010.1.29)

(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43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 杉山 勇太
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入する細長い挿入部であって、基端部側に処置具が挿入される処置具挿入口と、先端部に前記処置具が突出する処置具突出口と、前記先端部の前記処置具突出口より基端部側に能動湾曲部とを、有する挿入部と、

前記能動湾曲部の操作を入力する入力手段と、

前記入力手段からの操作信号に基づき、前記能動湾曲部を駆動する駆動手段と、

前記駆動手段と前記入力手段とを制御する制御手段と、

前記処置具の前記処置具突出口からの突出の有無を検出する突出検出手段と、

を具備し、

前記制御手段は、前記突出検出手段からの情報に基づいて、前記駆動手段における駆動速度、動作トルク、湾曲範囲、制御方式または自由度のいずれかが異なる複数の異なる制御モードから一の制御モードを選択し、選択した一の制御モードにより当該駆動手段の制御を行うことを特徴とする医療器具。

【請求項 2】

前記複数の制御モードは駆動速度が異なる制御モードであり、

前記突出検出手段からの情報に基づいて、前記処置具が前記処置具突出口から突出が検出された場合に、前記制御手段は、前記処置具が前記処置具突出口から突出していない場合よりも、駆動速度の遅い制御モードを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具。

【請求項 3】

前記処置具挿入口から挿入された前記処置具の種類を検出する種類検出手段を有し、
前記制御手段は、前記種類検出手段の情報に基づいて、前記一の制御モードを選択すること
を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療器具。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記挿入部の前記被検体内への挿入時または観察時において選択する
前記一の制御モードと、前記処置具による処置時において選択する前記一の制御モードと
が、異なることを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれか 1 項に記載の医療器具。

【請求項 5】

前記複数の制御モードは駆動速度が異なる制御モードであり、前記制御手段は、前記処
置具による処置時には、前記挿入部の前記被検体内への挿入時または観察時よりも、駆動
速度の遅い制御モードを選択することを特徴とする請求項 4 に記載の医療器具。

10

【請求項 6】

前記医療器具が能動内視鏡装置であることを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか 1 項に
記載の医療器具。

【請求項 7】

前記医療器具が能動カテーテル装置であることを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか 1
項に記載の医療器具。

【請求項 8】

前記能動カテーテルが内視鏡のチャンネルに挿通することを特徴とする請求項 7 に記載
の医療器具。

20

【請求項 9】

前記選択された一の制御モードを表示する制御モード表示手段を有することを特徴とす
る請求項 1 - 8 のいずれか 1 項に記載の医療器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療器具に関し、特に、処置具がその先端部の処置具突出部から突出する、
被検体内に挿入する細長い挿入部と、能動湾曲部とを有する医療器具に関する。

【背景技術】

30

【0002】

内視鏡は、細長の挿入部を体腔内に挿入することにより、体腔内臓器などを観察しさら
に、処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置をおこなったりする。ま
た、工業分野においても、内視鏡は、細長の挿入部を内部に挿入することにより、ボイラ
、タービン、エンジンまたは化学プラントなどの内部の傷や腐蝕などを観察したり検査し
たりすることができる。

【0003】

このような内視鏡は、細長い挿入部の先端部に湾曲自在な湾曲部を連設している。内視
鏡の湾曲部を湾曲するには、挿入部内を挿通して湾曲部に固定されたワイヤを、術者が操
作部に設けられた湾曲操作レバーを操作することにより、直接、牽引または弛緩させる、
いわゆる手動駆動方式の内視鏡が広く用いられている。

40

【0004】

これに対して、湾曲部に固定されたワイヤを、モータ等の駆動手段により牽引または弛
緩させる能動湾曲部を有する電動内視鏡が、特開昭 61 - 92650 号公報に開示されて
いる。電動内視鏡においては、術者がジョイスティック等の湾曲入力手段を操作すること
により、能動湾曲部の湾曲方向や湾曲速度が、例えば、湾曲量として入力される。そして
、入力された湾曲量に基づき制御されたモータが湾曲操作ワイヤを牽引弛緩することで、
湾曲部が湾曲動作する。

【特許文献 1】特開昭 61 - 92650 号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

手動駆動方式の内視鏡においては、術者は無意識のうちに、湾曲部の湾曲操作を様々に変化させていた。例えば、内視鏡の先端部を体内の目的部位に挿入するまでの挿入時、または広い範囲を検査する観察時には、早く挿入するために湾曲速度を早く、かつ大きく湾曲させていたのに対して、先端部が目的部位まで挿入され、観察しながらチャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置を行う処置時には、湾曲速度を遅く、そして小さく慎重に湾曲させていた。また、術者は、チャンネル内に挿通した処置具の種類により、無意識のうちに、湾曲部の湾曲操作を様々に変化させていた。例えば、処置具が、鉗子の場合には、早く湾曲部を動かし、電気メスの場合には慎重に遅く動かしていた。すなわち、内視鏡の湾曲部は、挿入時と、処置時とでは、全く異なる使われ方をしていた。そして、このように、手動駆動方式の内視鏡では術者は、湾曲部の使い方、言い換えれば、湾曲操作を、挿入時と処置時とで、大きく変えることで、処置の正確性を確保すると同時に、処置に要する時間を短縮し、患者の負担を低減していた。

10

【0006】

電動内視鏡においても、術者は、ジョイスティック等の操作入力手段の操作により、湾曲速度を変えることが出来る。例えば、ジョイスティックを大きく傾けると湾曲速度が早く、僅かにしか傾けないと湾曲速度が遅くなっていることが多い。しかし、電動内視鏡では、術者が無意識のうちに去っていた様々な湾曲操作変化を、内視鏡の使用状態に対応して行うことはできず、一定の操作入力に対しては常に一定の湾曲部駆動、例えば一定のジョイスティックの傾斜角度に対しては常に一定の湾曲速度、でしか対応できなかった。このため、電動内視鏡を用いて手動駆動方式の内視鏡における手動制御のように効率的に処置を行うことは容易ではなく、電動内視鏡の操作には熟練を要していた。また、処置具を用いて各種治療処置を行う際に、術者が操作入力手段の操作を誤ると、予期しない大きな湾曲駆動をしてしまう可能性もあった。

20

【0007】

本発明によれば、効率的な処置を行うことのできる能動湾曲部を有する医療器具を実現することができる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成すべく、本発明の医療機器は、被検体内に挿入する細長い挿入部であって、基端部側に処置具が挿入される処置具挿入口と、先端部に前記処置具が突出する処置具突出口と、前記先端部の前記処置具突出口より基端部側に能動湾曲部とを、有する挿入部と、前記能動湾曲部の操作を入力する入力手段と、前記入力手段からの操作信号に基づき、前記能動湾曲部を駆動する駆動手段と、前記駆動手段と前記入力手段とを制御する制御手段と、前記処置具の前記処置具突出口からの突出の有無を検出する突出検出手段と、を具備し、前記制御手段は、前記突出検出手段からの情報に基づいて、前記駆動手段における駆動速度、動作トルク、湾曲範囲、制御方式または自由度のいずれかが異なる複数の異なる制御モードから一の制御モードを選択し、選択した一の制御モードにより当該駆動手段の制御を行うことを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0009】

本発明は、効率的な処置を行うことのできる能動湾曲部を有する医療器具を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

<第1の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態の医療器具である内視鏡装置1について説明する。

【0011】

50

< 内視鏡装置の構成 >

最初に、図 1 および図 2 を用いて、本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 を説明する。図 1 は、本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 の構成図であり、図 2 は、本実施の形態にかかる電動内視鏡 2 の先端部 1 2 の断面図である。内視鏡装置 1 は、被検体内 V A に挿入する細長い挿入部 1 0 の先端部 1 2 に能動湾曲部 1 1 を有する電動内視鏡 2 と、術者が能動湾曲部 1 1 の操作を入力する入力手段であるジョイスティック 4 0 と、能動湾曲部 1 1 を駆動する駆動手段である駆動部 4 と、ジョイスティック 4 0 と駆動部 4 とを制御する制御手段である制御部 3 0 とを具備し、挿入部 1 0 は処置具 5 が、基端部側の処置具挿入口 1 3 から挿通され、先端部 1 2 の処置具突出口 1 4 から突出するチャンネルを有している。そして、能動湾曲部 1 1 は、処置具突出口 1 4 よりも基端部側に配設されている。

10

【 0 0 1 2 】

なお、内視鏡装置 1 は、挿入部 1 0 の先端部 1 2 に撮像手段である C C D 1 5 を有し、C C D 1 5 が撮像した目的部位 3 の撮像画像は、図示しないビデオプロセッサを介して図示しないモニタに表示されるようになっている。

