

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4896264号
(P4896264)

(45) 発行日 平成24年3月14日(2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日(2012.1.6)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

請求項の数 14 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-550942 (P2010-550942)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成22年7月8日 (2010.7.8)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2010/061589</p> <p>(87) 国際公開番号 W02011/024565</p> <p>(87) 国際公開日 平成23年3月3日 (2011.3.3)</p> <p>審査請求日 平成22年12月27日 (2010.12.27)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2009-195865 (P2009-195865)</p> <p>(32) 優先日 平成21年8月26日 (2009.8.26)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進</p> <p>(72) 発明者 田中 秀樹 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内</p> <p>審査官 小田倉 直人</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入される挿入部と、
 前記挿入部の先端側に設けられ、湾曲可能であると共に、前記挿入部の挿入軸を中心に旋回可能な湾曲部と、
 前記挿入軸に対して前記湾曲部を湾曲駆動させるための湾曲駆動部と、
 入力される制御信号に基づき、前記湾曲駆動部の湾曲駆動状態を制御する湾曲駆動制御部と、
前記湾曲駆動制御部の制御に応じた前記湾曲部の湾曲状態を示す湾曲駆動情報を検出し、湾曲状態を維持しつつ、前記湾曲状態が維持された前記湾曲部の先端が前記挿入軸を中心に円形状の軌跡を形成する旋回動作をさせるように前記湾曲駆動部の駆動を制御して前記湾曲部の湾曲方向を連続的に変化させる前記制御信号を前記湾曲駆動制御部に出力する湾曲方向変更部と、
 を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記湾曲駆動制御部による制御の開始を指示する指示部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記湾曲部を前記旋回動作させる旋回半径を指定する指定部を有し、
 前記湾曲駆動制御部は、前記旋回半径に対応する湾曲状態へ前記湾曲部を湾曲駆動させ

る制御信号を前記湾曲駆動部へ出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記旋回半径は、前記挿入軸から前記湾曲部を湾曲させた場合の該湾曲部の先端までの距離であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記指定部は、さらに前記旋回方向を指定可能とすることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記指定部は、さらに前記旋回動作の旋回速度を指定可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 7】

前記湾曲部の湾曲形状を表す映像信号を生成する湾曲部形状生成部を有し、前記旋回動作中における前記湾曲部の湾曲形状を表示装置で表示可能にしたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記湾曲方向変更部は、前記湾曲部が前記挿入軸の回りで回転しない状態で前記旋回動作するように制御することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記湾曲方向変更部は、前記湾曲部が前記挿入軸の回りで回転しない状態で前記旋回動作するように制御することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 10】

前記湾曲駆動情報による前記湾曲部の湾曲角から前記湾曲部を旋回動作させる前記旋回半径を決定し、

決定された前記旋回半径および前記旋回方向に基づき、前記湾曲部を旋回動作させるように前記湾曲駆動部を駆動することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記湾曲駆動情報による前記湾曲部の湾曲角から前記湾曲部を旋回動作させる前記旋回半径を決定し、

決定された前記旋回半径および前記旋回方向に基づき、前記湾曲部を旋回動作させるように前記湾曲駆動部を駆動することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 12】

さらに、前記湾曲部を含む前記挿入部の挿入部形状を算出する挿入部形状算出部を有し、算出された前記挿入部形状を表示装置で表示可能にしたことを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記挿入部の先端に設けられた撮像素子に対する信号処理を行い、内視鏡画像として表示する映像信号を生成する信号処理部と、前記湾曲部の湾曲形状を表す映像信号を生成する湾曲部形状生成部とを備え、前記内視鏡画像と前記旋回動作中における前記湾曲部の湾曲形状とを同一の表示装置の表示面に隣接して表示可能にしたことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 14】

前記挿入部の先端に設けられた撮像素子に対する信号処理を行い、内視鏡画像として表示する映像信号を生成する信号処理部と、前記湾曲部の湾曲形状を表す映像信号を生成する湾曲部形状生成部とを備え、前記内視鏡画像と前記旋回動作中における前記湾曲部の湾曲形状とを同一の表示装置の表示面に隣接して表示可能にしたことを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、挿入部の先端付近に設けられた湾曲部を湾曲駆動する内視鏡装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野等において挿入部の先端付近に湾曲自在の湾曲部が設けられた内視鏡が広く用いられるようになってきている。挿入部の先端側に湾曲部を設けることにより、屈曲した体腔内への挿入を円滑に行い易くなる。

また、肛門から大腸の深部側に挿入する場合には、術者が挿入部の基端側を挿入部の軸の周りで捻る操作を行い、この捻る操作により、挿入部の先端側も捻るようにして挿入する手技がある。

【0003】

しかしながら、上記のような捻る操作を実施すると、術者の労力が大きい。また、その捻り操作によって、挿入部の先端部に設けられた観察手段（又は撮像手段）の視点も挿入軸の周りで回転し、観察画像（又は撮像画像）が回転してしまうため術者は観察し難くなる。また、観察画像が回転するため、術者は、先端部の位置及び方向の把握がし難くなり、挿入すべき位置及び方向を見失い易くなる欠点がある。

なお、特開2005-279118号公報には、挿入部の先端側を湾曲（屈曲）自在にすると共に、挿入部の軸の周りで捻る捻り機構を備えた内視鏡装置が開示されている。しかしながら、この公報の従来例においても、捻り機構による捻りにより、先端部に設けられた観察手段の視点も回転し、観察画像も回転してしまう。このため、術者は、先端部の位置及び方向の把握がし難くなり、挿入すべき位置及び方向を見失い易くなる欠点がある。

【0004】

このため、肛門から大腸の深部側に挿入する場合のように、屈曲した体腔内に挿入する場合に、観察手段の視点が変わらない又は観察画像が変わらないような観察し易い状態を維持して円滑に挿入することができる内視鏡装置が望まれる。

【0005】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、観察し易い状態を維持して、屈曲した部位への挿入を円滑に行い易い内視鏡装置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】

【0006】

本発明に係る内視鏡装置は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられ、湾曲可能であると共に、前記挿入部の挿入軸を中心に旋回可能な湾曲部と、前記挿入軸に対して前記湾曲部を湾曲駆動させるための湾曲駆動部と、入力される制御信号に基づき、前記湾曲駆動部の湾曲駆動状態を制御する湾曲駆動制御部と、前記湾曲駆動制御部の制御に応じた前記湾曲部の湾曲状態を示す湾曲駆動情報を検出し、湾曲状態を維持しつつ、前記湾曲状態が維持された前記湾曲部の先端が前記挿入軸を中心に円形状の軌跡を形成する旋回動作をさせるように前記湾曲駆動部の駆動を制御して前記湾曲部の湾曲方向を連続的に変化させる前記制御信号を前記湾曲駆動制御部に出力する湾曲方向変更部と、を備えることを特徴とする。

【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装置の全体構成を示す図。

【図2】図2は内視鏡における湾曲部を旋回及び湾曲させる構成の概略を示す図。

【図3】図3は湾曲部を旋回させた様子の説明図。

【図4】図4は大腸内に挿入部の先端側を挿入し、捻り又は旋回させて深部側に挿入する様子の説明図。

【図5】図5は第1の実施形態による湾曲部を旋回させて挿入する制御手順を示すフローチャート。

【図6】図6は湾曲部を旋回させる場合の説明図。

【図7】図7は湾曲部を旋回させた場合と捻った場合の差異を示す説明図。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 は本発明の第 2 の実施形態による湾曲部を旋回させて挿入する制御手順を示すフローチャート。

