

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4804594号
(P4804594)

(45) 発行日 平成23年11月2日 (2011. 11. 2)

(24) 登録日 平成23年8月19日 (2011. 8. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 1 O H

A 6 1 B 1/00 3 2 O Z

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2011-505315 (P2011-505315)
 (86) (22) 出願日 平成22年7月8日 (2010. 7. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/061590
 (87) 国際公開番号 W02011/040104
 (87) 国際公開日 平成23年4月7日 (2011. 4. 7)
 審査請求日 平成23年2月8日 (2011. 2. 8)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-228025 (P2009-228025)
 (32) 優先日 平成21年9月30日 (2009. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(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 田中 秀樹
 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 小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び湾曲駆動制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端側に湾曲自在な湾曲部が設けられた挿入部と、
 前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部と、
 挿入部の挿入形状を挿入形状情報として検出する挿入形状検出部と、
 前記挿入形状情報に基づき、屈曲した管状体腔内に挿入された前記挿入部が、前記管状
 体腔の屈曲部位において屈曲された屈曲位置を屈曲位置情報として算出する屈曲位置算出
 部と、
 前記屈曲位置情報と前記挿入形状情報に基づき、前記屈曲位置を基準に前記挿入部の屈
 曲姿勢を屈曲状態情報として算出する屈曲状態算出部と、
 前記屈曲状態情報に基づき、前記管状体腔の屈曲部位が直線状態となるように前記湾曲
 部を駆動させる湾曲駆動平面を湾曲駆動平面情報として算出する湾曲駆動平面算出部と、
 前記屈曲状態情報と前記湾曲駆動平面情報に基づき、前記湾曲駆動平面上における前記
 挿入部の屈曲方向を屈曲方向情報として算出する屈曲方向算出部と、
 前記屈曲状態情報に基づき、前記屈曲方向と逆方向を湾曲駆動方向として前記湾曲駆動
 平面上において前記湾曲部を駆動させる制御信号を前記湾曲駆動部に出力する制御部と、
 を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記湾曲制御部は、前記湾曲駆動平面の情報を利用して前記湾曲部を前記湾曲駆動平面
 に平行に湾曲駆動する制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

20

【請求項 3】

さらに、前記湾曲部における所定の湾曲方向を基準方位として検出する方位検出部を有し、

前記湾曲制御部は、推定した前記湾曲駆動平面の情報と前記基準方位の情報に基づいて算出される前記湾曲駆動平面と前記基準方位とがなす角度に基づき、前記基準方位から前記角度をなす方向に前記湾曲部を前記湾曲駆動平面に平行に湾曲駆動する制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

さらに、前記湾曲部における所定の湾曲方向を基準方位として検出する方位検出部を有し、

前記湾曲制御部は、さらに前記挿入部の先端付近に、前記挿入部の軸方向を法線方向とする仮想平面を設定し、該仮想平面と前記湾曲駆動平面との交差線を算出すると共に、該交差線が前記基準方位となす角度を算出することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記湾曲制御部は、前記湾曲部における現在の湾曲位置から前記角度の方向を、前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動方向に決定し、前記角度の方向に前記湾曲部を湾曲駆動する制御を行うことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記湾曲制御部は、前記湾曲駆動平面における前記挿入部の先端側の屈曲した屈曲方向と逆方向に前記湾曲部を湾曲駆動する制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記湾曲制御部は、前記平面が含まれる前記挿入部の先端側における該挿入部の長手方向に沿って取得した複数の座標に対しての主成分分析を実施して前記湾曲駆動平面を推定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 8】

前記湾曲制御部は、前記平面が含まれる前記挿入部の先端側における該挿入部の長手方向に沿って取得した複数の座標に対しての主成分分析を実施して前記湾曲駆動平面を推定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記湾曲制御部は、前記湾曲駆動平面が含まれる前記挿入部の先端側における該挿入部の長手方向に沿って取得した複数の座標に対しての主成分分析を実施して前記湾曲駆動平面を推定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 10】

前記湾曲制御部は、前記湾曲駆動平面における前記挿入部の先端側の屈曲した屈曲方向と逆方向に前記湾曲部を湾曲駆動する制御を行うことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記挿入部の先端側には前記湾曲部の基端に第 2 の湾曲部が設けられていることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記湾曲制御部は、前記湾曲部の湾曲駆動の制御状態に追従するように前記第 2 の湾曲部を湾曲駆動する制御を行う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】

湾曲自在の湾曲部が設けられた挿入部の先端側が管状体腔内における屈曲した屈曲形状に沿って挿入された際の前記挿入部の先端側を含む屈曲平面を推定する屈曲平面推定ステップと、

前記挿入部の先端付近に、前記挿入部の先端側の軸方向を法線方向とした仮想平面を設定する仮想平面設定ステップと、

10

20

30

40

50

前記屈曲平面及び前記仮想平面との交差線が前記湾曲部における所定の湾曲方向となす角度に基づき、前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動方向を決定する湾曲駆動方向決定ステップと、

を具備することを特徴とする湾曲駆動制御方法。

【請求項 14】

前記屈曲平面推定ステップは、前記屈曲形状に沿って挿入された前記挿入部の先端側における複数の座標位置に対する主成分分析を用いて互いに直交する3つの主成分方向を推定した推定結果から、前記屈曲平面を推定することを特徴とする請求項13に記載の湾曲駆動制御方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の湾曲部を電氣的に湾曲駆動する内視鏡装置及び湾曲駆動制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

挿入部の先端側に撮像手段と、湾曲自在の湾曲部を設けた内視鏡は体腔内の検査、診断等に広く用いられるようになっている。

また、大腸等の複雑に屈曲した体腔内に挿入部を円滑に挿入する場合には、熟練を要する場合がある。例えば、大腸内における横行結腸は、撓んでいるためにそのままの状態
20 深部側の肝湾曲側に挿入しずらいため、横行結腸のたわみを取り除き、直線化する挿入手技としての所謂、跳ね上げが一般に行われる。

しかし、内視鏡画像からどの方向に横行結腸が走行している面であるか等が分かりづらいため、湾曲させるべき方向を決定することが困難であると共に、円滑な挿入を行うことが困難であった。

【0003】

一方、例えば特開2006-116289号公報においては、挿入部を円滑に挿入し易くするために、挿入部の先端部に設けた撮像手段により得られた撮像画像に加えて、挿入部の長手方向に配置した位置検出コイルの位置検出に基づいて算出した挿入部の先端側の挿入形状（屈曲形状）の情報を利用する内視鏡装置が開示されている。
30

【0004】

しかしながら、上記公報の従来例による挿入形状のみでは、例えば大腸内における横行結腸におけるたわみを取り除くような適切な方向に精度良く湾曲駆動するように跳ね上げる湾曲制御ができない。

このため、挿入部の先端側の挿入形状から、横行結腸におけるたわみを取り除く方向に跳ね上げるように湾曲駆動する等、適切な方向に精度良く湾曲部を湾曲駆動することが望まれる。この場合、上記従来例における内視鏡画像を必要としないで、湾曲部を湾曲駆動することができると、より有効となる。

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、挿入部の先端側の屈曲した挿入形状に基づいて湾曲部を適切な方向に精度良く湾曲駆動することができる内視鏡装置及び湾曲駆動制御方法を提供することを目的とする。
40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の内視鏡装置は、先端側に湾曲自在な湾曲部が設けられた挿入部と、

前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部と、

挿入部の挿入形状を挿入形状情報として検出する挿入形状検出部と、

前記挿入形状情報に基づき、屈曲した管状体腔内に挿入された前記挿入部が、前記管状体腔の屈曲部位において屈曲された屈曲位置を屈曲位置情報として算出する屈曲位置算出部と、

50

前記屈曲位置情報と前記挿入形状情報に基づき、前記屈曲位置を基準に前記挿入部の屈曲姿勢を屈曲状態情報として算出する屈曲状態算出部と、

前記屈曲状態情報に基づき、前記管状体腔の屈曲部位が直線状態となるように前記湾曲部を駆動させる湾曲駆動平面を湾曲駆動平面情報として算出する湾曲駆動平面算出部と、

前記屈曲状態情報と前記湾曲駆動平面情報に基づき、前記湾曲駆動平面上における前記挿入部の屈曲方向を屈曲方向情報として算出する屈曲方向算出部と、

前記屈曲状態情報に基づき、前記屈曲方向と逆方向を湾曲駆動方向として前記湾曲駆動平面上において前記湾曲部を駆動させる制御信号を前記湾曲駆動部に出力する制御部と、
を具備することを特徴とする。

【0006】

10

本発明の湾曲駆動制御方法は、湾曲自在の湾曲部が設けられた挿入部の先端側が管状体腔内における屈曲した屈曲形状に沿って挿入された際の前記挿入部の先端側を含む屈曲平面を推定する屈曲平面推定ステップと、

前記挿入部の先端付近に、前記挿入部の先端側の軸方向を法線方向とした仮想平面を設定する仮想平面設定ステップと、

前記屈曲平面及び前記仮想平面との交差線が前記湾曲部における所定の湾曲方向となす角度に基づき、前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動方向を決定する湾曲駆動方向決定ステップと、

を具備することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

20

【0007】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図2】図2は内視鏡及び湾曲制御装置の構成を示す図。