【 0 0 1 3 】

本実施の形態の電動内視鏡 2 の先端部 1 2 の処置具突出口 1 4 には、処置具 5 が、処置具突出口 1 4 から突出しているかどうかを検出するための突出検出手段が配設されている。突出検出手段は、例えば図 2 に示すように、スイッチ 1 6 である。処置具突出口 1 4 近傍のチャンネルに配設された小型のスイッチ 1 6 が、図 2 (B) に示すように、チャンネルに挿通された処置具 5 により押圧されることで、処置具 5 が、処置具突出口 1 4 から突出したことを検出する。なお、突出検出手段としては、上記のスイッチ 1 6 に限られるものではなく、近接センサ等のセンサや、C C D、X 線、超音波、C T または M R I 等の画像の画像処理により検出する画像検出手段等の種々の検出手段を用いることができる。

20

【 0 0 1 4 】

なお、処置具 5 は電動内視鏡 2 の先端部 1 2 が被検体内 V A の目的部位 3 まで挿入された後に、処置具挿入口 1 3 から挿入されるか、あるいは、電動内視鏡 2 の挿入部 1 0 内のチャンネルに完全に格納された状態で先端部 1 2 が目的部位 3 まで挿入される。そして、目的部位 3 の処置を開始する段階になってから、処置具 5 は処置具突出口 1 4 から突出させて、使用される。

【 0 0 1 5 】

30

次に、図 3 を用いて能動湾曲部 1 1 の動作について説明する。図 3 は、能動湾曲部 1 1 の動作について説明するための斜視図である。図 3 に示すように、能動湾曲部 1 1 は、上方向 (図 3 (B))、下方向 (図 3 (C))、左方向 (図 3 (D)) および右方向 (図 3 (E)) の 4 方向に湾曲自在な構造を有している。もちろん、能動湾曲部 1 1 は、互いに直交する 2 方向に同時に湾曲することで、斜め方向にも湾曲可能である。

【 0 0 1 6 】

術者が、能動湾曲部 1 1 の操作を入力する入力手段であるジョイスティック 4 0 のレバー 4 0 A を前、後、左または右に傾斜することで、能動湾曲部 1 1 の湾曲方向が、それぞれ上、下、左または右への湾曲方向操作信号として制御部 3 0 に入力される。また、例えば、術者がレバー 4 0 A を垂直方向から傾ける角度により湾曲速度操作信号が制御部 3 0 に入力される。なお、能動湾曲部 1 1 の操作を入力する入力手段は、ジョイスティック 4 0 に限られるものではなく、マスターアーム、キーボード、マウス等の公知の入力手段を用いることができる。

40

【 0 0 1 7 】

次に、図 4 を用いてジョイスティック 4 0 の操作について説明する。図 4 は、ジョイスティック 4 0 の操作について説明するための側面図である。図 4 (A) に示すように、レバー 4 0 A の最大傾斜角 θ_{max} の場合を最大の湾曲速度 V_{max} とすると、例えば、傾斜角 θ_{α} の際の湾曲速度 V_{α} は次式で定義される。

【 0 0 1 8 】

$$V_{\alpha} = K (\theta_{\alpha} / \theta_{max}) \times \underline{V}_{max} \quad \cdots \cdots (式 1)$$

50

ここで、式 1 において、 K は後述する湾曲速度に関するパラメータであり、パラメータが異なる制御モードは、互いに異なる制御モードである。

【0019】

制御部 30 は、ジョイスティック 40 から制御部 30 に出力された信号を、駆動信号として駆動部 4 に出力し、駆動部 4 は駆動信号により能動湾曲部 11 を駆動、すなわち、湾曲する。

【0020】

本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 においては、駆動部 4 は、制御部 30 が駆動速度が異なる複数の制御モードから選択した一の制御モードにより駆動される。駆動速度が異なる複数の制御モードのいずれかで駆動される駆動部 4 は、ジョイスティック 40 が、同一の傾斜角度 θ における信号を制御部 30 に出力した場合であっても、制御モードによって異なる駆動速度で駆動される。

10

【0021】

さらに、本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 の制御部 30 は、突出量検出部であるスイッチ 16 からの信号に基づいて、処置具 5 が処置具突出口 14 から突出した場合に、突出前より駆動速度の遅い制御モードを選択し、駆動速度の遅い駆動信号を駆動部 4 に出力する。逆に言えば、処置具 5 が処置具突出口 14 から突出していない場合には、突出後より駆動速度の早い制御モードを選択し、駆動速度の早い駆動信号を駆動部 4 に出力する。

以下、図 4、図 5 および図 6 を用いて、内視鏡装置 1 の制御部 30 の動作を詳細に説明する。図 5 は、内視鏡装置 1 の構成を示すブロック図であり、図 6 は、制御部 30 の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

20

【0022】

図 5 に示すように、内視鏡装置 1 は、能動湾曲部 11 を駆動する駆動部 4 とジョイスティック 40 からの信号に基づき、駆動信号を駆動部に出力する制御部 30 と、処置具 5 の処置具突出口 14 から突出の有無を検出するスイッチ 16 と、制御部 30 の制御モードを表示する制御モード表示部 31 とから構成されている。制御モード表示部 31 は、制御部 30 が選択した制御モードを術者に知らせるための制御モード表示手段である。制御モード表示手段としてはそれぞれに制御モード名が記載された LED から、制御部 30 が選択した制御モードの LED を点灯する表示部、あるいは、内視鏡画像を表示するモニタに内視鏡画像とともに制御モード名を表示する表示部等を用いることができる。以下では、制御モード表示手段として、LED による表示部 31 を用いて説明する。

30

【0023】

術者は、制御モード表示部 31 により、制御部 30 が選択した制御モードを確認した上で処置を行うことができるため、内視鏡装置 1 は操作性がよい。

【0024】

次に、図 6 を用いて、制御部 30 の動作の流れを説明する。なお、以下の説明では能動湾曲部 11 の湾曲速度についてのみ説明する。

【0025】

<ステップ S10>

操作入力部であるジョイスティック 40 のレバー 40A が術者により、 $\theta\alpha$ だけ傾けられることで、ジョイスティック 40 から操作信号が制御部 30 に入力される。

40

【0026】

<ステップ S11>

突出検出手段であるスイッチ 16 は、処置具 5 の処置具突出口 14 からの突出の有無を検出して、検出情報を制御部 30 に出力する。内視鏡装置 1 の制御部 30 は、前記検出情報に基づいて、2 つの制御モード A1 および A2 から、いずれかの制御モードを選択する。

【0027】

<ステップ S12>

処置具 5 が処置具突出口 14 から突出しているという検出情報の場合には、内視鏡装置

50

1の制御部30は、前記検出情報に基づいて、制御モードA2を選択する。ここで、制御モードA2とは、図4(C)に示すように、湾曲速度に関するパラメータKが、1/2すなわち0.5の制御モードであり、ここでは処置モードとよぶ。処置モードとは、処置時の制御モードである。処置モードでは、制御部30は、駆動速度信号 $V_{\alpha 2}$ として、以下の信号を出力する。

【0028】

$$V_{\alpha 2} = 0.5 \times (\theta_{\alpha} / \theta_{max}) \times V_{max} \quad \dots\dots\dots (式2)$$

<ステップS13>

処置具5が処置具突出口14から突出していないという検出情報の場合には、内視鏡装置1の制御部30は、前記検出情報に基づいて、制御モードA1を選択する。ここで、制御モードA1とは、図4(B)に示すように、湾曲速度に関するパラメータKが、1の制御モードであり、ここでは挿入モードとよぶ。すなわち、挿入モードは、挿入部10の挿入時時の制御モードである。挿入モードでは、制御部30は、駆動速度信号 $V_{\alpha 1}$ として、以下の信号を出力する。

【0029】

$$V_{\alpha 1} = 1 \times (\theta_{\alpha} / \theta_{max}) \times V_{max} \quad \dots\dots\dots (式3)$$

<ステップS14>

内視鏡装置1の制御部30は、駆動速度信号 $V_{\alpha 1}$ または $V_{\alpha 2}$ を、駆動部に出力する。上記のように、 $V_{\alpha 2} = 0.5 \times V_{\alpha 1}$ であり、処置具5が処置具突出口14からの突出している場合の駆動速度信号 $V_{\alpha 2}$ による駆動速度は、突出していない場合の駆動速度信号 $V_{\alpha 1}$ による駆動速度の半分であり、言い換えれば、処置モードのジョイスティック40の移動速度の入力分解能は、挿入モードの時の2倍である。