【図 9】図 9 は湾曲部を旋回させる場合の説明図。

【図 10】図 10 は本発明の第 3 の実施形態による湾曲部を旋回させて挿入する制御手順を示すフローチャート。

【図 11】図 11 は湾曲部を旋回させる場合の説明図。

【図 12】図 12 は本発明の第 3 の実施形態の変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

10

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入される内視鏡 2 と、この内視鏡 2 が着脱自在に接続され、照明光を供給する光源部 3、内視鏡 2 に内蔵された撮像手段に対する信号処理を行う信号処理部 4、内視鏡 2 の湾曲部 16 の旋回の動作を含む湾曲制御を行う湾曲制御部 5 を内蔵したプロセッサ 6 とを有する。

また、この内視鏡装置 1 は、プロセッサ 6 内部の信号処理部 4 により生成した映像信号に対応する内視鏡画像を表示する表示手段(表示装置 9 としてのモニタ 10)を有する。

内視鏡 2 は、体腔内に挿入され、先端付近に湾曲可能な湾曲部 16 が設けられた細長の挿入部 11 と、この挿入部 11 の後端に設けられた操作部 12 と、この操作部 12 から延出されたユニバーサルコード 13 とを有し、このユニバーサルコード 13 の後端のコネクタ 14 は、プロセッサ 6 に着脱自在に接続される。

20

【0009】

また、挿入部 11 は、先端に設けられた硬質の先端部 15 と、この先端部 15 の後端に隣接して設けられた湾曲部 16 と、この湾曲部 16 の後端から操作部 12 の前端にまで延びる可撓性を有する可撓管部 17 とを有する。

操作部 12 には、術者等の操作者が湾曲部 16 を湾曲方向及び湾曲角度の指示操作を行う湾曲用ジョイスティック 18 と、湾曲部 16 の後端(基端)に対して該湾曲部 16 の先端部側を旋回させる旋回動作を指定する指定手段(指定部)を構成する旋回指定部 19 と、静止画等の指示操作を行うスコープスイッチ 20 とが設けてある。

【0010】

30

旋回指定部 19 から旋回動作の指定に伴う信号又は情報が湾曲制御部 5 に入力されると、湾曲制御部 5 は、湾曲部 16 を旋回させるように、湾曲部 16 を湾曲駆動する湾曲駆動手段(湾曲駆動部)の制御を行う。そして、湾曲部 16 を湾曲駆動する湾曲駆動手段の制御を行うことにより、湾曲部 16 の基端に対して該湾曲部 16 の先端を旋回させる旋回動作を指定する旋回指定部 19 を用いて指定手段が形成される。

内視鏡 2 の挿入部 11 内等には、照明光を伝送するライトガイド 21 が挿通されており、このライトガイド 21 の後端は、コネクタ 14 から突出する入射端面となる。この入射端面には、光源部 3 に内蔵されたランプ 22 による照明光が絞り 23 及び集光レンズ 24 を経て入射される。なお、ランプ 22 はランプ駆動回路 25 から供給されるランプ駆動電源により点灯して、照明光を発生する。

40

【0011】

また、絞り 23 は、絞り制御回路 26 により、照明光を通過する開口量(絞り量)が制御される。

ライトガイド 21 により伝送された照明光は、挿入部 11 の先端部 15 に固定されたライトガイド先端面からさらに照明窓に取り付けられた照明レンズ 27 (図 2 参照)を経て外部に出射され、体腔内の患部等を照明する。

図 2 に示すように先端部 15 には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には、撮像手段を形成する撮像ユニット 31 が取り付けられている。

この撮像ユニット 31 は、レンズ枠に取り付けられた対物レンズ 32 と、この対物レンズ 32 による結像位置にその撮像面が配置された撮像素子としての電荷結合素子(CCD)

50

と略記) 33とを有する。

【0012】

CCD33に先端側が接続されたケーブルは、挿入部11内等を挿通され、その後端側は図1に示すコネクタ14の電気接点を経て図1に示すプロセッサ6内部の信号処理部4を構成するCCD駆動回路36及び映像回路37に接続される。

CCD駆動回路36は、CCD駆動信号を発生し、このCCD駆動信号をCCD33に印加する。CCD33は、CCD駆動信号の印加により、撮像面に結像された光学像を光電変換して、CCD出力信号(撮像信号)として出力する。

このCCD出力信号は、映像回路37内部の映像処理回路37aに入力され、映像処理回路37aは、CCD33により撮像した内視鏡画像の映像信号を生成し、混合する混合器37bを介してモニタ10の表示画面における内視鏡表示エリア10aに内視鏡画像が表示される。

10

【0013】

また、映像処理回路37aにより生成された映像信号は、絞り制御回路26に入力され、この絞り制御回路26は、この映像信号の輝度信号成分を所定周期で積分する等して平均の明るさを算出する。この平均の明るさの信号から適切な明るさに相当する基準値を引き算した差分の信号を絞り制御信号として絞り23の開口量を調整する。そして絞り制御信号により、絞り23を通過する照明光量が基準値となるように自動調光される。

また、映像回路37には、旋回動作が指定された場合、湾曲部16の湾曲形状を表す映像信号を生成する湾曲部形状生成回路37cが設けてある。

20

湾曲部形状生成回路37cは、湾曲制御部5から旋回動作中における湾曲部16の湾曲状態を決める情報が入力されることにより、湾曲部16の湾曲形状を表す映像信号を生成して混合器37bに出力する。

【0014】

そして、表示手段としてのモニタ10の表示画面における旋回動作(旋回モード)の情報表示エリア10bには、図1に示すように旋回動作中における湾曲部16の湾曲形状が表示される。

術者は旋回動作中の場合、モニタ10を観察することにより旋回動作中における湾曲部16の湾曲形状を確認することができる。

挿入部11内には図示しない処置具用チャンネルが設けてあり、この処置具用チャンネルの後端側は、操作部12の前端付近に設けられた処置具挿入口39と連通している。

30

また、挿入部11の先端付近には湾曲部16が設けてあり、プロセッサ6内部に設けた湾曲制御部5は、図2に示すような湾曲駆動機構の制御を行う構成となっている。

【0015】

湾曲部16を構成する複数の湾曲駒51は、湾曲部16の長手方向にそれぞれ隣接する部分がリベット52により回動自在に連結されている。

【0016】

各湾曲駒51は、リベット52を設ける位置によって湾曲する方向が定まるが、ここではリベット52は、左右位置と上下位置に交互または適宜周期毎に配置して上下方向と左右方向に湾曲可能になっている。

40

なお、図2においては、簡略化して上下方向に湾曲させるリベット52のみで示している。また、挿入部11内には、上下方向と左右方向に湾曲させるアングルワイヤ53u、53dと53l、53rとが挿通され、これらのアングルワイヤ53u、53dと53l、53rの先端は先端部15に固着されている。

また、アングルワイヤ53u、53dと53l、53rの後端は、操作部12内に配置された上下湾曲用プーリ54aと、左右湾曲用プーリ54bに固定されている。

【0017】

両プーリ54a、54bは、電氣的に湾曲駆動する湾曲駆動手段を構成する電動モータ55a、55bにより正逆自在に回転される。電動モータ55a、55bは、モータ駆動部56によるモータ駆動信号により駆動される。モータ駆動部56の動作は、湾曲制御部

50

5により制御される。なお、図1においては湾曲制御部5を、プロセッサ6の内部に設けた構成例で示しているが、操作部12内部など、内視鏡2の内部に設けるようにしても良い。また、モータ駆動部56を湾曲制御部5の内部に設けるようにしても良い。

モータ駆動部56によるモータ駆動信号で駆動される電動モータ55a, 55bは、プーリ54a, 54bを回転し、プーリ54a, 54bの回転によりアングルワイヤ53u, 53d, 53l, 53rを牽引して、牽引した方向に湾曲部16を湾曲駆動する。