【図3】図3は大腸内に挿入部を挿入する場合の処理手順を示すフローチャート。

【図4】図4は所定領域の場合における湾曲駆動方向を決定する処理手順を示すフローチャート。

【図5】図5は挿入部が大腸内における脾湾曲を経て横行結腸側まで挿入された状態を示す説明図。

【図6】図6は図5の状態において屈曲平面等を推定する処理手順を示すフローチャート。

30

【図7A】図7Aは主成分分析により屈曲平面上に設定された5点に対して算出される第1の主成分方向及び第2の主成分方向を示す図。

【図7B】図7Bは主成分分析により屈曲平面上に設定された5点に対して第1の主成分方向及び第2の主成分方向に垂直な第3の主成分方向を示す図。

【図8】図8はプリー角の座標系上において現在の湾曲位置から湾曲部を湾曲駆動する方向を示す説明図。

【図9】図9は本発明の第2の実施形態における湾曲制御装置の構成を示す。

【図10】図10は第2の湾曲部を湾曲駆動する場合の説明図。

【図11】図11は第2の実施形態における湾曲駆動処理の手順を示すフローチャート。

【図12】図12は第2の実施形態における挿入部の先端側を大腸内部に挿入する場合の説明図。

40

【図13】図13は本発明の第3の実施形態における湾曲制御装置の構成を示す。

【図14】図14は第3の実施形態における湾曲駆動処理の手順を示すフローチャート。

【図15】図15は第3の実施形態における挿入部の先端側を大腸内部に挿入する場合の説明図。

【図16】図16は本発明の第4の実施形態における湾曲制御装置の構成を示す。

【図17】図17は第1及び第2の湾曲部を湾曲駆動する場合の説明図。

【図18】図18は第4の実施形態における挿入部の先端側を大腸内部に挿入する場合の説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 0 8 】

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)

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、体腔内等に挿入される内視鏡 2 と、この内視鏡 2 に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 の湾曲部の湾曲制御を行う湾曲制御部 5 等を内蔵したビデオプロセッサ 6 とを有する。

この内視鏡装置 1 は、さらに内視鏡 2 に設けられた位置検出用のソースコイルの位置検出を行うセンスコイルユニット 7 と、このセンスコイルユニット 7 からの検出信号により、内視鏡 2 の挿入部 1 1 の挿入形状を検出し、その画像を生成する挿入形状検出装置 8 と、撮像手段により撮像した内視鏡画像と挿入形状検出装置 8 による挿入形状検出画像とをそれぞれ表示するモニタ 1 0 A 及び 1 0 B とを有する。

10

【 0 0 0 9 】

内視鏡 2 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた操作部 1 2 と、この操作部 1 2 から延出されたユニバーサルコード 1 3 とを有し、このユニバーサルコード 1 3 の後端のコネクタ 1 4 は、ビデオプロセッサ 6 に着脱自在に接続される。

また、挿入部 1 1 は、その先端に設けられた硬質の先端部 1 5 と、この先端部 1 5 の後端に隣接して湾曲自在に設けられた湾曲部 1 6 と、この湾曲部 1 6 の後端から操作部 1 2 の前端にまで延びる長尺の可撓性を有する可撓管部 1 7 とを有する。

20

操作部 1 2 には、前記湾曲部 1 6 を湾曲方向及び湾曲角度の指示操作を行う湾曲指示操作手段としての湾曲用ジョイスティック 1 8 と、自動湾曲（自動挿入）モードと手動湾曲（手動挿入）モードの選択を行うモード選択スイッチ 1 9 と、静止画の表示指示などを行うスコープスイッチ 2 0 とが設けてある。

【 0 0 1 0 】

なお、自動湾曲モードが選択された場合においては、湾曲制御部 5 は、湾曲部 1 6 の湾曲駆動方向を自動的に決定し、術者は単に挿入部 1 1 を深部側に押し込む作業を行う。手動湾曲モードが選択された場合においては、術者がジョイスティック 1 8 を操作して湾曲部 1 6 の湾曲駆動方向の指示操作し、湾曲駆動部 5 は指示操作に従った湾曲駆動方向を、湾曲部 1 6 に対する湾曲駆動方向として決定する。そして、術者は、挿入部 1 1 を深部側に押し込む作業を行う。

30

この内視鏡 2 の挿入部 1 1 内等には、照明光を伝送するライトガイド 2 1 が挿通されており、このライトガイド 2 1 の後端は、コネクタ 1 4 から突出して入射端面となる。

この入射端面には、光源部 3 に内蔵されたランプ 2 2 による照明光が絞り 2 3 及び集光レンズ 2 4 を経て入射される。なお、ランプ 2 2 はランプ駆動回路 2 5 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。

【 0 0 1 1 】

また、絞り 2 3 は、絞り制御回路 2 6 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 2 1 により伝送された照明光は、挿入部 1 1 の先端部 1 5 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 2 7（図 2 参照）を経て外部に出射され、体腔内の患部等の被写体を照明する。

40

図 2 に示すように先端部 1 5 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、撮像ユニット 3 1 が取り付けられている。

この撮像ユニット 3 1 は、図示しないレンズ枠に取り付けられ、被写体の光学像を結像する対物レンズ 3 2 と、この対物レンズ 3 2 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 と略記）3 3 とを有する。

【 0 0 1 2 】

そして、CCD 3 3 に接続されたケーブルは、挿入部 1 1 内等を挿通され、その後端側は図 1 に示すようにコネクタ 1 4 の電気接点を経て信号処理部 4 を構成する CCD 駆動回

50

路 3 6 及び映像処理回路 3 7 に接続される。

ＣＣＤ駆動回路 3 6 は、ＣＣＤ駆動信号を発生し、このＣＣＤ駆動信号をＣＣＤ 3 3 に印加する。ＣＣＤ 3 3 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出力信号として出力する。

このＣＣＤ出力信号は、映像処理回路 3 7 に入力され、映像処理回路 3 7 は、ＣＣＤ 3 3 の撮像面の光学像を内視鏡画像として表示する映像信号を生成し、モニタ 1 0 A に出力することにより、モニタ 1 0 A の表示画面には内視鏡画像が表示される。

【 0 0 1 3 】

なお、ＣＣＤ 3 3 は、先端部 1 5 内における湾曲部 1 6 の湾曲方向と所定の関係を持つように配置されている。具体的には、ＣＣＤ 3 3 の撮像面の上方向が湾曲部 1 6 の上下左右の湾曲方向における上方向としている。

10

また、映像信号は、絞り制御回路 2 6 に入力され、この絞り制御回路 2 6 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 2 3 の開口量を調整する。そして、絞り 2 3 を通過する照明光量が基準値となるように自動調光する。

また、映像処理回路 3 7 は、内視鏡画像中における暗部の有無を、画像処理により検出する暗部検出回路 3 7 a を有する。この暗部検出回路 3 7 a による暗部の有無の検出（判定）情報は、湾曲制御部 5 に送られる。

【 0 0 1 4 】

20

湾曲制御部 5 は、挿入部 1 1 を自動湾曲する自動湾曲モードが選択されている場合においては、通常は暗部を挿入する場合の目標位置として、先端部 1 5 が暗部の方向を目指す（指向する）ように湾曲部 1 6 の湾曲駆動方向及び湾曲量（湾曲角）を制御する。

また、手動挿入モードにおいては、術者は、暗部を挿入する場合の目標位置として、先端部 1 5 が暗部の方向を目指すようにジョイスティック 1 8 を操作して、湾曲部 1 6 の湾曲駆動方向及び湾曲量（湾曲角）を設定する。

挿入部 1 1 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 1 2 の前端付近に設けられた処置具挿入口 3 9 と連通している。

【 0 0 1 5 】

30

また、挿入部 1 1 の先端部 1 5 の後端に隣接して湾曲部 1 6 が設けてあり、ビデオプロセッサ 6 内部に設けた湾曲制御部 5 は、図 2 に示すような電動方式の湾曲駆動機構 5 0 の制御を行う構成となっている。図 2 の湾曲駆動機構 5 0 及び湾曲制御部 5 により、湾曲制御装置 4 0 が構成される。

湾曲部 1 6 を構成する複数の湾曲駒 5 1 は、湾曲部 1 6 の長手方向にそれぞれ隣接する部分がリベット 5 2 により回転自在に連結されている。

各湾曲駒 5 1 は、リベット 5 2 を設ける位置によって湾曲する方向が定まり、リベット 5 2 は、左右位置と上下位置に交互または適宜周期毎に配置され、湾曲部 1 6 は上下方向、左右方向の他に任意の方向に湾曲可能になっている。

【 0 0 1 6 】

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 5 2 のみで示している。また、挿入部 1 1 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（湾曲ワイヤ）5 3 u、5 3 d と 5 3 l、5 3 r とが挿通され、これらのアングルワイヤ 5 3 u、5 3 d と 5 3 l、5 3 r の先端は先端部 1 5 に固着されている。

また、アングルワイヤ 5 3 u、5 3 d と 5 3 l、5 3 r の後端は、操作部 1 2 内に配置された上下湾曲用プーリ 5 4 a と、左右湾曲用プーリ 5 4 b に固定されている。

プーリ 5 4 a、5 4 b は、湾曲部 1 6 を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 5 5 a、5 5 b により正逆自在に回転される。電動モータ 5 5 a、5 5 b は、モータ駆動部 5 6 によるモータ駆動信号により駆動される。モータ駆動部 5 6 は、湾曲制御部 5 により制御される。