【0030】

また、制御部30は、制御モード表示部31の、選択した制御モードA1あるいはA2に該当するLEDを点灯する。

【0031】

<ステップS16>

制御部30は、操作終了で無い場合は、ステップS10からの処理を繰り返す。

【0032】

内視鏡装置1は、ジョイスティック40のレバー40Aの傾け角度が同じ θ_{α} であっても、処置具5が処置具突出口14からの突出した場合には、自動的に、湾曲速度が、突出前の1/2となる。言い換えれば、内視鏡装置1は、処置具5が処置具突出口14からの突出した場合には、レバー40Aを大きな動作で操作しながら、より細かな湾曲速度の調整が可能となると同時に、最大湾曲速度が、 $(1/2)V_{max}$ となる。

【0033】

すなわち、制御部30は、挿入部10の被検体内VAへの挿入時または観察時と、処置具5による処置時とで、駆動速度が異なる制御モードから一の制御モードを選択し、制御部30は、処置具5による処置時には、挿入部10の被検体内VAへの挿入時または観察時よりも、駆動速度の遅い制御モードを選択する。

【0034】

このため、本実施の形態にかかる内視鏡装置1は、素早く先端部12を目的部位3にまで挿入でき、かつ、処置具5を処置具突出口14からの突出して各種治療処置を行う際には、ジョイスティック140の同じ操作で、能動湾曲部11の湾曲速度が遅いため、細かい速度指定が容易で、処置の正確性を向上することができ、操作性がよい。

【0035】

また、内視鏡装置1は、術者がジョイスティック40の操作を誤って、大きくレバー40Aを傾けてしまっても、処置時には、能動湾曲部11の湾曲速度が遅いため、修正が容易である。

【0036】

<第2の実施の形態>

10

20

30

40

50

以下、図面を参照して本発明の第2の実施の形態の医療器具である内視鏡装置1Bについて説明する。本実施の形態の内視鏡装置1Bの基本構成は、第1の実施の形態の内視鏡装置1と、ほぼ同じであるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0037】

図7は、本実施の形態の内視鏡装置1Bの構成を示すブロック図であり、図8は、能動湾曲部の湾曲に対する、処置具5の処置具突出口14からの突出量dによる、処置具5の先端部移動量の違いを説明するための説明図であり、図9は、内視鏡装置1Bの制御部30の動作の流れを説明するためのフローチャートであり、図10は、内視鏡装置1Bの制御部30の制御モードを説明するためのグラフである。

【0038】

図7に示すように、内視鏡装置1Bは、能動湾曲部11を駆動する駆動部4とジョイスティック40からの操作信号に基づき、駆動信号を駆動部に出力する制御部30と、突出量検出手段であるエンコーダ16Bと、制御部30の制御モードを表示する制御モード表示部31とから構成されている。

【0039】

エンコーダ16Bは、処置具5の処置具突出口14から突出量を検出するもので、例えば、処置具挿入口13近傍に設けられた磁気センサと、処置具5の長手方向に配設した磁気スケールとを用いて、処置具挿入口13に挿入された処置具5の長さを計測し、挿入された処置具5の長さ、チャンネルの長さとの差から、突出量を検出するものである。突出量検出手段としては、前記の磁気式のエンコーダ16Bに限られるものではなく、光学式のエンコーダや、CCD、X線、超音波、CTまたはMRI等の画像の画像処理により検出する画像検出手段等の種々の検出手段を用いることができる。

【0040】

ここで、図8を用いて、能動湾曲部11の湾曲による、処置具5の処置具突出口14からの突出量dによる処置具5の先端部の移動量の違いを説明する。能動湾曲部11が θ だけ湾曲した場合であっても、図8(A)に示すように突出量がd1と少ない場合には、処置具5の先端部はL1しか移動しないが、図8(B)に示すように突出量がd2の場合には、処置具5の先端部はL2移動し、図8(C)に示すように突出量がd3と大きい場合には、処置具5の先端部はL3移動してしまう。すなわち、処置具5において実際の処置を行う先端部の移動速度は、能動湾曲部11の湾曲速度だけでなく、突出量dにより異なる。

【0041】

次に、図9を用いて、制御部30の動作の流れを説明する。なお、以下の説明では能動湾曲部11の湾曲速度についてのみ説明する。

【0042】

<ステップS20>

操作入力部であるジョイスティック40のレバー40Aが術者により、 $\theta\alpha$ だけ傾けられることで、操作信号が制御部30に入力される。

【0043】

<ステップS21>

突出量検出手段であるエンコーダ16Bは、処置具5の処置具突出口14からの突出量を検出して、検出情報が制御部30に入力される。

【0044】

<ステップS22>

内視鏡装置1Bの制御部30は、前記検出情報に基づいて、3つの制御モードB1、B2、B3から、いずれかの制御モードを選択する。

【0045】

<ステップS23>

処置具5が処置具突出口14からの突出していない、すなわち突出量d 0の検出情報の場合には、内視鏡装置1Bの制御部30は、前記検出情報に基づいて、制御モードB1

10

20

30

40

50

を選択する。

【 0 0 4 6 】

ここで、制御モード B 1 とは、図 1 0 に示すように、湾曲速度に関するパラメータ K が、1 の制御モードである。このため、内視鏡装置 1 B の制御部 3 0 は、駆動速度信号 $V \beta 1$ として、以下の信号を出力する。

【 0 0 4 7 】

$$V \beta 1 = 1 \times (\theta \alpha / \theta \max) \times \underline{V \max} \quad \cdots \cdots \cdots (式 4)$$

<ステップ S 2 4>

処置具 5 が処置具突出口 1 4 からの突出しており、突出量 d が、 $0 < d < 50 \text{ mm}$ の検出情報の場合には、内視鏡装置 1 B の制御部 3 0 は、前記検出情報に基づいて、制御モード B 2 を選択する。

10

【 0 0 4 8 】

ここで、制御モード B 2 とは、湾曲速度に関するパラメータ K が、 $f(d)$ 、すなわち d の関数である制御モードである。このため、内視鏡装置 1 B の制御部 3 0 は、駆動速度信号 $V \beta 2$ として、以下の信号を出力する。

【 0 0 4 9 】

$$V \beta 2 = f(d) \times (\theta \alpha / \theta \max) \times \underline{V \max} \quad \cdots \cdots \cdots (式 5)$$

ここで、 $f(d)$ とは、例えば、図 1 0 に示すように、 $d = 0$ の時は $K = 0.5$ であり、 $D = 50 \text{ mm}$ の時は、 $K = 0.25$ であり、 $0 < d < 50 \text{ mm}$ の範囲の K は前記 2 点を結ぶ直線で表される線形関数である。すなわち、K は突出量 d の増加につれて、小さくなる。

20

【 0 0 5 0 】

<ステップ S 2 5>

処置具 5 が処置具突出口 1 4 からの突出量 d が、 $d \geq 50 \text{ mm}$ の検出情報の場合には、内視鏡装置 1 B の制御部 3 0 は、前記検出情報に基づいて、制御モード B 3 を選択する。

【 0 0 5 1 】

ここで、制御モード B 2 とは、湾曲速度に関するパラメータ K が、 $(1/4)$ である。このため、制御部 3 0 は、駆動速度信号 $V \beta 3$ として、以下の信号を出力する。

【 0 0 5 2 】

$$V \beta 3 = 0.25 \times (\theta \alpha / \theta \max) \times \underline{V \max} \quad \cdots \cdots \cdots (式 6)$$

30

<ステップ S 2 6>

内視鏡装置 1 B の制御部 3 0 は、駆動速度信号 $V \beta 1$ 、 $V \beta 2$ または $V \beta 3$ を、駆動部 4 に出力する。上記のように、 $0.5 \times V \alpha < V \beta 2 < 0.25 \times V \alpha$ 、または $V \beta 3 = 0.25 \times V \alpha$ 、である。このため、駆動部 4 の駆動速度は、処置具 5 が処置具突出口 1 4 からの突出量 d が大きくなるに従い、遅くなるか、少なくとも一定である。

【 0 0 5 3 】

また、制御部 3 0 は、制御モード表示部 3 1 の、選択した制御モード B 1、B 2 あるいは B 3 に該当する LED を点灯する。

【 0 0 5 4 】

<ステップ S 2 7>

制御部 3 0 は、操作終了で無い場合は、ステップ S 2 0 からの処理を繰り返す。

40

【 0 0 5 5 】

なお、上記の $f(d)$ は、線形関数であったが、線形関数に限られるものではなく、三角関数を含む式や他の関数式でもよい。また、制御部 3 0 は、突出量 d の増加につれ、3 つの制御モードから移動速度の遅い制御モードを順次選択したが、2 つの制御モードからの制御モードを選択してもよいし、4 以上の制御モードからの制御モードを選択してもよい。

【 0 0 5 6 】

内視鏡装置 1 B は、ジョイスティック 4 0 のレバー 4 0 A の傾け角度が同じ $\theta \alpha$ であっても、処置具 5 が処置具突出口 1 4 からの突出量 d に応じて、すなわち、突出量 d が増加