【0018】

従って、モータ駆動部56、電動モータ55a, 55b等は、湾曲部16を電氣的に湾曲駆動する湾曲駆動手段を構成し、湾曲制御部5は、湾曲駆動手段による湾曲部16を湾曲駆動する動作の制御を行う。

プーリ54a, 54bを回転させた場合、プーリ54a, 54bの回転角に対応してアングルワイヤ53u, 53d, 53l, 53rの牽引量が決まると共に、牽引量に対応して湾曲部16は湾曲する。

【0019】

従って、電動モータ55a, 55b又はプーリ54a, 54bの回転角又はアングルワイヤ53u, 53d, 53l, 53rの牽引量(移動量)を検出することにより、湾曲部16の湾曲角を検出することができる。

本実施形態においては、例えば電動モータ55a, 55bのシャフト部に取り付けられているロータリーエンコーダ(単にエンコーダとも言う)57a, 57bによって、プーリ54a, 54bの回転角を介して湾曲部16の湾曲角を検出する構成にしている。

つまり、エンコーダ57a, 57bの出力信号を基に、プーリ54a, 54bの回転角、換言するとプーリ54a, 54bの回転角に対応する湾曲部16の湾曲角を検出することができるようになっている。従って、エンコーダ57a, 57bは、湾曲部16の湾曲形状を検出する湾曲形状検出手段(湾曲形状検出部)を形成する。

【0020】

エンコーダ57a, 57bの出力信号に基づくプーリ角又は湾曲角の検出信号(検出値)は、モータ駆動部56に入力される。このモータ駆動部56は、湾曲指示操作手段としてのジョイスティック18による湾曲指示方向及び湾曲角の指示値が湾曲制御部5を介して入力される(なお、エンコーダ57a, 57bの出力信号は、湾曲制御部5にも入力され、巡回モードでの湾曲形状の表示に用いられる)。

そして、このモータ駆動部56は、指示値に対して、エンコーダ57a, 57bによる検出値が追従(一致)するように電動モータ55a, 55bを回転駆動させる。

湾曲制御部5は、湾曲指示操作手段による指示値をモータ駆動部56に与え、モータ駆動部56は、湾曲角の検出値が指示値と一致するように電動モータ55a, 55bを回転駆動して湾曲部16を指示された所定の湾曲角まで湾曲させるようになっている。

【0021】

操作部12に設けられた湾曲指示操作手段(湾曲指示操作部)としてのジョイスティック18によって術者は、上下、左右の任意の湾曲方向に傾動する操作を行うことにより、傾動した方向が湾曲指示方向になると共に、その傾動角が湾曲角の指示値となる。

術者がジョイスティック18を上下、左右の任意の方向に傾動する指示操作を行うことにより、傾動した方向に対応して上下方向ジョイスティックモータ58a及び左右方向ジョイスティックモータ58bが回転する。

その回転角は、エンコーダ59a, 59bが検出(検知)し、エンコーダ59a, 59bの検出信号は、湾曲制御部5に湾曲方向の情報及び湾曲角の指示値として入力される。

【0022】

なお、ジョイスティックモータ58a, 58bは、湾曲制御部5により制御されると共に、エンコーダ59a, 59bの検出信号も湾曲制御部5に入力される。

そして、湾曲制御部5は、エンコーダ59a, 59bの検知信号としての湾曲方向の情報及び湾曲角の指示値をモータ駆動部56に出力し、その動作を制御する。

また、本実施形態においては、湾曲部16の巡回動作を指定する指定手段を構成する旋

10

20

30

40

50

回指定部 19 が設けてあり、旋回指定部 19 の指定した信号又は情報は湾曲制御部 5 に入力される。

旋回指定部 19 は、旋回方向の指定を行う方向スイッチ 19 a と、旋回動作の開始 / 停止 (ON/OFF) を行う旋回スイッチ 19 b とを有する。方向スイッチ 19 a と、旋回スイッチ 19 b とを一体化した構成にしても良い。

【0023】

なお、内視鏡 2 の操作部 12 に、上記旋回指定部 19 が設けているが、図 1 に示すプロセッサ 6 のフロントパネル等に、旋回動作の指定を行うことができる旋回指定部 19 を設けるようにしても良い。

旋回指定部 19 から旋回方向を指定する信号が入力される湾曲制御部 5 は、指定された旋回動作の指定情報に基づき、湾曲部 16 を旋回させるように湾曲部 16 の湾曲駆動方向 (駆動方向とも言う) 等を決定する決定手段としての決定部 5 a の機能を有する。そして、モータ駆動部 56 は、決定部 5 a が決定した駆動方向に対応する駆動信号を電動モータ 55 a、55 b に印加し、電動モータ 55 a、55 b は決定部 5 a が決定した駆動方向に湾曲部 16 を旋回させるように湾曲駆動する。

このように湾曲制御部 5 は、湾曲部 16 を旋回させる旋回モードにおける旋回動作の制御を行う。

【0024】

図 3 は旋回モードで旋回動作させた場合の湾曲部 16 の形状などを示す説明図である。旋回動作は、湾曲部 16 の基端 16 a を基準にして、湾曲部 16 の先端ないしは先端側を円を描くように旋回する動作である。

【0025】

この場合、図 3 から分かるように湾曲部 16 の湾曲状態に応じて湾曲部 16 の先端が描く円の大きさ、つまり旋回半径の値が異なることになる。なお、湾曲部 16 の先端は、先端部 15 の先端と同じ意味で用いている。厳密には、先端部 15 の先端は、湾曲部 16 の先端よりも先端部長だけずれるが、そのずれ量は小さい。

また、決定部 5 a は、決定した駆動方向等の情報に基づいて湾曲部 16 を駆動するモータ駆動部 56 による駆動動作を制御する。

なお、ここで湾曲部 16 を湾曲駆動する駆動方向は、通常の湾曲方向 (又は駆動方向) と異なる意味となる。通常、湾曲部 16 を湾曲させる湾曲方向と言う場合、湾曲させていない中立状態の湾曲角が 0 の状態から上下、左右の任意の方向に湾曲部 16 を湾曲させた場合のその方向を示す場合に用いる。

【0026】

これに対して本実施形態における旋回モードにおける湾曲部 16 を湾曲駆動させる駆動方向は、通常の湾曲方向の状態から、その湾曲部 16 の先端が右回り又は左回りで円を描くように、湾曲部 16 を湾曲させる場合の意味で用いている。

図 3 中における 1 点鎖線で示す軸線 L は、湾曲部 16 が湾曲されていない中立状態における湾曲部 16 の長手軸に沿った軸線を示し、中立状態では、湾曲部 16 の基端 16 a からその先端側がこの軸線 L 上に乗る。

また、例えば湾曲状態 B0 は、術者が旋回指定部 19 の旋回スイッチ 19 b を ON にした時の湾曲状態であるとする。この場合、湾曲状態 B0 における湾曲部 16 の先端は軸線 L からの距離が半径 r となり、軸線 L に垂直な平面上にあり、旋回動作によりこの湾曲部 16 の先端はこの平面上で円 (つまり旋回円) の軌跡を描く如くに湾曲状態 B1, B2, B3 のように旋回する。従って、上記半径 r が旋回動作する旋回半径となる。なお、湾曲部 16 の先端が円を描く、軸線 L に垂直な平面を旋回平面とも言う。

【0027】

また、軸線 L の方向を Z 軸方向に設定すると、湾曲部 16 の先端は Z 軸とそれぞれ直交する旋回平面としての X、Y 平面上となる。

次に本実施形態による湾曲部 16 を旋回させる動作を以下に説明する。内視鏡装置 1 の電源が投入され、内視鏡装置 1 が動作状態になる。

10

20

30

40

50

術者は、例えば内視鏡 2 の挿入部 1 1 を患者の肛門から大腸の深部側に挿入して内視鏡検査を行う。大腸の深部側に挿入する手技において、捻り操作が有効な場面がある。例えば、図 4 の左側の図に示すように、大腸の腸管 6 0 が捩れている場合（特に S 状結腸と下行結腸の移行部分にて、高頻度で実現する）には、湾曲状態を維持したまま内視鏡を右に捻ることにより、図 4 の右側に示すように捩れを取り除く。