【 0 0 1 7 】

50

なお、図 1 においては湾曲制御部 5 を、ビデオプロセッサ 6 の内部に設けた構成例で示しているが、湾曲制御部 5 を、操作部 1 2 内部など内視鏡 2 の内部に設けるようにしても良い。

モータ駆動部 5 6 によるモータ駆動信号で駆動される電動モータ 5 5 a , 5 5 b は、プーリ 5 4 a , 5 4 b を回転し、プーリ 5 4 a , 5 4 b の回転によりアングルワイヤ 5 3 u 、 5 3 d 、 5 3 l 、 5 3 r を牽引させて湾曲部 1 6 を湾曲駆動する。

プーリ 5 4 a , 5 4 b を回転させた場合、プーリ 5 4 a , 5 4 b の回転角に対応してアングルワイヤ 5 3 u 、 5 3 d 、 5 3 l 、 5 3 r の牽引量が決まると共に、牽引量に対応して湾曲部 1 6 は湾曲する。従って、電動モータ 5 5 a , 5 5 b 又はプーリ 5 4 a , 5 4 b の回転角又はアングルワイヤ 5 3 u 、 5 3 d 、 5 3 l 、 5 3 r の牽引量（移動量）を検出することにより、湾曲部 1 6 の湾曲角を検出することができる。

10

【 0 0 1 8 】

本実施形態においては、例えば電動モータ 5 5 a , 5 5 b のシャフト部に取り付けられているロータリエンコーダ（以下、エンコーダと略記） 5 7 a , 5 7 b によって、プーリ 5 4 a 、 5 4 b の回転角を介して湾曲部 1 6 の湾曲角を検出する構成にしている。

つまり、エンコーダ 5 7 a , 5 7 b の出力信号を基に、プーリ 5 4 a 、 5 4 b の回転角、換言するとプーリ 5 4 a 、 5 4 b の回転角に対応する湾曲部 1 6 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 5 7 a , 5 7 b は、湾曲部 1 6 の湾曲形状を検出する湾曲形状検出手段を形成する。

エンコーダ 5 7 a , 5 7 b 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 5 6 に入力される。このモータ駆動部 5 6 は、湾曲指示操作手段としてのジョイスティック 1 8 による湾曲駆動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。

20

【 0 0 1 9 】

そして、このモータ駆動部 5 6 は、指示値に対して、エンコーダ 5 7 a , 5 7 b による検出値が追従（一致）するように電動モータ 5 5 a 、 5 5 b 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 5 6 に与え、モータ駆動部 5 6 は、湾曲角の検出値が指示値となるように電動モータ 5 5 a 、 5 5 b を回転駆動して湾曲部 1 6 を指示された所定の湾曲角度まで湾曲させるようになっている。

操作部 1 2 に設けられたジョイスティック 1 8 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駆動方向の指示値になると共に、その傾動角が湾曲角の指示値となる。

30

【 0 0 2 0 】

術者がジョイスティック 1 8 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 5 8 a 及び左右方向ジョイスティックモータ 5 8 b が回転する。

その回転角は、エンコーダ 5 9 a , 5 9 b が検出し、エンコーダ 5 9 a , 5 9 b の検出信号は、湾曲制御部 5 に湾曲駆動方向及び湾曲角の指示値として入力される。なお、ジョイスティックモータ 5 8 a 、 5 8 b は、湾曲制御部 5 により制御されると共に、エンコーダ 5 9 a , 5 9 b の検出信号も湾曲制御部 5 に入力される。

40

そして、湾曲制御部 5 は、エンコーダ 5 9 a , 5 9 b の検出信号としての湾曲駆動方向及び湾曲角の指示値をモータ駆動部 5 6 に出し、その動作を制御する。

【 0 0 2 1 】

また、挿入部 1 1 内には、その長手方向に沿ってソースコイル 4 1 が例えば所定間隔で配置されており、ソースコイル 4 1 に接続された信号線は、図 1 に示すようにコネクタ 1 4 の電気接点を経てビデオプロセッサ 6 内に設けたソースコイル駆動回路 4 3 と接続されている。

このソースコイル駆動回路 4 3 は、信号線を経て各ソースコイル 4 1 に交流の駆動信号を順次印加し、各ソースコイル 4 1 の周囲に交流磁場を発生する。

また、挿入部 1 1 が挿入される図示しない患者が横たわるベッドの周辺部などにおける

50

所定位置には、図 1 に示すように複数のセンスコイル 4 4 からなるセンスコイルユニット 7 が配置され、複数のセンスコイル 4 4 により、挿入部 1 1 内に配置されたソースコイル 4 1 により発生される磁場を検出する。

【 0 0 2 2 】

そして、センスコイル 4 4 による検出信号は、挿入形状検出装置 8 内のアンプ 4 5 により増幅された後、ソースコイル位置算出回路 4 6 に入力され、このソースコイル位置算出回路 4 6 により、センスコイル 4 4 により検出された信号における振幅値及び位相値から各ソースコイル 4 1 の位置を算出する。

このソースコイル位置算出回路 4 6 により算出された位置情報は、挿入形状算出回路 4 7 に入力される。この挿入形状算出回路 4 7 は、算出された各ソースコイル 4 1 の位置を連結した形状から体腔内に挿入される挿入部 1 1 の（屈曲した屈曲形状等の）挿入形状を検出し、検出した挿入形状をモデル化して挿入形状画像信号を生成する。

つまり、挿入形状算出回路 4 7 は、少なくとも挿入部 1 1 の先端側の屈曲形状の場合を含む挿入形状を検出する挿入形状検出部 4 7 a の機能を持つ。

【 0 0 2 3 】

挿入形状算出回路 4 7 により生成された挿入形状画像信号は、モニタ 1 0 B に入力され、その表示画面に挿入部 1 5 の先端側の屈曲した場合等の挿入形状画像が表示される。

また、挿入形状算出回路 4 7 により算出された挿入部 1 1 の先端側の屈曲形状の場合を含む挿入形状の座標の情報は、湾曲制御部 5 により取得される。後述するように湾曲制御部 5 は、湾曲部 1 6 を湾曲駆動する制御を行う場合、特に挿入部 1 1 の先端側の屈曲した状態における（挿入形状の座標の情報としての）屈曲座標の情報を利用する。

なお、図 2 に示すように、先端部 1 5 内にも、ソースコイル 4 1 が取り付けられており、ソースコイル位置算出回路 4 6 は、先端部 1 5 に取り付けられた複数のソースコイル 4 1 の位置から先端部 1 5 の位置の他に、先端部 1 5 の周方向における上下、左右などの方向における特定の方向を算出する。先端部 1 5 内では、複数のソースコイル 4 1 が、先端部 1 5 の周方向を検出できるように、直線から外れた配置関係で配置されている。

【 0 0 2 4 】

先端部 1 5 内の複数のソースコイル 4 1 の配置により、先端部 1 5 の位置及び長手方向（先端部方向とも言う）の他に、先端部 1 5 の軸周りの基準方位を検出可能となる。

この先端部 1 5 内には C C D 3 3 が固定された状態で配置されており、その撮像面の上方方向（これは湾曲の下方方向から上方方向に向く時計の 1 2 時方向と一致）も検出可能になる。つまり、ソースコイル位置算出回路 4 6 は、先端部 1 5 の位置及びその基準方位を検出する位置・方位検出部 4 6 a の機能を有する。なお、位置・方位検出部 4 6 a は、湾曲部 1 6 の基準方位を検出する方位検出手段の機能を持つ。

そして、ソースコイル位置算出回路 4 6 は、先端部 1 5 の位置及び基準方位の情報を湾曲制御部 5 に出力する。

【 0 0 2 5 】

湾曲制御部 5 は、例えば C P U 5 a により構成され、C P U 5 a は、入力された先端部 1 5 の位置及び基準方位の情報を利用して、湾曲部 1 6 を湾曲駆動する制御を行う。

また、本実施形態における湾曲制御部 5 は、体腔内における先端部 1 5 の位置が所定領域に達したか否かを判定する。その判定のために、湾曲制御部 5 は、先端部 1 5 が体腔内の挿入口の位置にセットされた位置から体腔内部に挿入された先端部 1 5 の位置までの挿入形状から挿入長を検出する。

例えば、先端部 1 5 が肛門の位置にセットされた場合における先端部 1 5 内部に配置されているソースコイル 4 1 の位置を記憶しておくことにより、先端部 1 5 が大腸内部に挿入された挿入長を検出することが可能になる。

【 0 0 2 6 】

また、本実施形態においては、湾曲制御手段としての湾曲制御部 5 は、管状体腔内としての大腸内における横行結腸の深部側に円滑に挿入するため、跳ね上げを行うのに適した平面（後述する屈曲平面）を推定して、湾曲部 1 6 を湾曲駆動する制御を行う。

より具体的には、湾曲制御部 5 を構成する CPU 5 a は、脾湾曲を経て撓んだ横行結腸内に挿入された挿入部 1 1 における湾曲部 1 6 ないしは可撓管部 1 7 部分の屈曲した平面を、屈曲平面として推定（生成）する屈曲平面推定部 5 b の機能を持つ。また、CPU 5 a は、上記屈曲平面（より広義には、屈曲平面に平行な平面）に沿って湾曲部 1 6 を湾曲する湾曲方向を決定するために、先端部 1 5 の位置において、その先端部 1 5 の先端部方向を法線方向とする仮想平面を一時的に設定する仮想平面設定部 5 c の機能を持つ。