50

すると、自動的に、湾曲速度が変化し、突出量 d が大きいほど、湾曲速度が遅いか、少なくとも一定である。

【 0 0 5 7 】

このため、本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 B は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 が有する効果に加えて、処置具 5 が処置具突出口 1 4 から大きく突出された場合であっても、それに起因して、処置具 5 の先端部が大きく動いてしまうことがない。このため、内視鏡装置 1 B は、処置具 5 が処置具突出口 1 4 から大きく突出された場合であっても、術者は細かい速度指定が容易で、処置の正確性を向上することができ、操作性がよい。

【 0 0 5 8 】

< 第 3 の実施の形態 >

10

以下、図面を参照して本発明の第 3 の実施の形態の医療器具である内視鏡装置 1 C について説明する。本実施の形態の内視鏡装置 1 C の基本構成は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と、ほぼ同じであるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 5 9 】

図 1 1 は、本実施の形態の内視鏡装置 1 C の構成を示すブロック図であり、図 1 2 は、制御部 3 0 の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【 0 0 6 0 】

図 1 1 に示すように、内視鏡装置 1 C は、能動湾曲部 1 1 を駆動する駆動部 4 とジョイスティック 4 0 からの信号に基づき、駆動信号を駆動部に出力する制御部 3 0 と、処置具 5 の処置具突出口 1 4 から突出の有無を検出するスイッチ 1 6 と、種類検出手段である I C タグ検出部 1 6 C と、制御部 3 0 の制御モードを表示する制御モード表示部 3 1 とから構成されている。

20

【 0 0 6 1 】

また、内視鏡装置 1 C のチャンネルに挿通可能な、3 種類の処置具 5 A、5 B および 5 C には、それぞれ、処置具の種類を識別するための I C タグが配設されている。例えば、処置具 A は、大きな先端部の把持鉗子であり、処置具 B は、小さな先端部の把持鉗子であり、処置具 C は、高周波電気メスである。

【 0 0 6 2 】

I C タグ検出部 1 6 C は、例えば、処置具挿入口 1 3 近傍に設けられ、チャンネルに挿通された処置具 5 A、5 B または 5 C の後端等に配設された I C タグの情報を非接触で検出する。種類検出手段としては I C タグ検出部に限られるものではなく、バーコードリーダー、無線通信機能を備えた識別タグ検出部等であってもよい。

30

【 0 0 6 3 】

次に、図 1 2 を用いて、制御部 3 0 の動作の流れを説明する。なお、以下の説明では能動湾曲部 1 1 の湾曲速度についてのみ説明する。

【 0 0 6 4 】

< ステップ S 3 0 >

処置具挿入口 1 3 から、処置具 A、B または C が、電動内視鏡 2 C のチャンネルに挿通されると、I C タグ検出部 1 6 C は、その処置具の種類を検出し、処置具種類情報として制御部 3 0 に出力する。

40

【 0 0 6 5 】

< ステップ S 3 1 >

操作入力部であるジョイスティック 4 0 のレバー 4 0 A が術者により、 $\theta \alpha$ だけ傾けられることで、操作信号が制御部 3 0 に入力される。

【 0 0 6 6 】

< ステップ S 3 2 >

突出検出手段であるスイッチ 1 6 は、処置具 5 の処置具突出口 1 4 からの突出の有無を検出して、検出情報を制御部 3 0 に出力する。制御部 3 0 は、前記突出検出情報に基づいて、制御モードを選択する。

【 0 0 6 7 】

50

<ステップS 3 3 >

処置具 5 が処置具突出口 1 4 からの突出していないという検出情報の場合には、内視鏡装置 1 C の制御部 3 0 は、前記検出情報に基づいて、制御モード C 1 を選択する。C 1 は、湾曲速度に関するパラメータ K が、1 の制御モードである。

【0068】

<ステップS 3 4、S 3 5 >

処置具 5 が処置具突出口 1 4 からの突出している突出検出情報の場合には、内視鏡装置 1 C の制御部 3 0 は、前記処置具種類情報に基づいて、制御モード C 2、C 3、C 4 のいずれかを選択する。すなわち、処置具種類情報が、処置具 A の場合には、内視鏡装置 1 C の制御部 3 0 は、制御モード C 2 を選択する。C 2 は、湾曲速度に関するパラメータ K が、0.75 の制御モードである。

10

【0069】

<ステップS 3 6、S 3 7 >

処置具種類情報が、処置具 B の場合には、内視鏡装置 1 C の制御部 3 0 は、制御モード C 3 を選択する。C 3 は、湾曲速度に関するパラメータ K が、0.50 の制御モードである。

【0070】

<ステップS 3 8、S 3 9 >

処置具種類情報が、処置具 C の場合には、内視鏡装置 1 C の制御部 3 0 は、制御モード C 4 を選択する。C 4 は、湾曲速度に関するパラメータ K が、0.25 の制御モードである。

20

【0071】

なお、処置具種類情報が、処置具 A、B および C のいずれでもない場合は、制御部 3 0 は、ステップ S 3 0 に戻り、処置具の種類を再確認する。

【0072】

<ステップS 4 0 >

制御部 3 0 は、それぞれの制御モードの駆動速度信号を、駆動部に出力する。

【0073】

また、制御部 3 0 は、制御モード表示部 3 1 の、選択した制御モード C 1、C 2、C 3 あるいは C 4 に該当する LED を点灯する。

30

【0074】

<ステップS 4 1 >

制御部 3 0 は、操作終了で無い場合は、ステップ S 1 0 からの処理を繰り返す。

【0075】

内視鏡装置 1 C は、ジョイスティック 4 0 のレバー 4 0 A の傾け角度が同じ $\theta \alpha$ であっても、処置具 5 の種類によって湾曲速度が、自動的に異なる。すなわち、術者は、ジョイスティック 4 0 を同じに操作しても、大きい先端部の把持鉗子である処置具 A は比較的大きく動かすことが容易であり、小さい先端部の把持鉗子である処置具 B は比較的遅く動かすことが容易であり、高周波電気メスである処置具 C は細かく動かすことができる。すなわち、組織の切開または剥離等を目的とする高周波電気メス等の処置具は正確な動作が必要であり、把持または散布等を行うための処置具等は、高周波電気メス等の処置具と比較すると正確な動作は要求されないかわりに、素早い動作が要求される。

40

【0076】

本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 C は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 が有する効果に加えて、処置具 5 C の種類に適した湾曲速度で処置を行うことができるため、処置の正確性を向上することができ、操作性がよい。

【0077】

<第 3 の実施の形態の変形例 1 >

以下、本発明の第 3 の実施の形態の変形例 1 の医療器具である内視鏡装置 1 C 1 について説明する。本変形例の内視鏡装置 1 C 1 の基本構成は、第 3 の実施の形態の内視鏡装置

50

１Ｃと、ほぼ同じであるため、同じ部分の説明は省略する。

【００７８】

本変形例の内視鏡装置１Ｃ１の電動内視鏡２Ｃ１は、その挿入部１０Ｃ１の内部に２本のチャンネルを有し、２つの処置具を挿通でき、同時に２つの処置具を先端部１２Ｃ１より突出して、処置を行うことができる。

【００７９】

内視鏡装置１Ｃ１の制御部３０には、ＩＣタグ検出部１６Ｃから２つの処置具種類の情報が入力されるが、制御部３０は処置具種類情報を基に、湾曲速度に関するパラメータＫが小さい方、すなわち湾曲速度の遅い制御モードを選択する。例えば、高周波電気メスと、把持鉗子とが同時にチャンネルに挿通された場合には、高周波電気メスの処置具種類情報を基に、制御モードを選択する。なお、制御部３０には、どの処置具種類情報を優先して選択するかという優先選択情報が予め入力されている。

10

【００８０】

内視鏡装置１Ｃ１は、複数の処置具の中から、優先順位の高い制御モードを選択するため、術者は、より正確に処置を行うことができ、操作の効率がよい。

【００８１】

< 第３の実施の形態の変形例２ >

以下、本発明の第３の実施の形態の変形例２の医療器具である内視鏡装置１Ｃ２について説明する。本変形例の内視鏡装置１Ｃ２の基本構成は、第３の実施の形態の内視鏡装置１Ｃと、ほぼ同じであるため、同じ部分の説明は省略する。

20

【００８２】

本変形例の内視鏡装置１Ｃ２の電動内視鏡２Ｃ２においては、処置具挿入口１３から、処置具Ａ、ＢまたはＣが、電動内視鏡２Ｃのチャンネルに挿通されると、処置具挿入口１３に設けた挿入検出手段でもあるＩＣタグ検出部１６Ｃは、処置具の処置具挿入口への挿入を検出すると同時に、その処置具の種類も検出し、処置具種類情報として制御部３０に出力する。すると、制御部３０は、処置具５が処置具突出口１４からの突出していない時から、その処置具の種類に応じて、移動速度の異なる制御モードから処置具の種類に応じた移動速度の制御モードを選択する。このため、例えば、挿入後に処置具を交換して別の処置を行う場合等では、操作性がより良い。