【 0 0 2 8 】

しかし、この捻り操作は、

(a) 捻る速度が急激であると、内視鏡先端と腸管 6 0 との引っ掛かりが外れて、深部側に挿入する手技が成功しない。

(b) 内視鏡をつかんだまま 1 8 0 ° 回転する必要があるが、手首だけの回転手技だけでは、捻り操作量が足りなくなる。

(c) 内視鏡により観察している方向が反転するため、内視鏡の先端の方向を誤認識し易い。

なお、上述した従来例を用いた場合には、(a) , (b) を解消できる可能性があるが、(c) を解消できない。

【 0 0 2 9 】

これに対して、本実施形態は、捻り操作でなく図 3 に示すような旋回動作により図 4 の場合に対しても、従来例によっても解消できない (c) を解消して、簡単な操作で大腸の深部側に円滑に挿入することができる。このように湾曲部 1 6 の先端を旋回させる場合の制御手順の 1 例を、図 5 のフローチャートを参照して説明する。

図 5 に示すように最初のステップ S 1 において、術者は、旋回指定部 1 9 を操作して旋回方向の指定を行った後、旋回スイッチ 1 9 b を ON して旋回動作を開始させる。

なお、旋回方向は、例えば図 3 の矢印で示すように軸線 L の先端側から見た場合における右方向（時計回り方法）に指定されているとする。術者は、旋回方向を左方向に指定することもできる。

【 0 0 3 0 】

次のステップ S 2 において湾曲制御部 5 は、旋回動作開始がされた最初の湾曲位置（図 3 の例では湾曲状態 B 0 ）に基づく旋回円の決定（設定）を行う。なお、この明細書では、湾曲位置を、湾曲部 1 6 の先端の位置の意味で、簡略的に表している。

具体的には、図 3 で説明したように最初の湾曲状態 B 0 により図 3 に示す円を旋回円に決定する。なお、湾曲状態 B 0 、 B 1 等の任意の湾曲状態の湾曲形状（中立位置からの湾曲方向及び湾曲角）は、湾曲形状検出手段としてのエンコーダ 5 7 a 、 5 7 b により検出される。この場合、最初の湾曲状態 B 0 における軸線 L から湾曲位置までの距離が旋回円の半径 r となり、湾曲位置までの動径方向の角 θ が（基準方向、例えば湾曲の上方向を角 0 として）決定される。

図 6 は、図 3 の軸線 L の先端側から湾曲部 1 6 の先端を、プリー角（又は湾曲角）の座標系で見た場合の旋回の説明図を示す。図 6 に示すように最初の湾曲位置を C 0 (r , θ) とする。この場合の中立位置（つまり、上下、左右のプリー角 0 , 0 ）から C 0 までの距離が旋回円の半径（旋回半径） r とし、上方向と半径 r の成す角を θ とする。

【 0 0 3 1 】

なお、プリー角の座標系での半径 r は、図 3 に示した半径 r とは、厳密には一致しないが、以下のように一方から他方に相互に変換できるので、本明細書においては簡略的に区別しない表記法を用いる。

上述したようにプリー角は、湾曲部 1 6 の湾曲角と同等と見なすことができる。また、プリー角の座標系での旋回半径と湾曲部 1 6 の先端の旋回半径とは所定の関係で対応する。

従って、予め、湾曲部 1 6 の先端の半径 r と、プリーの回転位置との対応表を内視鏡毎に測定してメモリ等にその情報を用意しておく、術者が旋回させたい旋回の半径をプリー角での旋回の半径に換算したり、プリー角での旋回の半径から逆に湾曲部 1 6 の先端の旋回の半径に換算することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

以下では、プリー角の座標系で説明する。ステップ S 2 の次の小さな時間後でのステップ S 3 において湾曲制御部 5 は、その時刻を現在とする湾曲位置に基づく旋回円の接線方向を算出する。つまり、図 6 に示すように現在の湾曲位置を $C(r, \theta)$ とすると (図 5 に示すように $\theta = \theta_0 + 90^\circ$ を算出して) 接線方向を算出する。

そして、次のステップ S 4 において湾曲制御部 5 は、 $|r - r_0|$ が基準値 D 以内か否かの判定を行う。つまり、湾曲制御部 5 は、 $|r - r_0| < D$ の条件を満たすか否かの判定を行う。

なお、基準値 D は、湾曲部 1 6 の先端を半径 r の旋回円の軌跡をトレースさせる動作に対応して適度の値に設定されている。例えば、基準値 D の値を小さくすることにより、実質的に半径 r で旋回させることができる。基準値 D の値を術者等の操作者が可変設定できるようにしても良い。

10

【 0 0 3 3 】

湾曲制御部 5 は、 $|r - r_0| < D$ の条件を満たす判定結果の場合には、ステップ S 5 に進み、その条件を満たさない判定結果の場合にはステップ S 6 に進む。

ステップ S 5 において湾曲制御部 5 (の決定部 5 a) は、ステップ S 3 において算出した接線方向を湾曲部 1 6 の先端を移動させる駆動方向として決定する。そして決定した駆動方向に湾曲部 1 6 を湾曲駆動する。

次のステップ S 7 において湾曲制御部 5 は、湾曲形状検出手段としてのエンコーダ 5 7 a、5 7 b により検出された現在の湾曲位置の情報を映像回路 3 7 の湾曲部形状生成回路 3 7 c に出力する。湾曲部形状生成回路 3 7 c は現在の湾曲部 1 6 の湾曲形状の映像信号を生成し、モニタ 1 0 に出力する。モニタ 1 0 の表示画面には、現在の湾曲形状が表示される。

20

【 0 0 3 4 】

術者は、モニタ 1 0 に表示される湾曲形状により、旋回動作中の湾曲形状を認識することができる。

ステップ S 7 の処理の後、ステップ S 8 の処理に進む。ステップ S 8 において湾曲制御部 5 は、術者により旋回動作停止の指示操作が行われた否かの判定を行う。具体的には、旋回指定部 1 9 の旋回スイッチ 1 9 b が OFF にされたか否かの判定を行う。OFF にされていない場合には、ステップ S 3 の処理に戻り、OFF にされた場合には図 5 の処理を終了する。

30

一方、ステップ S 4 において不等式の条件を満たさない場合には、ステップ S 6 において湾曲制御部 5 は、向心又は遠心方向を湾曲部 1 6 の先端を移動させる駆動方向として設定する。そして設定した駆動方向に湾曲部 1 6 を湾曲駆動する。

【 0 0 3 5 】

なお、このステップ S 6 においては、 $r - r_0 > D$ の場合には向心方向を駆動方向、 $r_0 - r > D$ の場合には遠心方向を駆動方向に設定して、駆動する。このステップ S 6 の後、ステップ S 7 に進む。

湾曲制御部 5 は、このような制御を行うことにより、湾曲部 1 6 の先端を、旋回指定部 1 9 により旋回動作が開始時の湾曲角に対応した半径 r で (挿入部 1 1 が軸方向に捻れることなく) 旋回動作させることができる。従って、上述したように従来例においては、大腸の深部側に挿入するための手技として捻る操作が行われていたが、その手技の代わりに本実施形態の旋回動作させることを行うことによって、より簡単に挿入部 1 1 を大腸の深部側への挿入を行うことができる。