【0027】

また、CPU 5 a は、後述するように上記屈曲平面とこの仮想平面との交差線を求めると共に、先端部 1 5 又は湾曲部 1 6 の特定の湾曲方向を基準方位として、この基準方位と交差線のなす角度を算出する処理を行う角度算出部 5 d の機能を持つ。そして、CPU 5 a は、その交差線に沿った方向を湾曲駆動方向に決定する湾曲駆動方向決定部 5 e の機能を持つ。

10

次に本実施形態による作用を図 3 のフローチャートを参照して説明する。

図 1 に示す内視鏡装置 1 の電源が投入されると、内視鏡装置 1 の各部が動作する。術者は、図 3 のステップ S 1 に示すように内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端側を内視鏡検査を行う検査対象となる大腸内に肛門から挿入する。

【0028】

大腸内部への挿入を開始すると、湾曲制御部 5 の CPU 5 a は、ステップ S 2 に示すように挿入形状検出装置 8 による挿入部 1 1 の挿入形状の情報を取得する。また、次のステップ S 3 において CPU 5 a は、湾曲部 1 6 の湾曲座標の情報を取得する。

20

【0029】

また、次のステップ S 4 において CPU 5 a は、暗部検出回路 3 7 a による内視鏡画像からの暗部の情報を取得する。そして、ステップ S 5 に示すように暗部の位置を挿入目標方向として、挿入部 1 1 の先端側を大腸の深部側に挿入する。

また、ステップ S 6 に示すように CPU 5 a は、挿入長をモニタして、先端部 1 5 が所定の領域としての脾湾曲を通過して横行結腸内に達したか否かの判定を行う。この場合、大腸における脾湾曲の部位は急峻に屈曲しているので、CPU 5 a は挿入長だけでなく、湾曲部 1 6 の湾曲角度の情報をモニタして所定角度以上の湾曲の有無の情報を利用して、所定の領域に達したか否かを判定しても良い。

【0030】

30

CPU 5 a は、所定領域に達していないと判定した場合には、ステップ S 2 の処理に戻り、ステップ S 2 ～ S 6 の処理を繰り返す。

一方、先端部 1 5 が脾湾曲を通過して横行結腸内に達した場合（つまり、挿入部 1 1 の先端側が脾湾曲で屈曲している状態となった場合）には、CPU 5 a はステップ S 7 の湾曲駆動方向決定処理を行い、次のステップ S 8 において決定された湾曲駆動方向における湾曲駆動目標位置を決定して湾曲部 1 6 を湾曲駆動する制御を行う。つまり、CPU 5 a は、挿入部 1 1 の先端側が所定領域に達した場合には、後述する図 4 及び図 6 にて説明する湾曲駆動制御方法により湾曲部 1 6 を湾曲駆動する制御を行う。

【0031】

次のステップ S 9 において湾曲駆動目標位置まで湾曲部 1 6 を湾曲駆動した状態にして横行結腸の深部側に先端部側を挿入する。

40

そして、先端部 1 5 が肝湾曲を経て上行結腸又は盲腸付近に達するまで挿入して、この挿入部 1 1 を挿入する手技を終了する。そして、術者は例えば、挿入部 1 1 を引き抜きながら、内視鏡検査を行う。

【0032】

図 4 はステップ S 7 の湾曲駆動方向決定処理の手順を示す。以下の説明から分かるように、実質的な湾曲駆動方向決定処理は、図 4 における枠 F で囲ったステップ S 1 6 - S 1 8 である。そして、ステップ S 1 6 - S 1 8 が湾曲部 1 6 を湾曲駆動する駆動駆動制御方法の主要な処理手順となる。

湾曲駆動方向決定処理が開始すると、最初のステップ S 1 1 において CPU 5 a は、挿

50

入形状検出装置 8 による挿入部 11 の挿入形状の情報を取得する。また、次のステップ S 12 において CPU 5a は、湾曲部 16 の湾曲座標の情報を取得する。

なお、ステップ S 11 及び S 12 は、図 3 のステップ S 2 及び S 3 と同じ処理であり、挿入部 11 の先端側の状態が変化していない又は変化量が小さい場合には、ステップ S 2 及び S 3 の情報を流用しても良い。

【0033】

次のステップ S 13 において CPU 5a は、自動湾曲モードであるか否かの判定を行う。自動湾曲モードでない（つまり、手動湾曲モードの）場合には、ステップ S 14 において CPU 5a は、ジョイスティック 18 による湾曲指示に対して、その湾曲指示に対応した情報をエンコーダ 59a、59b を介して取得する。

10

そして、次のステップ S 15 において CPU 5a は、ジョイスティック 18 による湾曲指示に従って湾曲駆動方向を決定し、ステップ S 19 の処理に進む。

一方、ステップ S 13 において自動湾曲モードが選択されている判定結果の場合には、自動湾曲駆動処理の 1 形態としての実質的な湾曲駆動方向決定処理を構成するステップ S 16 の処理に進み、このステップ S 16 において CPU 5a は、屈曲平面の推定（生成）処理を行う。

【0034】

後述するようにして、この屈曲平面を推定した後、次のステップ S 17 において CPU 5a は、仮想平面の生成（設定）処理を行う。さらに次のステップ S 18 において CPU 5a は、屈曲平面と仮想平面の交差線に基づく湾曲駆動方向の決定処理を行い、次のステップ S 19 の湾曲駆動目標位置の決定処理に進む。

20

次に図 5 及び図 6 を参照して、上記湾曲駆動方向決定処理における屈曲平面等を推定する詳細な処理手順を説明する。図 5 は内視鏡 2 の挿入部 11 の先端側が所定領域としての大腸 61 における脾湾曲 62 を経て横行結腸 63 側まで挿入された状態を示す。

このように挿入部 11 の先端側が所定領域内に挿入された状態において、図 6 のステップ S 21 に示すように、湾曲制御部 5 の CPU 5a は、（挿入部 11 の先端側の湾曲部 16 ないしは可撓管部 17 の）挿入形状部分の位置情報のうち、曲率半径が最も小さい位置 P3 を特定する。

【0035】

図 5 に示すように挿入部 11 の屈曲角度は、（急峻に屈曲している）脾湾曲 62 部分において最も大きくなるため、曲率半径が最も小さい位置 P3 を特定することにより脾湾曲 62 内側での屈曲した挿入部 11 における基準位置を特定することができる。

30

次のステップ S 22 において CPU 5a は、屈曲した挿入部 11 の挿入形状部分における曲率半径が最も小さい位置 P3 を基準位置として、その位置 P3 の前後（つまり、挿入部 11 の長手方向に関しての前後）に適宜の間隔で隣接する 2 点の位置 P1、P2 及び P4、P5 の座標を取得して、計 5 点の座標を取得する。なお、図 5 の O は座標系の原点を示している。

この場合、挿入部 11 の長手方向に所定間隔で配置したソースコイル 41 の座標を利用しても良い。なお、5 点は、1 つの代表例であって、この数に限定されるものでない。

【0036】

40

次のステップ S 23 において CPU 5a は、取得した 5 点の位置 P1 ~ P5 の座標に対して主成分分析（PCA）を実施して、5 点の座標分布に応じた、互いに直交する座標軸となる第 1 主成分方向 Pc1、第 2 主成分方向 Pc2、第 3 主成分方向 Pc3 を推定（導出）する。

この場合、第 1 主成分方向 Pc1 は、挿入部 11 上の 5 点の座標データの散らばり具合（分散）が最も大きくなる方向となり、第 2 主成分方向 Pc2 は、この第 1 主成分方向 Pc1 に直交し、次に分散が大きくなる方向となる。そして、第 3 主成分方向 Pc3 が、第 1 主成分方向 Pc1 及び第 2 主成分方向 Pc2（を含む平面）に直交する方向となる。

【0037】

図 7A は推定された第 1 主成分方向 Pc1 及び第 2 主成分方向 Pc2 を示し、該第 1 主

50

成分方向 $P_c 1$ 及び第 2 主成分方向 $P_c 2$ を含む平面が推定された屈曲平面 6 4 となる。

また、図 7 B は推定された第 3 主成分方向 $P_c 3$ を示し、この第 3 主成分方向 $P_c 3$ が挿入部 1 1 の先端側部分が脾湾曲 6 2 で屈曲している状態のその屈曲した屈曲平面 6 4 に垂直な法線方向となる。換言すると、屈曲平面 6 4 のみを推定するのでなく、これに垂直な法線方向も推定することによって、より精度の高い屈曲平面 6 4 を推定することができる。

【 0 0 3 8 】

従って、ステップ $S 2 1 \sim S 2 3$ が屈曲平面 6 4 を推定する屈曲平面推定処理となる。

10

次のステップ $S 2 4$ において $C P U 5 a$ は、推定した屈曲平面 6 4 における挿入部 1 1 の基端側から先端側へと挿入部 1 1 の屈曲形状に沿ってトレースした場合における屈曲した挿入部 1 1 が脾湾曲 6 2 で、（この屈曲平面 6 4 に垂直な軸に対して）時計回り方向（右回り方向）、又は反時計回り方向（左回り方向）のいずれの方向に回転（屈曲）しているかの回転方向（屈曲方向）を調べる。そして、 $C P U 5 a$ は、その回転方向と逆方向を、湾曲駆動方向の目標方向と設定する。