【００８３】

30

内視鏡装置１Ｃ２は、第３の実施の形態の内視鏡装置１Ｃが有する効果に加えて、挿入検出手段であるＩＣタグ検出部１６Ｃを、処置具挿入口１３に設けるため、実装が容易であり、かつ、より操作性が良い。

【００８４】

なお、第１の実施の形態の内視鏡装置１、第２の実施の形態の内視鏡装置１Ｂ、第３の実施の形態の内視鏡装置１Ｃおよび第３の実施の形態の変形例の内視鏡装置１Ｃ１、１Ｃ２においては、制御部３０が、駆動部４の駆動速度の異なる複数の制御モードから一の制御モードを選択する例について説明した。しかし、制御部３０が選択する制御モードは、駆動速度が異なる制御モードだけでなく、動作トルク、湾曲範囲、制御方式または自由度のいずれかが異なる制御モードであれば、本発明の効果を奏することができる。

40

【００８５】

例えば、処置具５が処置具突出口１４からの突出しているという検出情報の場合には、処置具５が処置具突出口１４からの突出していないという検出情報の場合に対して、制御部３０が、動作トルクのより小さな制御モード、または能動湾曲部１１の湾曲可能な最大角度、すなわち湾曲範囲のより小さな制御モード、を選択することで、術者は、より安全に、より正確に処置を行うことができるため、操作性がよい。

【００８６】

あるいは、例えば、処置具５が処置具突出口１４からの突出していないという検出情報の場合には、制御部３０が、制御方式として、ＰＩ（比例積分動作）制御を選択し、処置具５が処置具突出口１４からの突出しているという検出情報の場合には、制御部３０が、制

50

御方式として、より精度の高いPD（比例微分動作）制御を選択することで、術者は、より安全に、より正確に処置を行うことができ、操作性がよい。

【0087】

また、能動湾曲部を挿入部の複数箇所には有する電動内視鏡の場合には、それぞれの能動湾曲部の自由度を制限した制御モードを用いることで、より操作性がよい。

【0088】

<第4の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第2の実施の形態の医療器具である内視鏡装置1Dについて説明する。本実施の形態の内視鏡装置1Dの基本構成は、第1の実施の形態の内視鏡装置1と、ほぼ同じであるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0089】

図13は、本実施の形態の内視鏡装置1Dの構成を示すブロック図であり、図14は、制御部30によるジョイスティック40の入力動作の違いを説明するための説明図である。

【0090】

図13に示すように、内視鏡装置1Dは、能動湾曲部11を駆動する駆動部4とジョイスティック40からの信号に基づき、駆動信号を駆動部に出力し、かつ入力手段であるジョイスティック40を制御する制御部30と、突出検出手段であるスイッチ16と、制御部30の制御モードを表示する制御モード表示部31とから構成されている。

【0091】

内視鏡装置1Dは、第1の実施の形態の内視鏡装置1と異なり、制御部30が異なる制御モードで制御するのは、駆動部4ではなく、入力手段であるジョイスティック40である。なお、内視鏡装置1Dのジョイスティック40は、レバー40Aの傾斜角度θにより、能動湾曲部11の目標湾曲角度が操作されるようになっている。

【0092】

そして、図14(A)に示すように、ジョイスティック40は、レバー40Aの傾斜角度θが入力されると、能動湾曲部11が入力された目標変位の湾曲角度に湾曲するまでの時間を、傾斜角度θに比例した比例ゲインKpで制御している。例えば、能動湾曲部11の目標変位をφ0、現在変位をφdとすると、ジョイスティック40が駆動部4に出力する操作信号は以下の、式7で示される。

【0093】

$$OUT = Kp \times (\phi_0 - \phi_d) \quad \dots \dots \dots (式7)$$

そして、どのような比例ゲインKpの操作信号を出力するかというジョイスティック40の制御モードの選択を、制御部30が行っている。

【0094】

すなわち、図14(B)に示すように、処置具5が処置具突出口14からの突出していないという検出情報の場合には、内視鏡装置1Dの制御部30は、前記検出情報に基づいて、制御モードD1を選択する。例えば、D1はKp = 10の制御モードである。これに対して、処置具5が処置具突出口14からの突出しているという検出情報の場合には、内視鏡装置1Dの制御部30は、前記検出情報に基づいて、制御モードD2を選択する。例えば、D2はKp = 5の制御モードである。

【0095】

ジョイスティック40は、処置具5の処置具突出口14からの突出の有無により制御部30が選択する制御モードが異なるため、処置具5の処置具突出口14からの突出の有無により、応答速度が異なる操作信号を制御部30に出力する。ここで、応答速度とは、術者が、ジョイスティック40のレバー40Aを、目標湾曲角度に対応した所定の角度に傾けた後に、能動湾曲部が実際に目標湾曲角度に湾曲するまでの時間をいう。

【0096】

このため、本実施の形態にかかる内視鏡装置1Dは、第1の実施の形態にかかる内視鏡装置1と同じように、素早く先端部12を目的部位3にまで挿入でき、かつ、処置具5を

10

20

30

40

50

処置具突出口 14 から突出して各種治療処置を行う際には、ジョイスティック 40 の同じ操作で、能動湾曲部 11 の応答速度が遅いため、細かい速度指定が容易で、処置の正確性を向上することができ、操作性がよい。

【0097】

< 第 4 の実施の形態の変形例 >

以下、図面を参照して本発明の第 4 の実施の形態の変形例の医療器具である内視鏡装置 1D1 について説明する。本変形例 1 の内視鏡装置 1D1 の基本構成は、第 4 の実施の形態の内視鏡装置 1D と、ほぼ同じであるため、同じ構成要素には同じ符号を付与し、説明は省略する。

【0098】

内視鏡装置 1D1 においては、駆動部 4 により入力手段であるジョイスティック 40 が、異なる制御モードで制御される点は第 4 の実施の形態の 1D と同じであるが、ジョイスティック 40 の検出範囲が異なる複数の制御モードから選択された一の制御モードにより制御される点異なる。

【0099】

図 15 は、本変形例のジョイスティック 40 の制御モードによる検出範囲の違いを説明するための側面図である。図 15 (A) に示すように、制御モード E1 で制御されたジョイスティック 40 は、レバー 40A の傾斜角度が $\theta\beta 1$ から $\theta\beta 2$ に増加すると、それにつれて駆動部 4 に出力する信号も増加する。しかし、図 15 (B) に示すように、制御モード E2 で制御されたジョイスティック 40 は、検出範囲が $\theta\beta 1$ に設定されるため、検出範囲 $\theta\beta 1$ を超えて $\theta\beta 2$ までレバー 40A を傾斜しても、駆動部 4 に出力する操作信号は変化しない。

【0100】

そして、処置具 5 が処置具突出口 14 からの突出していないという検出情報の場合には、内視鏡装置 1D1 の制御部 30 は、前記検出情報に基づいて、制御モード E1 を選択する。これに対して、処置具 5 が処置具突出口 14 からの突出しているという検出情報の場合には、内視鏡装置 1D1 の制御部 30 は、前記検出情報に基づいて、制御モード E2 を選択する。

【0101】

このため、本変形例にかかる内視鏡装置 1D1 は、第 4 の実施の形態にかかる内視鏡装置 1D と同じように、素早く先端部 12 を目的部位 3 にまで挿入でき、かつ、処置具 5 を処置具突出口 14 から突出して各種治療処置を行う際には、ジョイスティック 40 を大きく操作しても、ジョイスティック 40 の検出範囲が制限されているため、能動湾曲部 11 が高速または大きく動くことがなく、処置の正確性を向上することができ、操作性がよい。

【0102】

なお、第 4 の実施の形態の内視鏡装置 1D および第 4 の実施の形態の変形例の内視鏡装置 1D1 においては、制御部 30 が、ジョイスティック 40 の応答速度または検出範囲の異なる複数の制御モードから一の制御モードを選択する例について説明した。しかし、制御部 30 が選択するジョイスティック 40 の制御モードは、応答速度または検出範囲が異なる制御モードだけでなく、可動範囲または反力のいずれかが異なる制御モードであれば、本発明の効果を奏することができる。

【0103】

例えば、処置具 5 が処置具突出口 14 からの突出しているという検出情報の場合には、制御部 30 が、可動範囲の小さな制御モード、または反力の大きな制御モードを選択することで、術者は、より正確に処置を行うことができる。可動範囲とは、ジョイスティック 40 のレバー 40A を傾けることのできる最大角度であり、物理的に電動のストッパー等により制限することができる。また、反力とは、反力発生手段を有する操作入力手段を用いることで発生できる、術者の操作入力に対して反対方向の力である。