40

【 0 0 3 6 】

本実施形態においては、旋回動作させた場合に以下に説明するように撮像ユニット 3 1 の視点が変化しないように維持できる。

図 7 の左側の図は、本実施形態により、旋回動作させた場合の代表的な位置での撮像ユニット 3 1 を構成する CCD 3 3 の視点を 3 角形により模式的に示す。この図 7 の左側に示すように本実施形態においては、視点の方向 (具体的には、CCD 3 3 の撮像画像の上

50

方向)、又はモニタ10で表示される内視鏡画像の表示方向が旋回動作した場合に変化しない。

これに対して従来例は、図7の右側に示すように捻るために視点が捻り量(捻り角)に応じて変化する。

【0037】

例えば図7の右側におけるCCDが上方向となる状態において、右方向に90°捻ると、CCDの上方向であった状態も、その捻る操作に連動して、横方向に変化する。また、内視鏡画像の表示の際の基準となる上方向は、CCDの方向に合わせてあるため、内視鏡画像も横方向に回転してしまう。

このため、術者は、内視鏡画像から実際に観察している方向の把握が困難になってしまう。なお、左側に捻った場合にも、その捻る操作に連動してCCDの上方向が横方向になってしまう。

これに対して、本実施形態においては、旋回動作を行った場合にも、視点の方向が変化しないので、モニタ10に表示される内視鏡画像が旋回動作のために回転してしまうこともない。このため、術者は従来例における観察方向の把握が困難になるようなことを解消できる。また、従来例では捻るために、その捻り量が制約されるのに対して、本実施形態においては、旋回動作の旋回量に制約されないで、旋回の回転数を大きくすることにより、いくらでも大きくできるメリットがある。

【0038】

以上は、視点をを用いて説明したが、湾曲部16の湾曲方向を用いた場合の説明は以下のようになる。図7の左側におけるCCDの上方向が、例えば湾曲部16の湾曲方向における例えば上方向に設定されているとする(図7中に湾曲の上方向と括弧で示している)。この場合、CCDの上方向の場合と同様に、旋回動作させた場合、湾曲部16の湾曲方向における上方向の方位は回転しないで同じ方位(図7では上方向の方位)を維持する。ここでは具体例として上方向の場合で説明したが、湾曲部16における他の湾曲方向も同様に旋回動作の際にその方位が変化しない。

従って、本実施形態は、湾曲駆動手段を構成する電動モータ55a, 55bにより、湾曲部16の各湾曲方向の方位が殆ど回転しない状態で、湾曲部16を旋回動作させることができる。

これに対して、図7の右側の従来例の場合には、捻ることから分かるように湾曲部の方位が変化してしまう。

このため、従来例では捻る操作を行った場合、湾曲部の体腔内での実際の湾曲方向の把握が困難になる。これに対して、本実施形態では旋回動作させた場合にも体腔内での湾曲部16の実際の湾曲方向の方位が変化しないため、湾曲操作を行い易い状態を維持できる。

従って本実施形態によれば、観察し易い状態を維持して、屈曲した大腸等のような部位への挿入を円滑に行うことができる。また、術者は、旋回指定部19の操作による簡単な操作により、大腸のように屈曲した部位への挿入を円滑に行うことができる。

また、旋回動作中における湾曲部16の湾曲形状の状態を表示するようにしているため、術者は旋回動作を視覚的に確認できる。

【0039】

(第2の実施形態)

次に本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、第1の実施形態の構成と同じである。但し、本実施形態においては、旋回指定部19は、旋回方向の指定と共に、旋回速度の指定を行うことができる構成になっている。

次に図8を参照して本実施形態の動作を説明する。図8は本実施形態における旋回動作をさせる制御手順の1例を示す。

内視鏡装置1の電源が投入されて動作が開始すると、最初のステップS11において術者は、旋回指定部19を操作して、旋回方向と旋回速度を指定した後、旋回動作を開始させる。術者により、旋回方向が右方向、旋回速度が と指定されたとする。

10

20

30

40

50

【0040】

すると、次のステップS12において湾曲制御部5は、現在の湾曲位置に基づく旋回円の設定を行う。現在の湾曲位置は、例えばC0(r ,)に、旋回円=半径 r の円に設定される。

このステップS12から短い時間経過後のステップS13の時刻を現在とした湾曲位置に基づく旋回目標位置Xの設定を行う。第1の実施形態においては、接線方向を旋回目標位置としていたが、本実施形態においては、旋回目標位置Xとして半径 r で、現在の湾曲位置の動径角を + t にしたものを旋回目標位置とする。

図9は、ステップS13の説明図を示す。図9において、時刻 t の湾曲位置をC(r ,)とすると、その時刻 t から t 後の旋回目標位置Xが設定される。

10

【0041】

この旋回目標位置Xは、X(r , + t)と設定される。次のステップS14において湾曲制御部5の決定部5aは、旋回目標位置Xに基づき、駆動方向を決定する。この場合、駆動方向はステップS13の湾曲位置から旋回目標位置Xの方向となる。つまり、C, 及びXをベクトルとすると、ベクトルX-Cの方向が駆動方向となる。駆動速度は|X-C|の大きさに応じて決定される。

そして、次のステップS15において湾曲制御部5は、所定の時間 t が経過しているかを判断する。所定の時間 t が経過していない場合には、この時間の経過を待つ。この場合、旋回目標位置Xへの駆動の動作が行われる。

【0042】

20

一方、所定の時間 t が経過している場合には、ステップS16の処理に進む。ステップS16において湾曲制御部5は、エンコーダ57a、57bにより検出された現在の湾曲位置の情報を映像回路37の湾曲部形状生成回路37cに出力する。湾曲部形状生成回路37cは現在の湾曲部16の湾曲形状の映像信号を生成し、モニタ10に出力する。モニタ10の表示画面には、現在の湾曲形状が表示される。

術者は、モニタ10に表示される湾曲形状により、現在の湾曲形状を認識することができる。その場合、旋回速度も確認できる。

次のステップS17において湾曲制御部5は、旋回動作停止の指示操作が行われたか否かの判定を行う。この指示操作が行われていない判定結果の場合には、ステップS13の処理に戻り、その湾曲位置において次の旋回目標位置Xが設定されて上述した動作を繰り返す。

30

【0043】

一方、ステップS17の判定処理において、旋回動作停止の指示操作が行われた場合には、湾曲制御部5は、図8の制御動作を終了する。

本実施形態によれば、第1の実施形態と同様に、簡単な操作で湾曲部16の先端を旋回させて、観察し易い状態を維持して挿入部11を屈曲した部位に円滑に挿入することができる。

本実施形態は、さらに旋回させる場合の旋回速度の設定を行うことができる。従って、術者は、術者が望むような旋回速度で旋回させることができる。

また、術者は、旋回動作中における湾曲部16が旋回している湾曲形状、旋回速度の状態を確認することができる。

40

【0044】

(第3の実施形態)

次に本発明の第3の実施形態を説明する。本実施形態の構成は、第1の実施形態の構成と同じである。但し、本実施形態においては、旋回指定部19は、旋回方向の指定と共に、旋回半径の大きさの指定を行うことができる構成になっている。

上述した第1及び第2の実施形態においては、旋回指定部19により旋回動作を開始させる場合、開始時における湾曲部16の先端の位置から決まる半径(の値)を、旋回させる場合の旋回半径に設定していた。

これに対して、本実施形態においては、旋回動作を開始させる開始時における湾曲部1

50

6の先端の位置から決まる半径と異なる半径を旋回半径に設定して旋回動作を行わせることができる構成にしている。

【0045】

このため、以下に説明するように本実施形態においては、旋回動作を開始する場合、湾曲制御部5は、開始時における湾曲部16の先端の位置（から決まる半径）の情報を取得し、指示設定された旋回半径に移行させた後、旋回半径で旋回動作させる制御を行う。