【 0 0 3 9 】

この場合の回転方向又は逆の回転方向として、2 つのベクトルの外積の符号により、右回り / 左回りを区別する。具体的には、挿入部 1 1 の挿入形状に沿って、脾湾曲 6 2 を挟むようにその基端側に設定した第 1 のベクトルと、先端側に設定した第 2 のベクトルとの外積の符号により、湾曲駆動方向の目標方向とする。ベクトルの外積処理により、湾曲駆動方向の目標方向の設定（推定）を行う。

20

図 5 の屈曲した挿入形状の場合を左回りとする、その逆の右回りとする方向を湾曲駆動方向の目標方向とする。

【 0 0 4 0 】

次のステップ $S 2 5$ において $C P U 5 a$ は、図 4 のステップ $S 1 7$ の仮想平面の設定を行う。このために、 $C P U 5 a$ は、先端部 1 5 の位置（図 5 において $C 0$ ）において、先端部方向（図 5 においてベクトル V ）を法線方向とする仮想平面 6 5 を設定する。

この場合、湾曲の上方向（ $C C D 3 3$ の撮像面の上方向に一致し、図 5 ではベクトル R ）等の基準方位を、仮想平面 6 5 の基準方向に設定する。換言すると、仮想平面 6 5 における基準の方向を基準方位と一致又は所定の関係となるように対応付ける。

30

次のステップ $S 2 6$ において $C P U 5 a$ は、この仮想平面 6 5 と（主成分分析を実施して推定した）屈曲平面 6 4 との交差線 L を算出する。

【 0 0 4 1 】

図 5 の左側には、（湾曲部 1 6 又は撮像面の）上下、左右の方向に対応付けた状態での仮想平面 6 5 における交差線 L を示す。

次のステップ $S 2 7$ において $C P U 5 a$ は、交差線 L と左右の方向とのなす角度 θ を湾曲駆動方向として算出（推定）する。

このようにして湾曲駆動方向として算出した次のステップ $S 2 8$ において $C P U 5 a$ は、現在の湾曲位置から角度 θ の方向に湾曲部 1 6 を湾曲駆動させることにより、弛んだ状態の横行結腸 6 3 に対して、適切な跳ね上げを精度良く行うことができる。そして、図 6 の処理を終了する。

40

図 8 は、プリー角による座標系における湾曲部 1 6 の現在の湾曲位置（湾曲駆動位置） W 等を示す。 $C P U 5 a$ は、モータ駆動部 5 6 を介して電動モータ 5 5 a、5 5 b を駆動制御し、電動モータ 5 5 a、5 5 b は、現在の湾曲位置 W から上記角度 θ の方向に湾曲部 1 6 を湾曲駆動して、先端部 1 5 側により跳ね上げを行う。

上記弛んだ状態の横行結腸 6 3 を、先端部 1 5 側により跳ね上げることにより、横行結腸 6 3 を直線に近い状態に設定でき、術者は挿入部 1 1 の円滑な挿入がし易くなる。

【 0 0 4 2 】

このような作用を有する本実施形態によれば、弛んだ状態の横行結腸 6 3 を挿入部 1 1

50

の先端側が脾湾曲 6 2 を経て横行結腸 6 3 側に屈曲して挿入された屈曲形状の情報を利用して、その屈曲形状が載る屈曲平面 6 4 を精度良く推定することができる。

そして、推定したこの屈曲平面 6 4 上で屈曲している方向と逆方向に湾曲部 1 6 を湾曲駆動して横行結腸 6 3 を直線に近い状態に設定する跳ね上げを高精度にでき、挿入部 1 1 の円滑な挿入が行い易くなる。

なお、屈曲平面 6 4 上で湾曲部 1 6 を湾曲駆動する場合に限らず、屈曲平面 6 4 に平行な平面に沿って湾曲部 1 6 を湾曲駆動するようにしても良い。

また、本実施形態は、挿入部 1 1 の先端側を脾湾曲 6 2 から横行結腸 6 3 側に挿入した場合の跳ね上げを行う場合に限定されるものでなく、他の部位に挿入した場合に適用しても良い。また、本実施形態における屈曲平面 6 4 を推定する方法等は、挿入部 1 1 を屈曲した管状体腔内へ挿入した場合に広く適用できる。

10

【 0 0 4 3 】

(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。第 1 の実施形態においては、内視鏡 2 の挿入部 1 1 には先端部 1 5 の後端に 1 つの湾曲部 1 6 が設けられていた。

これに対して、本実施形態に係る内視鏡 2 B は、その挿入部 1 1 が、第 1 の実施形態における湾曲部 1 6 に相当する第 1 の湾曲部 1 6 A と、この第 1 の湾曲部 1 6 A の後端にさらに第 2 の湾曲部 1 6 B を設けた 2 段湾曲内視鏡にしている。

図 9 は第 2 の実施形態における湾曲制御装置 4 0 B 周辺部の構成を示す。

第 1 の湾曲部 1 6 A 及び第 2 の湾曲部 1 6 B は、第 1 の湾曲部 1 6 A 及び第 2 の湾曲部 1 6 B をそれぞれ湾曲駆動するためのアングルワイヤ 5 3 A (5 3 A は図 2 に示した 5 3 u , 5 3 d , 5 3 l , 5 3 r を代表) 、 5 3 B (5 3 B も 5 3 A と同様な構成) を介してそれぞれ第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A 、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B に接続される。

20

【 0 0 4 4 】

また、第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A 、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B は、 C P U 5 a により構成される湾曲制御部 5 にそれぞれ接続され、 C P U 5 a は第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A 、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B の動作を制御する。

第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A 、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B には、それぞれジョイスティック 1 8 a 、 1 8 b が設けられている。なお、本実施形態においては、ジョイスティック 1 8 b は、必要不可欠なものでない。

30

また、湾曲制御部 5 には挿入モード選択スイッチ 1 9 が接続されている。

なお、第 1 の湾曲部 1 6 A における上下、左右の湾曲方向と、第 2 の湾曲部 1 6 B における上下、左右の湾曲方向とは、挿入部 1 1 内で挿通される両方のアングルワイヤ 5 3 A 、 5 3 B の干渉を避けるために、若干ずれて組み付けられている。

【 0 0 4 5 】

また、腸管の壁面との接触による外力により、第 1 の湾曲部 1 6 A 及び第 2 の湾曲部 1 6 B は、受動的に湾曲 (屈曲) するため、第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲角に対応するプーリの回転角及び第 2 の湾曲部 1 6 B の湾曲角に対応するプーリの回転角から検出される湾曲駆動方向と、実際の湾曲駆動方向とがずれる場合がある。

本実施形態においては、第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動の制御状態に従属させるようにして第 2 の湾曲部 1 6 B の湾曲駆動を制御する機能を有する。

40

換言すると、本実施形態においては、第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動方向から第 2 の湾曲部 1 6 B に対する湾曲駆動方向を決定する湾曲駆動制御を行う機能を持つ。

【 0 0 4 6 】

このため、例えば C P U 5 a は、第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動可能範囲におけるこの第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動範囲を第 1 の湾曲駆動範囲に設定する設定部 7 1 の機能を有する。

術者は、この設定スイッチ 7 1 a を操作することにより、設定部 7 1 は指示された値に第 1 の湾曲駆動範囲に設定する。

そして、この第 1 の湾曲部 1 6 A がこの第 1 の湾曲駆動範囲の境界 (湾曲境界と略記)

50

に達した場合には、湾曲制御部 5 は第 2 の湾曲部 1 6 B を湾曲駆動するように制御する。

図 1 0 は、第 1 の湾曲部 1 6 A における湾曲駆動可能範囲に設定された湾曲境界 7 2 と、第 1 の湾曲部 1 6 A における現在の湾曲位置が湾曲境界 7 2 に達した様子を示している。なお、湾曲境界 7 2 の内側の斜線で示す領域が設定部 7 1 により設定された第 1 の湾曲駆動範囲 7 3 となる。

【 0 0 4 7 】

本実施形態における湾曲制御部 5 が第 2 の湾曲部 1 6 B を湾曲駆動する湾曲駆動方向としては、第 1 の実施形態と同様に、第 1 の湾曲部 1 6 A がなす平面と平行に動かすか、又は第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動方向と同一方向に動かす（この場合には、上述したよう

10

に若干のずれが発生する）。その他の構成は第 1 の実施形態とほぼ同様である。なお、図 9 における点線で示す湾曲起動スイッチ 7 4 は、第 3 の実施形態で用いる。

図 1 1 は本実施形態における自動湾曲モードにおける湾曲駆動処理の手順を示す。湾曲駆動処理が開始すると、最初のステップ S 3 1 において C P U 5 a は、第 1 の実施形態と同様に第 1 の湾曲部 1 6 A に対する湾曲駆動方向を、第 1 の湾曲駆動方向として決定する。

【 0 0 4 8 】

そして、C P U 5 a は、第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A を制御し、第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A は第 1 の湾曲部 1 6 A を第 1 の湾曲駆動方向に湾曲駆動する。

20

次のステップ S 3 2 において C P U 5 a は、第 1 の湾曲部 1 6 A が湾曲駆動された湾曲駆動範囲を監視し、その湾曲駆動範囲が第 1 の湾曲駆動範囲 7 3 の外か、つまり湾曲境界 7 2 を超えたか否かの判定を行う。

この判定結果に該当する場合には、次のステップ S 3 3 において C P U 5 a は、第 1 の湾曲部 1 6 A を湾曲境界 7 2 に保持し、第 2 の湾曲部 1 6 B に対する湾曲駆動方向を第 2 の湾曲駆動方向として決定する。