【0104】

また、処置具 5 は、電動内視鏡 2 のチャンネル内に挿通するのではなく、電動内視鏡 2 のオーバーチューブに挿通してもよい。その場合には、例えば、処置具突出口 14 ではなく、オーバーチューブ開口部からの突出を検知する等の変更を行えばよい。

【0105】

< 第 5 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 5 の実施の形態の医療器具である内視鏡装置 1 E について説明する。本実施の形態の内視鏡装置 1 E の基本構成は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と、ほぼ同じであるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0106】

図 16 は、本実施の形態の内視鏡装置 1 E の構成を示すブロック図である。

10

【0107】

内視鏡装置 1 E は、モード入力部 41 を有する。このため、内視鏡装置 1 E においては、術者はモード入力部 41 から入力を行うことで、制御部 30 が選択する制御モードを指示することができる。

【0108】

このため、本実施の形態にかかる内視鏡装置 1 E は、術者がその技量または処置の内容に応じて、素早く先端部 12 を目的部位 3 にまで挿入でき、かつ、処置の正確性を向上することができる。

【0109】

< 第 6 の実施の形態 >

20

以下、図面を参照して本発明の第 6 の実施の形態の医療器具である能動力テール装置 1 F について説明する。本実施の形態の能動力テール装置 1 F の基本構成は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と、類似しているため、同じ説明は省略する。

【0110】

図 17 は、本実施の形態の能動力テール装置 1 F の構成を示す構成図であり、図 18 は、本実施の形態の能動力テール 102 の構造を説明するための斜視図である。

【0111】

図 17 に示すように、能動力テール装置 1 F は、被検体内 V A に挿入する細長い挿入部 110 を有する能動力テール 102 と、術者が能動湾曲部 111 の操作を入力する入力手段であるジョイスティック 140 と、能動湾曲部 111 を駆動する駆動手段である駆動部 104 と、ジョイスティック 140 と駆動部 104 とを制御する制御手段である制御部 130 とを具備する。そして、能動力テール 102 の挿入部 110 は、その先端部 112 に処置具突出口 114 と、処置具突出口 114 より基端部側に能動湾曲部 111 を有する。また能動力テール 102 は、処置具 105 が、処置具挿入口 113 から挿通され、先端部 112 の処置具突出口 114 から突出する、能動力テール 102 内部のワーキングルーメンとを有している。そして、ワーキングルーメンが、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 のチャンネルに相当する。また、能動力テール装置 1 F は、生体内に挿入された能動力テール 102 の位置を確認するための、X 線透視装置 150 と、X 線画像ディスプレイ 151 とが配設されている。

30

【0112】

そして、図 17 に示すように、能動力テール 102 は、側視内視鏡 2 B の挿入部 10 B 内のチャンネルに挿通され、側視内視鏡 2 B の先端部のチャンネル処置具突出口から、突出している。ここで、側視内視鏡 2 B は、湾曲操作レバー 140 B を操作することにより、直接、術者が湾曲部駆動用ワイヤーを牽引弛緩させる、いわゆる手動駆動方式の内視鏡である。

40

【0113】

図 18 に示すように、能動力テール 102 は、被検体内に挿入する細長い挿入部 110 であって、その先端部 112 に処置具 105 が突出する処置具突出口 114 と、処置具突出口 114 より基端部側に能動湾曲部 111 とを有する挿入部 110 から構成されている。また、能動力テール 102 は、処置具 105 が処置具挿入口 113 から挿通され、

50

処置具突出口 114 から突出するワーキングルーメンを、その内部に有している。そして、能動力テール 102 の先端部 112 には、X 線不透過チップ 122 が、処置具 105 である局注用カテテルの先端部には X 線不透過チップ 121 が、それぞれ埋め込まれている。

【0114】

能動力テール 102 を体内に挿入する際には、X 線透視装置 150 を用いて、X 線透視下で行われる。X 線画像は制御部 130 にも伝送される。そして、能動力テール装置 1F においては、処置具 105 の処置具突出口 114 からの突出の有無を検出する突出検出手段は、X 線画像の画像処理により突出を検出する図示しない画像処理検出部である。画像処理検出部は制御部 130 の内部に配設されていてもよい。画像処理検出部は、能動力テール 102 の X 線不透過チップ 122 と処置具 105 の X 線不透過チップ 121 との位置情報を X 線画像から取得する。そして、両者の位置関係から処置具 105 の処置具突出口 114 からの突出の有無を検出する。

10

【0115】

能動力テール装置 1F においては、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と同様に、突出検出手段の情報に基づいて、処置具 105 が処置具突出口 114 から突出した場合に、制御部 130 は、処置具 105 が処置具突出口 114 から突出していない場合よりも、駆動速度の遅い制御モードを選択する。

【0116】

本実施の形態の能動力テール装置 1F は、素早く先端部 112 を目的部位 3 にまで挿入でき、かつ、処置具 105 を処置具突出口 114 からの突出して各種治療処置を行う際には、ジョイスティック 140 の同じ操作で、能動湾曲部 111 の湾曲速度が遅いため、細かい速度指定が容易で、処置の正確性を向上することができ、操作性がよい。

20

【0117】

< 第 6 の実施の形態の変形例 >

以下、本発明の第 6 の実施の形態の変形例の医療器具である能動力テール装置 1F1 について説明する。本変形例の能動力テール装置 1F1 の基本構成は、第 2 の実施の形態の医療器具である内視鏡装置 1B および第 6 の実施の形態の能動力テール装置 1F と、類似しているため、同じ説明は省略する。

【0118】

能動力テール装置 1F1 は、処置具 105 の処置具突出口 114 から突出量を検出する突出量検出手段として、X 線画像の画像処理により突出を検出する図示しない画像処理突出量検出部を有する。

30

【0119】

能動力テール装置 1F1 においては、第 2 の実施の形態の医療器具である内視鏡装置 1B と同様に、突出量検出手段の情報に基づいて、ジョイスティック 140 のレバーの傾け角度が同じ $\theta\alpha$ であっても、処置具 105 が処置具突出口 114 からの突出量 d に応じて、すなわち、突出量 d が増加すると、自動的に、湾曲速度が変化し、突出量 d が大きいほど、湾曲速度が遅いか、少なくとも一定である。

【0120】

このため、本実施の形態にかかる能動力テール装置 1F1 は、第 6 の実施の形態の能動力テール装置 1F が有する効果に加えて、処置具 105 が処置具突出口 114 から大きく突出された場合であっても、処置具 105 の先端部が大きく動いてしまうことがない。このため、能動力テール装置 1F1 は、処置具 105 が処置具突出口 114 から大きく突出された場合であっても、術者は細かい速度指定が容易で、処置の正確性を向上することができる。

40

【0121】

本発明は、上述した実施の形態および変形例に限定されるものではなく、例えば、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 に、第 5 の実施の形態の内視鏡装置 1E のモード入力部を設け、両方の制御を術者が選択可能としてもよい。また、例えば、第 2 の実施の形態の内視

50

鏡装置 1 B の突出検出手段を、第 3 の実施の形態の内視鏡装置 1 C に用いてもよい。さらに、例えば、応答速度を制御する制御モードと、反力を制御する制御モードを同時に選択するようにしてもよい。

【 0 1 2 2 】

また、入力手段と前記駆動手段とを共に制御する制御手段について説明したが、入力手段を制御する制御手段と駆動手段とを制御する制御手段とが独立して動作する制御手段を用いてもよい。

【 0 1 2 3 】

また、電動内視鏡または電動カテーテルにかかる実施の形態等について説明したが、空気圧アクチュエータ駆動の湾曲部を有する内視鏡等の公知の種々の駆動方式の能動可動部を有する内視鏡等を用いることができ、さらには、軟性鏡または硬性鏡のいずれでもよい。

10

【 0 1 2 4 】

以上のように、本発明は、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 2 5 】

【図 1】第 1 の実施の形態にかかる内視鏡装置の構成図である。

【図 2】第 1 の実施の形態にかかる電動内視鏡の先端部の断面図である

【図 3】第 1 の実施の形態にかかる電動内視鏡の能動湾曲部の動作について説明するための斜視図である。

20

【図 4】第 1 の実施の形態にかかるジョイスティックの操作について説明するための側面図である。

【図 5】第 1 の実施の形態にかかる内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図 6】第 1 の実施の形態にかかる制御部の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 7】第 2 の実施の形態にかかる内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図 8】第 2 の実施の形態にかかる電動内視鏡の能動湾曲部の湾曲に対する処置具の突出量による処置具の先端部移動量の違いを説明するための説明図である。