次に図10を参照して本実施形態の動作を説明する。図10は本実施形態における旋回動作をさせる制御手順の1例を示す。

内視鏡装置1の電源が投入されて動作が開始すると、最初のステップS21において術者は、旋回指定部19を操作して、旋回方向と旋回半径を指定した後、旋回動作を開始させる。術者により、旋回方向が右方向、旋回半径がRと指定されたとする。

10

【0046】

次のステップS22において湾曲制御部5は、エンコーダ57a、57bを介して現在の湾曲位置の情報を取得する。例えば図11に示すように、ステップS22において取得した湾曲位置が $C(r, \theta)$ であるとする。

次のステップS23において湾曲制御部5は、現在の湾曲位置の半径 r と指定された旋回半径 R との差分の絶対値が所定値より大きいか否かの判定を行う。つまり、湾曲制御部5は、 $|r - R| > \text{所定値}$ の条件を満たすか否かの判定を行う。

図11においては、この条件を満たす場合の旋回半径 R が設定されている例を示している。時刻 t での湾曲位置を $C(r, \theta)$ とした場合、その内側に $r - R > \text{所定値}$ の旋回半径 R が設定されている。

20

【0047】

この場合には、次のステップS24において湾曲制御部5は、現在の湾曲位置に基づく旋回目標位置 $X1$ の設定を行う。具体的には、旋回目標位置 $X1$ を $X1(R, \theta)$ とする。

この設定の後、次のステップS25において湾曲制御部5は、旋回目標位置 $X1$ に基づき駆動方向を決定する。具体的には湾曲制御部5は、湾曲形状検出手段としてのエンコーダ57a、57bによる検出信号を参照して湾曲角を所定量だけ変化させるように制御した後、ステップS22の処理に戻る。

図11に示す例では太い矢印Aで示す方向に湾曲角を変化させる。このようにして、ステップS22～S25の処理を繰り返すことにより、現在の湾曲位置 $C(r, \theta)$ の r を R に近い値に設定できる。従って、その場合にはステップS23に示す $|r - R| > \text{所定値}$ の条件を満たさない、つまり $|r - R| \leq \text{所定値}$ の判定となる。

30

【0048】

この判定結果の場合には、ステップS26に進み、このステップS26において湾曲制御部5は、現在の湾曲位置に基づく旋回目標位置 $X2$ の設定を行う。湾曲制御部5は、現在の湾曲位置 $C(r, \theta)$ に対して、旋回目標位置 $X2(R, \theta + d)$ を設定する。

次のステップS27において湾曲制御部5は、現在の湾曲位置の情報を取得する。この場合、旋回半径 R に近い半径 r となる湾曲位置 $C(r, \theta)$ となる。

次のステップS28において湾曲制御部5は、旋回目標位置 $X2$ と現在の湾曲位置 C との差分の絶対値が所定値よりも大きいか否かの判定を行う。つまり、湾曲制御部5は、 $|X2 - C| > \text{所定値}$ の判定を行う。

40

この不等式を満たす判定結果の場合には、ステップS29において湾曲制御部5は、旋回目標位置 $X2$ に基づき駆動方向を決定する。

【0049】

具体的には、駆動方向として、旋回目標位置 $X2$ と湾曲位置 C とをベクトルとした場合には $X2 - C$ のベクトル方向を駆動方向として決定する。図11においては、例えば矢印Bで示すように現在の湾曲位置 C の半径 r の接線方向（又は半径 r を保ちつつ r を増加させる）駆動方向とする決定を行う。

この決定後、湾曲制御部5は、モータ駆動部56を介して現在の湾曲位置を駆動方向に

50

移動させる制御を行い、次のステップ S 3 0 に進む。

一方、ステップ S 2 8 において $|X 2 - C| >$ を満たさない判定結果の場合、つまり現在の湾曲位置 C が巡回目標位置 X 2 に近いと見なすことができる場合には、ステップ S 3 0 に進む。

ステップ S 3 0 において湾曲制御部 5 は、エンコーダ 5 7 a、5 7 b により検出された現在の湾曲位置の情報を映像回路 3 7 の湾曲部形状生成回路 3 7 c に出力する。そして、モニタ 1 0 の表示画面に、現在の湾曲形状が表示されるようにする。

【 0 0 5 0 】

術者は、モニタ 1 0 に表示される湾曲形状により、湾曲動作中における湾曲部 1 6 の湾曲形状を巡回半径の大きさを含めて認識することができる。次のステップ S 3 1 において湾曲制御部 5 は、巡回動作停止の指示操作が行われたか否かの判定を行う。

この指示操作が行われていない判定結果の場合には、ステップ S 2 6 の処理に戻り、その時刻での湾曲位置の情報取得を行い、その時刻における次の巡回目標位置 X 2 が設定されて上述した動作を繰り返す。

一方、ステップ S 3 1 の判定処理において、巡回動作停止の指示操作が行われた場合には、湾曲制御部 5 は、図 1 0 の湾曲部 1 6 を巡回させる巡回動作を終了させる。

本実施形態は、第 1 の実施形態と同様の効果を有する。また、本実施形態は、さらに巡回させる場合の巡回半径の設定を行うことができる。従って、術者は、術者が望む巡回半径で巡回させることができる。

【 0 0 5 1 】

なお、本実施形態の変形例として、第 2 の実施形態のように巡回速度を設定できるようにしても良い。

また、本実施形態は、図 1 に示した構成の内視鏡装置 1 の場合に限定されるものでなく、図 1 2 に示すような構成でも良い。

図 1 2 に示す内視鏡装置 1 B は、図 1 に示した内視鏡 2 を備えた内視鏡装置 1 において、内視鏡 2 における挿入部 1 1 内部には、その長手方向に位置検出素子として N 個のソースコイル 7 1 a、7 1 b、... 7 1 n が所定の間隔で配置されている。

これらのソースコイル 7 1 a、7 1 b、... 7 1 n は、プロセッサ 6 内部に設けたソースコイル駆動部 7 2 と接続され、ソースコイル駆動部 7 2 は交流のコイル駆動信号をソースコイル 7 1 a、7 1 b、... 7 1 n に順次印加する。これにより、挿入部 1 1 の内部に設けられたソースコイル各々の周囲には、交流磁界が発生する。

【 0 0 5 2 】

また、内視鏡 2 が挿入される患者が載置される図示しないベッドの周囲の所定位置には、ソースコイル 7 1 a、7 1 b、... 7 1 n で発生した交流磁界を検出するセンスコイルユニット 7 が配置され、内視鏡形状検出装置 8 と接続されている。

このセンスコイルユニット 7 は、挿入部 1 1 の内部に設けられた N 個のソースコイル 7 1 a、7 1 b、... 7 1 n から発せられる磁界を各々検出し、磁界検出信号として出力するセンスコイル群 4 4 を備えている。

内視鏡形状検出装置 8 は、センスコイルユニット 7 から出力される磁界検出信号を増幅するアンプ 4 5 と、アンプ 4 5 から出力される磁界検出信号に基づいて N 個のソースコイル 7 1 a、7 1 b、... 7 1 n の 3 次元座標位置を検出するソースコイル位置算出部 4 6 と、ソースコイル位置算出部 4 6 から出力される挿入形状情報に基づいて挿入部 1 1 の挿入形状を算出し、挿入形状画像信号として出力する挿入形状算出部 4 7 と、を有している。

【 0 0 5 3 】

この挿入形状算出部 4 7 から出力される挿入形状画像信号は、モニタ 1 0 C に出力され、モニタ 1 0 C の表示画面には挿入部 1 1 の挿入形状画像が表示される。

図 1 2 に示す変形例の内視鏡装置 1 B を用いた場合には、内視鏡 2 の挿入部 1 1 の挿入形状を観察しながら体腔内に挿入することができる。従って、術者は体腔内への挿入をより行い易くなる。