そして、C P U 5 a は、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B を制御し、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B は第 2 の湾曲部 1 6 B を第 2 の湾曲駆動方向に湾曲駆動する。そして、図 1 1 の処理を終了する。また、ステップ S 3 2 の判定結果に該当しない場合も、図 1 1 の処理を終了する。

30

【 0 0 4 9 】

図 1 2 は、本実施形態に係る内視鏡 2 B の挿入部 1 1 を大腸 6 1 内部に挿入する場合の動作説明図を示す。なお、脾湾曲 6 2 から横行結腸 6 3 側に挿入する場合の動作は第 1 の実施形態とほぼ同様であるので、第 1 の実施形態の場合の脾湾曲 6 2 周辺部とは異なる部位で説明する。

図 1 2 (A) の状態は、第 1 の湾曲部 1 6 A を直腸付近から S 状結腸 6 7 側に挿入する様子を示し、第 1 の湾曲部 1 6 A が第 1 の湾曲駆動方向に湾曲駆動されて第 1 の湾曲駆動範囲 7 3 の湾曲境界 7 2 に達した状態を示す。

そして、C P U 5 a がこの湾曲境界 7 2 を超える第 1 の湾曲駆動方向を決定した場合には、第 1 の湾曲部 1 6 A をその湾曲境界 7 2 の湾曲駆動状態を保持した状態で、第 2 の湾曲部 1 6 B を湾曲駆動する。

40

【 0 0 5 0 】

この場合には、挿入部 1 1 の先端側は図 1 2 (B) のようになり、円滑な挿入がし易くなる。なお、本実施形態のように第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動範囲の規制を行わないと、図 1 2 (C) に示すように第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲角が（小さな曲率半径で）大きく屈曲しすぎて、円滑な挿入がし難くなる場合がある。そして、本実施形態は、そのようになることを解消できる。

その他の作用効果としては、第 1 の実施形態と同様である。このように本実施形態は、第 1 の実施形態の効果の他に、第 1 の湾曲部 1 6 A が湾曲し過ぎて、挿入し難くなることを解消できる。

50

【 0 0 5 1 】

(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。図 1 3 は本実施形態における湾曲制御装置 4 0 C の構成を示す。この湾曲制御装置 4 0 C は、図 9 に示す第 2 の実施形態における湾曲制御装置 4 0 B において、さらに湾曲起動スイッチ 7 4 を設けた構成である。そして、設定部 7 1 及び設定スイッチ 7 1 a を除去している。

第 2 の実施形態においては湾曲制御部 5 は、第 1 の湾曲部 1 6 A が湾曲境界 7 2 を超えた場合には、第 1 の湾曲部 1 6 A を湾曲境界 7 2 に保持した状態で、第 2 の湾曲部 1 6 B を湾曲駆動させるように制御していた。

本実施形態においては、湾曲起動スイッチ 7 4 が ON にされている期間のみ、湾曲制御部 5 は、第 2 の湾曲部 1 6 B を、第 1 の湾曲部 1 6 A に対する第 1 の湾曲駆動方向に湾曲駆動する制御を行う。

10

【 0 0 5 2 】

なお、湾曲起動スイッチ 7 4 の代わりに、アナログ量で指示入力することができるレバー等の操作に応じて、第 2 の湾曲部 1 6 B に対する湾曲駆動量を調整する構成にしても良い。

次に図 1 4 を参照して本実施形態における自動湾曲モードにおける湾曲駆動処理を説明する。

湾曲駆動処理が開始すると、最初のステップ S 4 1 において CPU 5 a は、第 1 の実施形態と同様に第 1 の湾曲部 1 6 A に対する湾曲駆動方向を、第 1 の湾曲駆動方向として決定する。

20

そして、CPU 5 a は、第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A を制御し、第 1 の湾曲駆動機構 5 0 A は第 1 の湾曲部 1 6 A を第 1 の湾曲駆動方向に湾曲駆動する。

【 0 0 5 3 】

次のステップ S 4 2 において CPU 5 a は、湾曲起動スイッチが ON にされたか否かの判定をする。湾曲起動スイッチが ON にされている場合には、次のステップ S 4 3 において CPU 5 a は、第 1 の湾曲部 1 6 A を湾曲起動スイッチが ON にされた直前の湾曲駆動状態に保持し、その時以降の第 1 の湾曲部 1 6 A に対する湾曲駆動方向を第 2 の湾曲部 1 6 B に対する第 2 の湾曲駆動方向として決定する。

そして、CPU 5 a は、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B を制御し、第 2 の湾曲駆動機構 5 0 B は第 2 の湾曲部 1 6 B を第 2 の湾曲駆動方向に湾曲駆動する。そして、図 1 3 の処理を終了する。また、ステップ S 4 2 の判定結果に該当しない場合も、図 1 3 の処理を終了する。

30

【 0 0 5 4 】

本実施形態は、第 2 の実施形態と類似した効果を有する。本実施形態は術者が第 1 の湾曲部 1 6 A を湾曲駆動した場合、この第 1 の湾曲部 1 6 A のみでは湾曲した場合の曲率半径が小さくなりすぎるような場合には、湾曲起動スイッチを ON にすることにより、曲率半径が小さくなりすぎることなく湾曲駆動することができる。その他、第 1 の実施形態と同様の効果を有する。

なお、本実施形態の第 1 変形例として、第 2 の実施形態と第 3 の実施形態との機能を持つ構成にしても良い。例えば、図 1 3 の構成において、設定部 7 1 及び設定スイッチ 7 1 a を設けると共に、第 2 の実施形態と第 3 の実施形態との機能を選択 (切替) する選択スイッチを設けるようにすれば良い。

40

この場合には、第 2 の実施形態と第 3 の実施形態の作用効果を有する。

【 0 0 5 5 】

また、第 2 の変形例として、湾曲起動スイッチ 7 4 が ON にされた場合、先端部 1 5 の先端部方向を維持した状態で、第 1 の湾曲部 1 6 A の湾曲駆動状態から第 2 の湾曲部 1 6 B の湾曲駆動状態に遷移させるようにしても良い。

この場合、湾曲制御部 5 の CPU 5 a は、先端部 1 5 の先端部方向を維持するために、第 1 湾曲部 1 6 A を中立位置 (無湾曲の位置) に戻しながら、第 2 の湾曲部 1 6 B を (湾

50

曲可能な最大角度までの範囲内で)湾曲させるように制御する。

図15は第2変形例による動作説明図を示す。図15(A)は、湾曲起動スイッチ74がONにされた時の湾曲状態を示す。この状態においては、第1の湾曲部16Aのみが湾曲駆動されている。図15(A)においては先端部15の先端部方向は、例えば右方向となっている。

湾曲制御部5のCPU5aは、図15(B)に示す途中段階を経て図15(C)に示す湾曲状態にして、この第2変形例の動作を終了する。本変形例によれば、先端部15の先端部方向を維持した状態で湾曲部16A、16Bの湾曲状態を変更できる。

【0056】

(第4の実施形態)

次に本発明の第4の実施形態を説明する。図16は本実施形態における湾曲制御装置40Dの構成を示す。

この湾曲制御装置40Dは、図13の構成において、さらに第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bを同時に湾曲駆動する場合の駆動比率を調整(設定)する調整部75を備えている。なお、調整部75は、CPU5aの処理機能で実現される。また、駆動比率の選択はスイッチ75aによる選択操作で行うことができる。

本実施形態においては、湾曲起動スイッチ74がOFFの場合には、第3の実施形態と同様の動作を行う。一方、湾曲起動スイッチ74がONの場合には、CPU5aによる調整部75は、スイッチ75aにより選択された駆動比率で第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bを同時に湾曲駆動する。

【0057】

なお、スイッチ75aによる駆動比率は、デフォルト値として、1の駆動比率に設定されている。

術者は、調整部75により、第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bを湾曲駆動する場合の駆動比率の指示値を調整できる。

図17は本実施形態における湾曲制御部5のCPU5aによる制御内容の説明図を示す。

図17は第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bに対する現在の第1の湾曲位置W1、現在の第2の湾曲位置W2を示す。この状態において、湾曲起動スイッチ74がONにされると、CPU5aは、現在の第1の湾曲位置W1及び現在の第2の湾曲位置W2とを結ぶ線上における例えば中央位置を目標湾曲位置とした目標第1の湾曲位置Wt1及び目標第2の湾曲位置Wt2として決定する。なお、ここでは駆動比率を1とした場合で説明している。

【0058】

そして、CPU5aは、第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bをそれぞれ目標第1の湾曲位置Wt1及び目標第2の湾曲位置Wt2に湾曲駆動する制御を行う。なお、スイッチ75aにより駆動比率を変更すると、目標第1の湾曲位置Wt1及び目標第2の湾曲位置Wt2の位置を変更できる。

第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bの湾曲形状で説明すると、図18(A)及び図18(B)のようになる。

例えば、図18(A)に示すように第1の湾曲部16Aのみで湾曲駆動した場合には、第1の湾曲部16Aを湾曲駆動させ過ぎてしまう場合がある。この状態では、S状結腸67の深部側への挿入が困難になる。

【0059】

このような場合には、湾曲起動スイッチ74をONにすることにより、第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bとを同じ目標湾曲位置としての湾曲半径(屈曲半径)となる図18(B)に示すように湾曲駆動することができる。