【図 9】第 2 の実施の形態にかかる制御部の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

30

【図 10】第 2 の実施の形態にかかる制御部の制御モードを説明するためのグラフである。

【図 11】第 3 の実施の形態にかかる内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図 12】第 3 の実施の形態にかかる制御部の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 13】第 4 の実施の形態にかかる内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図 14】第 4 の実施の形態にかかる制御部の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 15】第 4 の実施の形態の変形例のジョイスティックの制御モードによる検出範囲の違いを説明するための側面図である。

40

【図 16】第 5 の実施の形態にかかる内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図 17】第 6 の実施の形態にかかる能動カテーテル装置の構成を示す構成図である。

【図 18】第 6 の実施の形態にかかる能動カテーテルの構造を説明するための斜視図である。

【符号の説明】

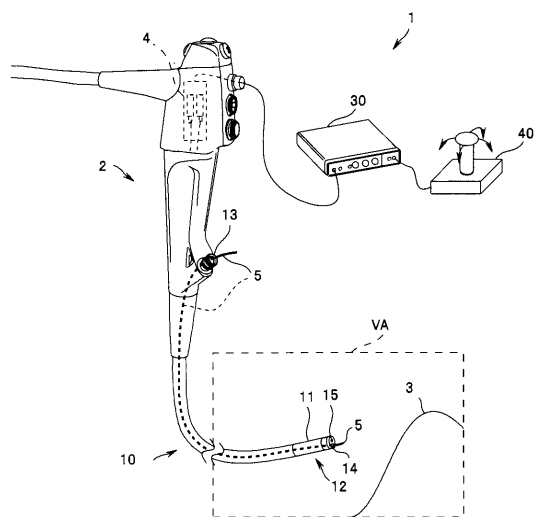
【 0 1 2 6 】

1、1 B、1 C、1 C 1、1 C 2、1 D、1 E ... 内視鏡装置、1 F、1 F 1 ... 能動カテーテル装置、2、2 C、2 C 1、2 C 2 ... 電動内視鏡、2 B ... 側視内視鏡、3 ... 目的部位、4 ... 駆動部、5、5 A、5 B、5 C ... 処置具、10、10 B、10 C 1 ... 挿入部、11 ...

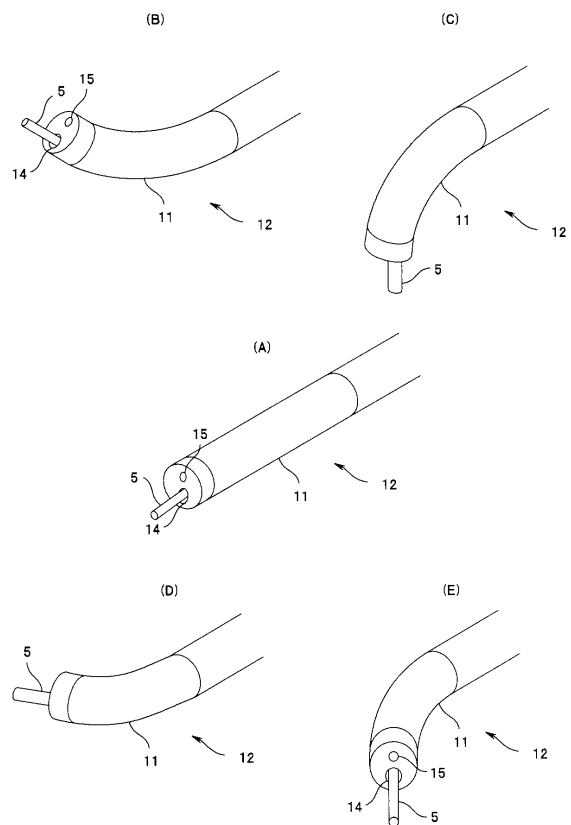
50

能動湾曲部、12、12C1...先端部、13...処置具挿入口、14...処置具突出口、16...スイッチ、16B...エンコーダ、16C...タグ検出部、30...制御部、31...制御モード表示部、40...ジョイスティック、40A...レバー、41...モード入力部、102...能動力ケーブル、104...駆動部、105...処置具、110...挿入部、111...能動湾曲部、112...先端部、113...処置具挿入口、114...処置具突出口、121、122...X線不透過チップ、130...制御部、140...ジョイスティック、140B...レバー、150...X線透視装置、151...X線画像ディスプレイ、VA...被検体内