さらに、図 1 2 に示す内視鏡装置 1 B においては、プロセッサ 6 側において巡回動作に

10

20

30

40

50

おける各種の指定を行う旋回指定部 19 が設けてあり、指定した信号は湾曲制御部 5 に入力される。

この旋回指定部 19 は、旋回方向を指定する方向スイッチ 19 a、旋回動作の開始 / 停止を行う旋回スイッチ 19 b、旋回速度を指定する速度指定スイッチ 19 c、旋回円の半径を指定する半径指定スイッチ 19 d が設けてある。

【0054】

方向スイッチ 19 a、旋回スイッチ 19 b は、第 1 の実施形態で説明したものと同様であり、速度指定スイッチ 19 c は、複数の旋回速度それぞれ対応した複数のスイッチが設けてあり、術者等の操作者は、複数の旋回速度から 1 つの旋回速度に対応したスイッチを ON して指定する。

また、半径指定スイッチ 19 d も複数の半径それぞれに対応した複数のスイッチが設けてあり、操作者は複数の半径から 1 つの半径に対応したスイッチを ON して指定する。

従って、操作者は、旋回指定部 19 を操作することにより、旋回方向、旋回速度、旋回円の半径等を指定することができる。

そして、旋回指定部 19 により旋回方向、旋回速度、旋回円の半径を指定して旋回動作させた場合には、モニタ 10 により旋回動作中における旋回方向、旋回速度、旋回円の半径を確認することができる。

【0055】

なお、上述した実施形態の他に、ジョイスティック 18 を旋回動作させるように操作した情報を旋回指定情報として記録部等に予め記録しておき、操作者は、その記録した旋回指定情報に従って湾曲駆動手段としての電動モータ 55 a、55 b により湾曲部 16 を湾曲駆動させる指示操作を行うことにより、湾曲部 16 を旋回動作させるようにしても良い。

【0056】

なお、上述した実施形態においては、ジョイスティックモータ 58 a、58 b を設けた例で説明したが、ジョイスティックモータ 58 a、58 b を設ける代わりに回動自在のローラをそれぞれ設けるようにしても良い。そして、エンコーダ 59 a、59 b により、各ローラの回転角を検出する構成にしても良い。

また、上述した各実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態等も本発明に属する。

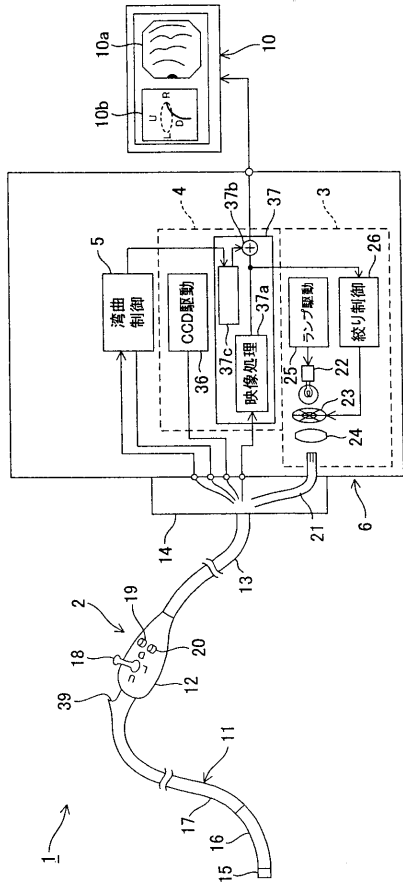
本出願は、2009年8月26日に日本国に出願された特願2009-195865号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