図18(B)に示す状態に設定すると、S状結腸67の深部側への挿入がし易い状態になる。

このように、本実施形態によれば、第1の湾曲部16Aと第2の湾曲部16Bを同時に

10

20

30

40

50

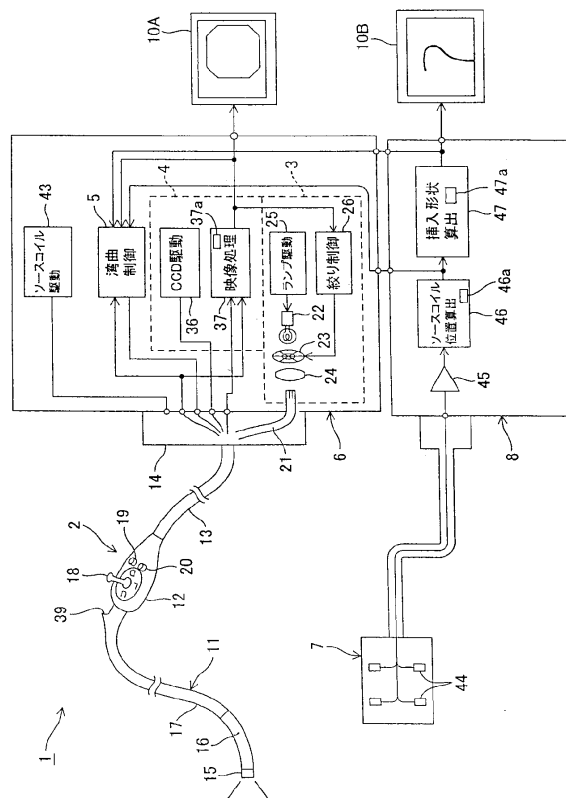
湾曲駆動し、その際の駆動比率を可変設定することができるようにしているので、特開 2006-116289 号公報で、第 1 の湾曲部 16A のみで湾曲駆動するような場合よりも、挿入部位に適した湾曲駆動ができる。

また、上述した実施形態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。

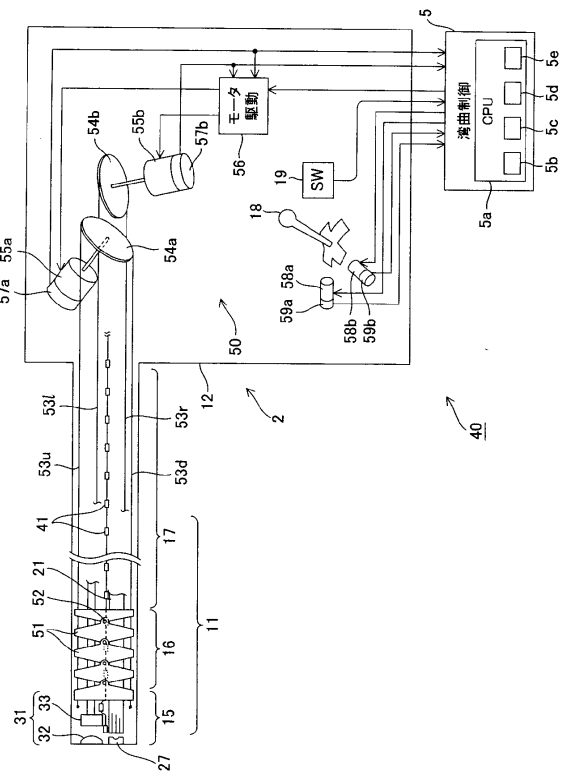
【0060】

本出願は、2009 年 9 月 30 日に日本国に出願された特願 2009-228025 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。