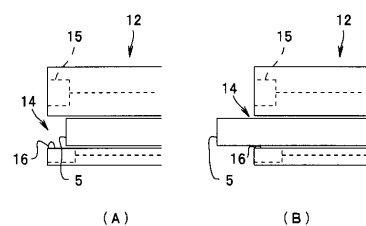
【図1】



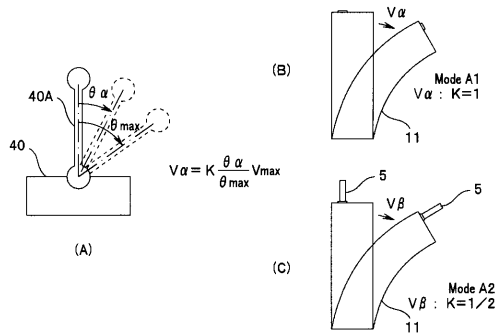
【図3】



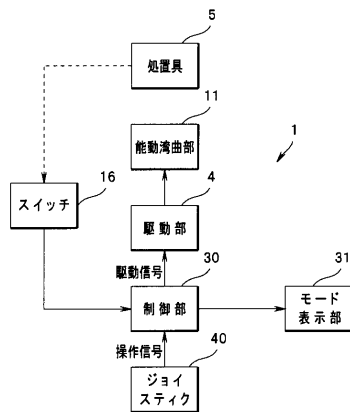
【図2】



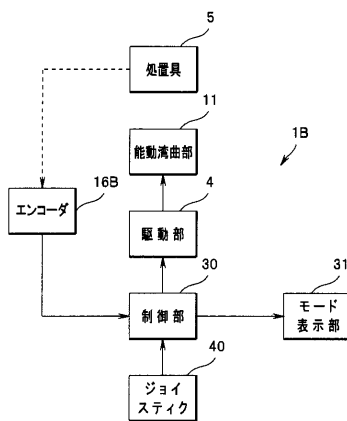
【図 4】



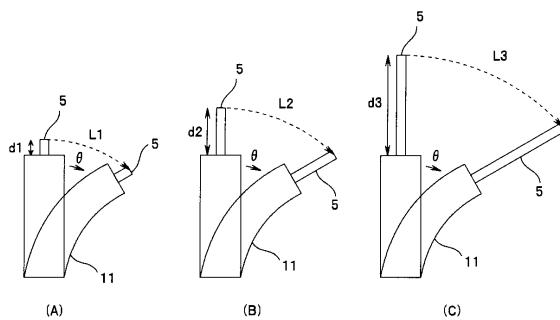
【図 5】



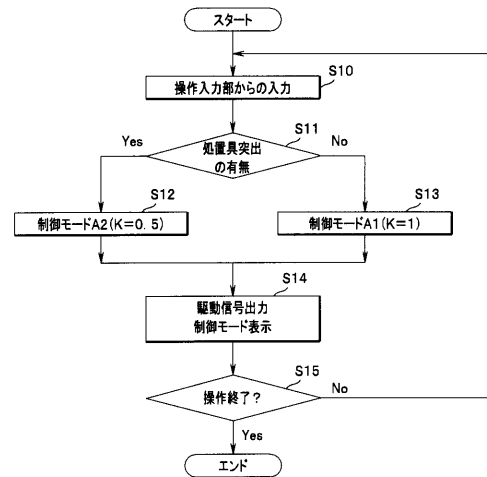
【図 7】



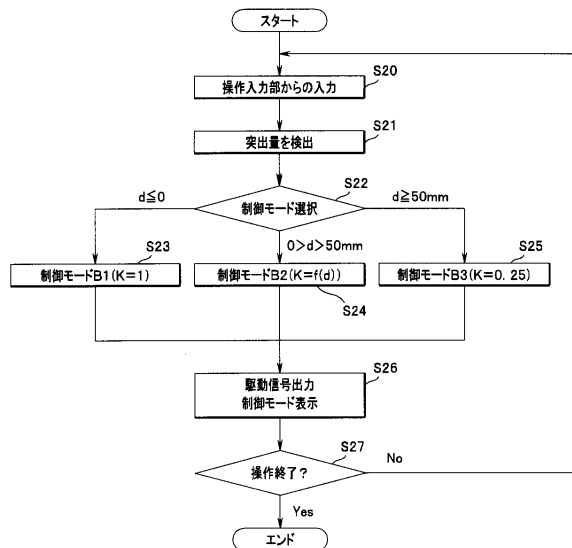
【図 8】



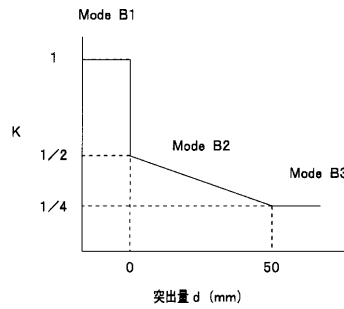
【図 6】



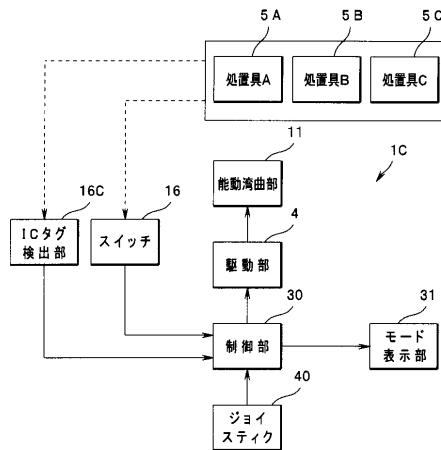
【図 9】



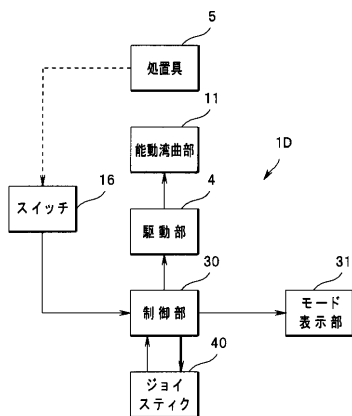
【図 10】



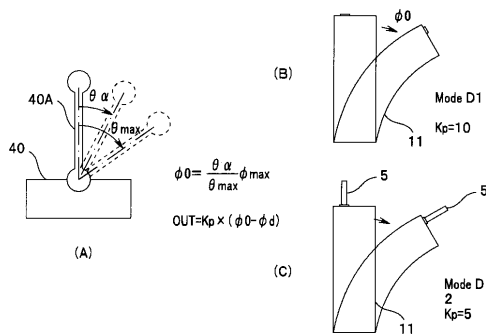
【図 11】



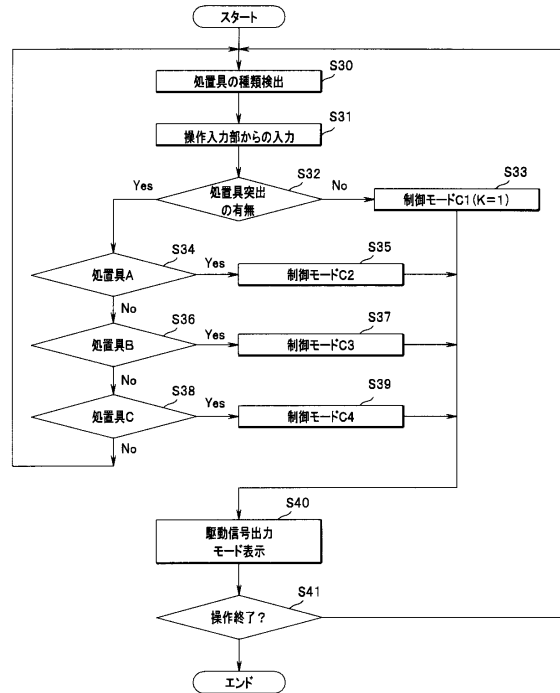
【図 13】



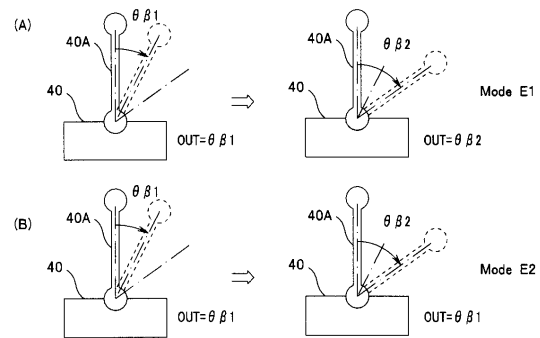
【図 14】



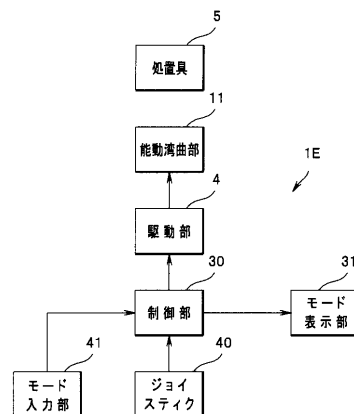
【図 12】



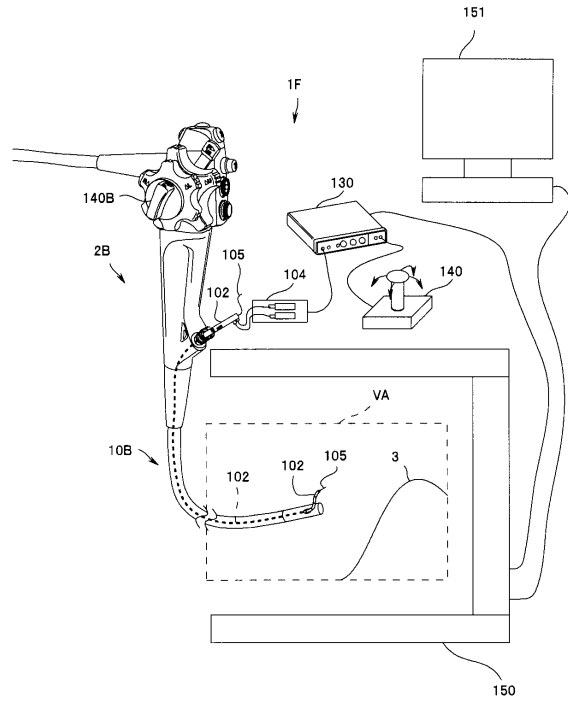
【図 15】



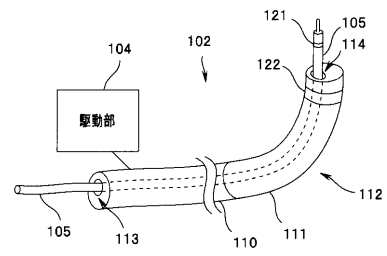
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2006/035693(WO, A1)

特開2004-101737(JP, A)

特開2007-029194(JP, A)

特開平10-309258(JP, A)

特開平04-164434(JP, A)

実開昭59-057906(JP, U)

特開平04-150826(JP, A)

特開平01-032220(JP, A)

特開平08-010262(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

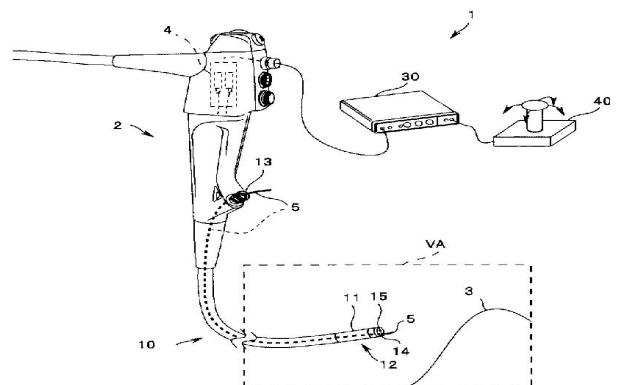
A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP4672031B2	公开(公告)日	2011-04-20
申请号	JP2008021323	申请日	2008-01-31
[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	杉山 勇太		
发明人	杉山 勇太		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B17/28		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/00039 A61B1/0008 A61B1/0051 A61B1/05 A61B2017/00296 A61B2017/003 A61B2017/00398		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/00.334.Z G02B23/24.A A61B17/28.310 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.711 A61B1/005.523 A61B1/018 A61B1/018.513 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/39.311 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA22 2H040/DA42 2H040/DA56 2H040/DA57 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C160/GG24 4C160/GG30 4C160/GG32 4C160/KK06 4C160/NN02 4C160/NN12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009178416A JP2009178416A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有主动弯曲部分的医疗器械，其能够进行有效的治疗。解决方案：医疗器械包括：插入部分10，其具有处理器械投射口14和主动弯曲部分11，位于处理器械投射口14的近端部分侧的位置；操纵杆40，通过操纵杆40输入主动弯曲部分11的操作；用于驱动主动弯曲部分11的驱动部分4；控制部分30用于控制操纵杆40和驱动部分4。控制部分30在从多个不同控制模式中选择的一个控制模式中执行控制。



【 图 2 】