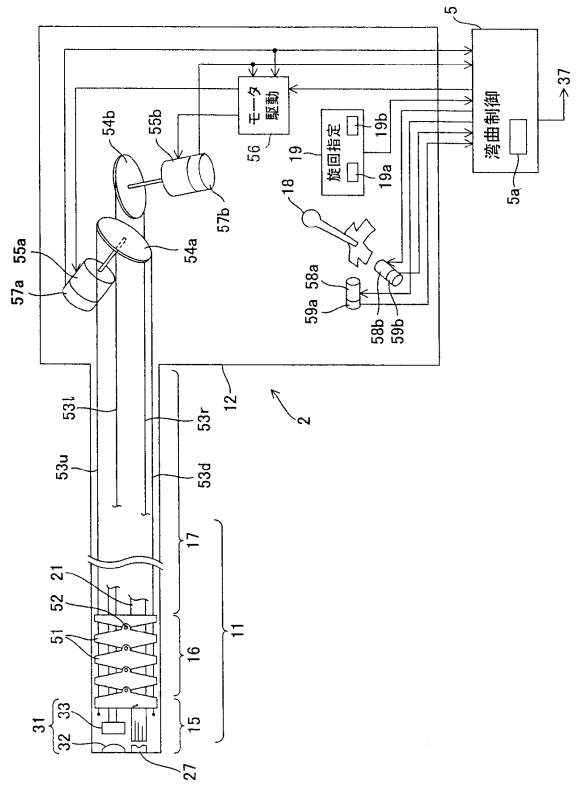
20

30

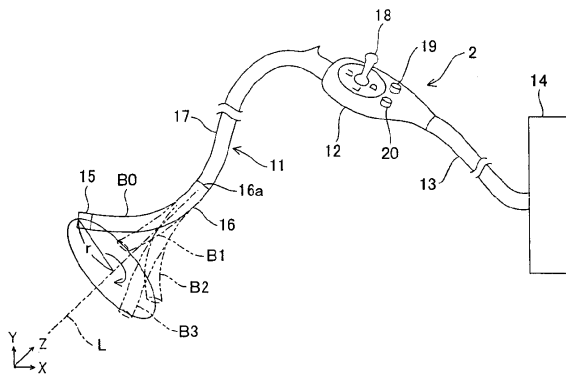
【図1】



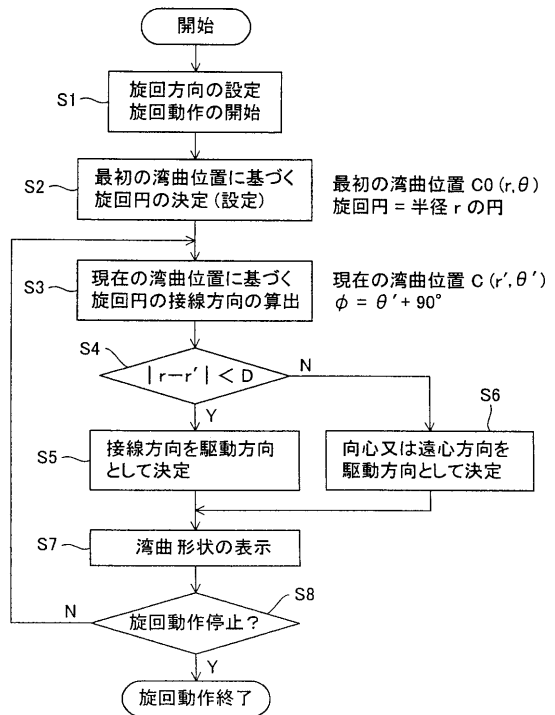
【図2】



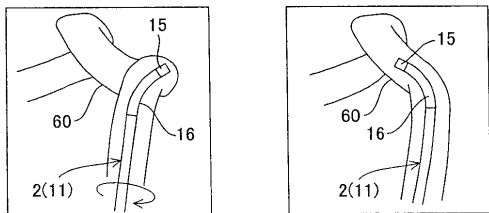
【図3】



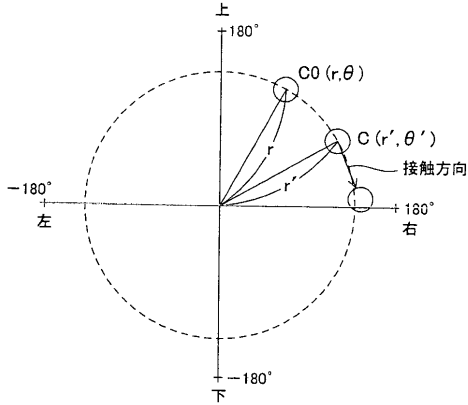
【図5】



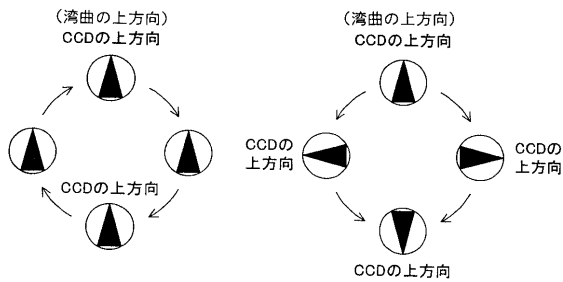
【図4】



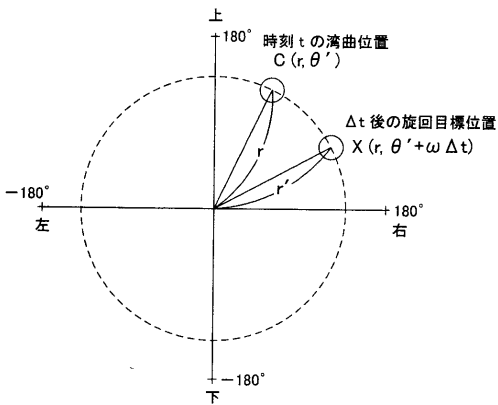
【図6】



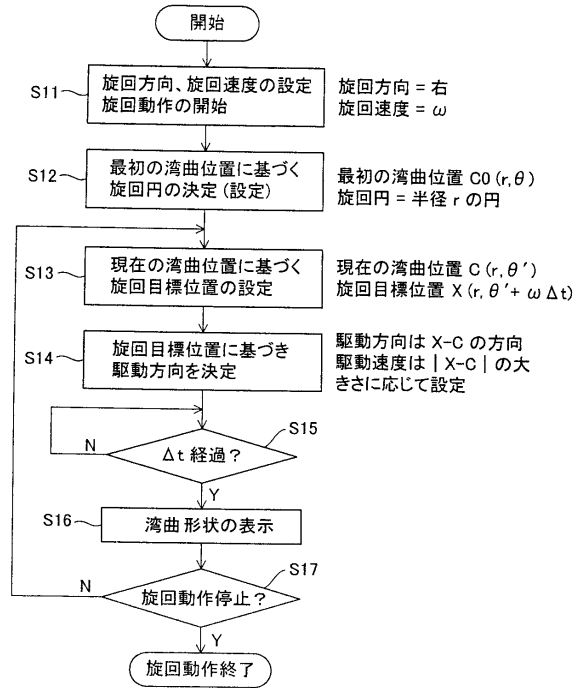
【図7】



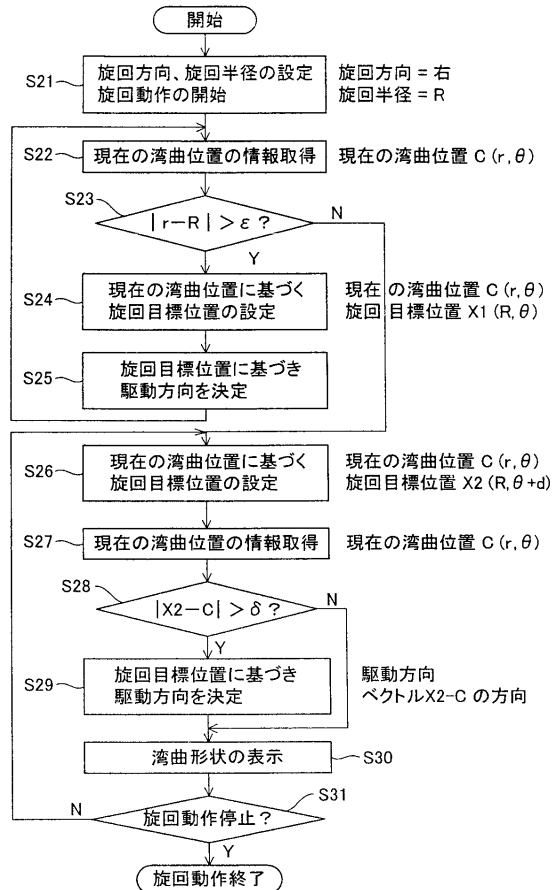
【図9】



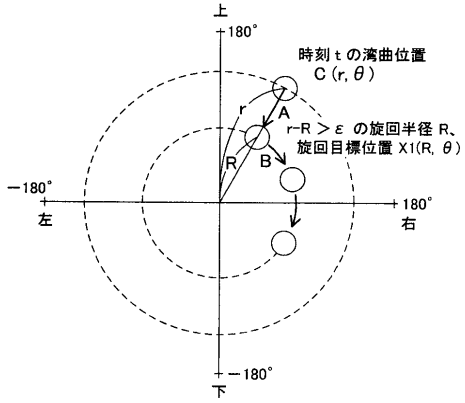
【図8】



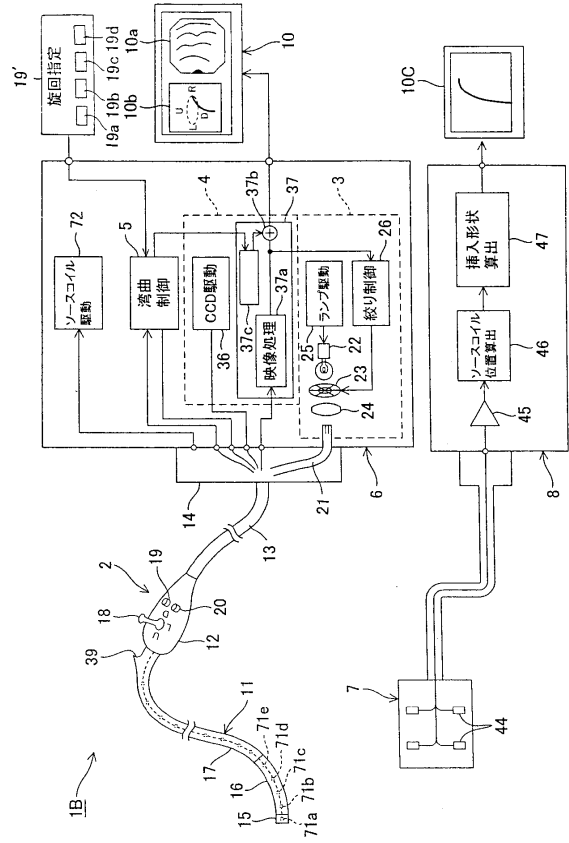
【図10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平5 - 211993 (JP, A)
特開平4 - 2320 (JP, A)
特開平4 - 2322 (JP, A)
特開平4 - 2321 (JP, A)
特開平3 - 268735 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4896264B2	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	JP2010550942	申请日	2010-07-08
[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	田中秀樹		
发明人	田中 秀樹		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00039 A61B1/0016 A61B1/0052		
FI分类号	A61B1/00.310.H		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009195865 2009-08-26 JP		
其他公开文献	JPWO2011024565A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜装置，包括：内窥镜，包括设置有弯曲部分的插入部分；指定部分，其指定用于使弯曲部分的远端相对于弯曲部分的近端转动的转动动作；确定部分，其确定弯曲部分的驱动方向，以便基于指定的转动运动的信息转动弯曲部分；以及弯曲驱动部分，其通过驱动弯曲部分在由确定部分确定的驱动方向上的弯曲来转动弯曲部分。

【 图 5 】