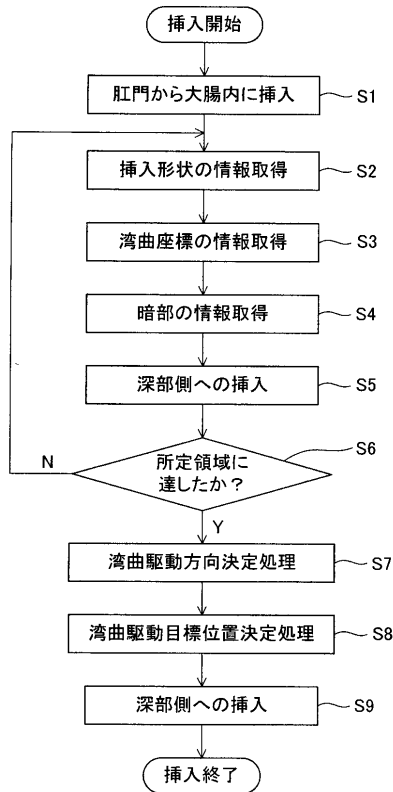
【図 1】



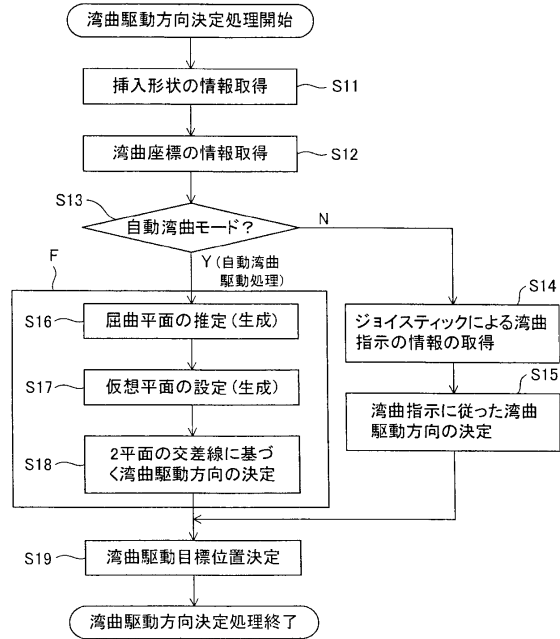
【図 2】



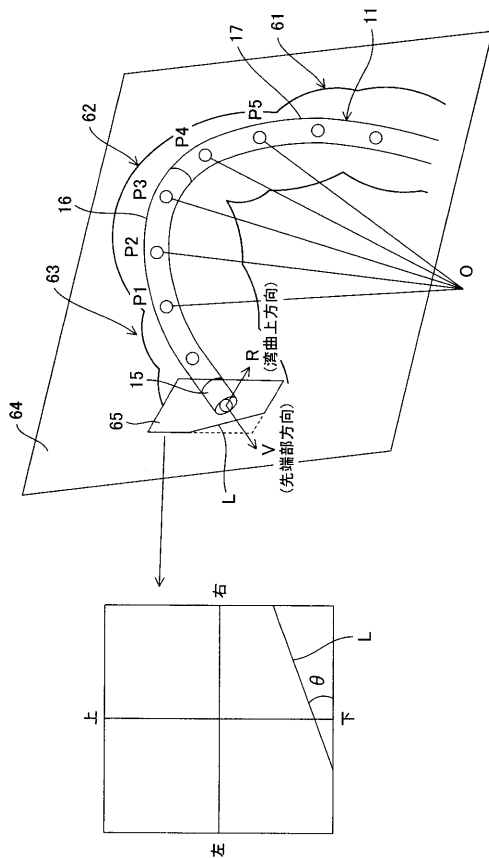
【図 3】



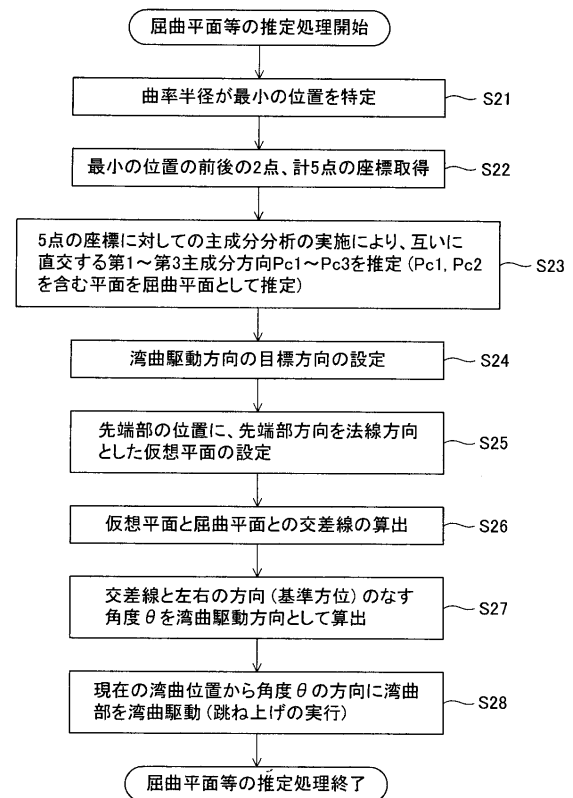
【図 4】



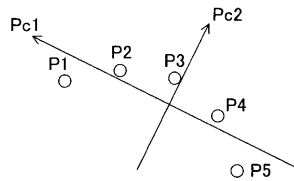
【図 5】



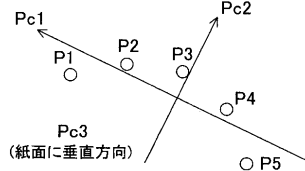
【図 6】



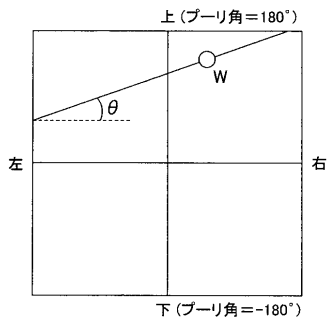
【図 7 A】



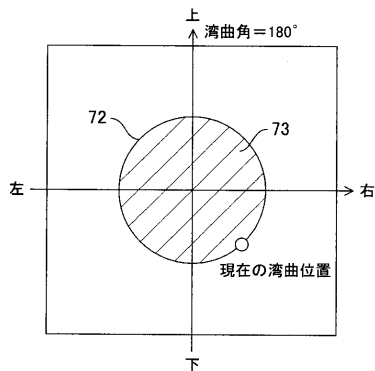
【図 7 B】



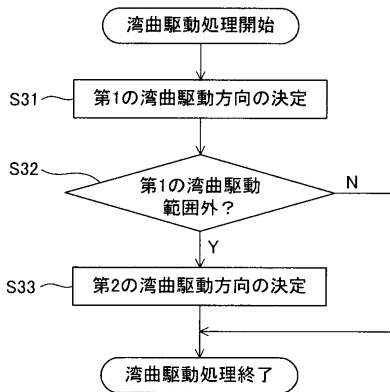
【図 8】



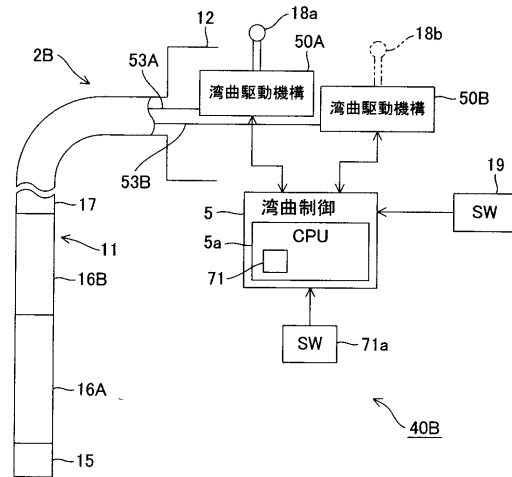
【図 10】



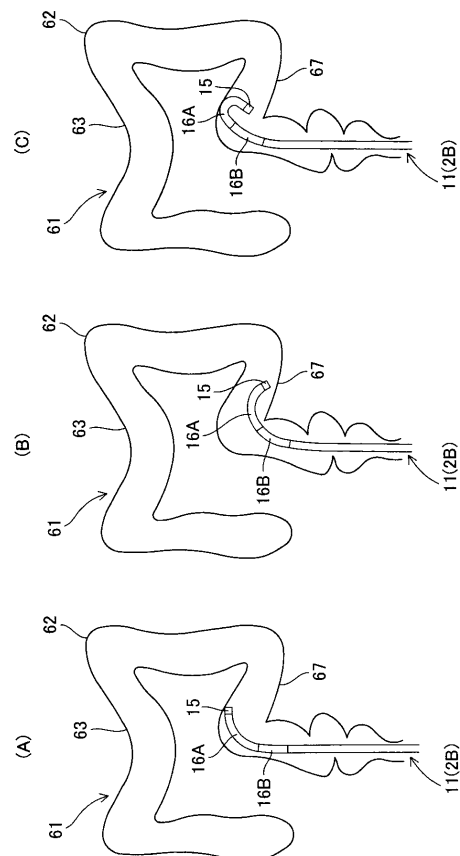
【図 11】



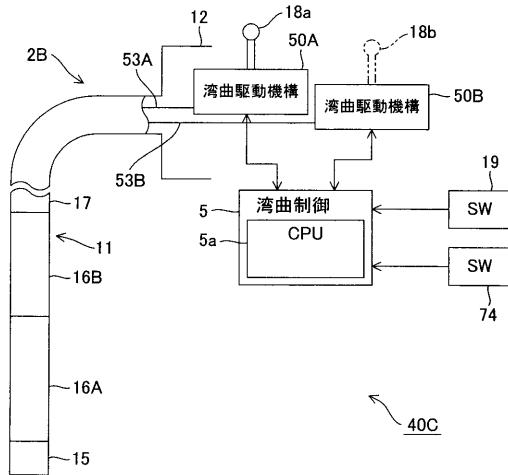
【図 9】



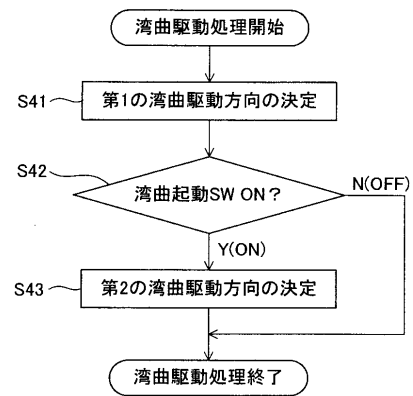
【図 12】



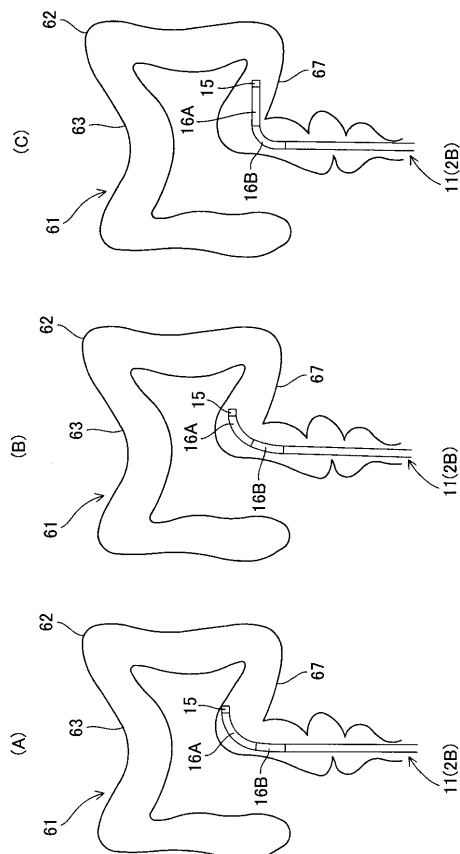
【図 13】



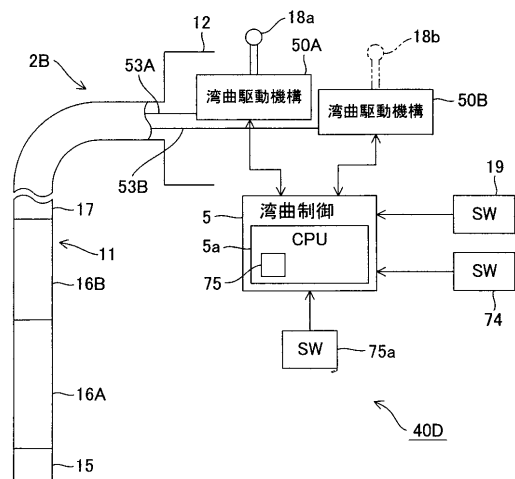
【図 14】



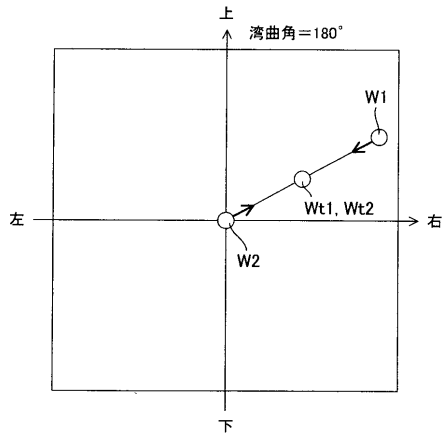
【図 15】



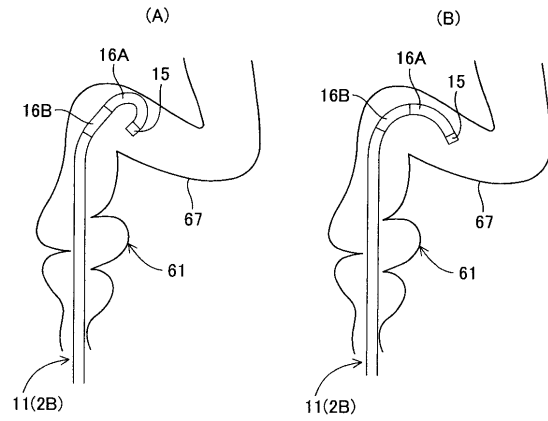
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-151862(JP,A)
特開2005-287969(JP,A)
国際公開第2006/35693(WO,A1)
特開2009-136618(JP,A)
特開平8-542(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜装置和弯曲驱动控制方法		
公开(公告)号	JP4804594B2	公开(公告)日	2011-11-02
申请号	JP2011505315	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 A61B1/05 A61B1/31 A61B5/062 A61B5/064 A61B5/065		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/00.320.Z		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009228025 2009-09-30 JP		
其他公开文献	JPWO2011040104A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜装置，包括：插入部分，包括设置在其远端侧的可弯曲弯曲部分；弯曲驱动部分，其电驱动弯曲部分的弯曲；插入形状检测部分，检测插入部分的远端侧的插入形状；弯曲控制部，基于插入部的前端侧的弯曲信息，在插入弯曲的管状体腔内的状态下估计包括插入部的前端侧的弯曲曲面，并进行控制以驱动弯曲使用关于估计的曲线平面的信息来确定弯曲部分。

【 图 1 】

