

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5295555号  
(P5295555)

(45) 発行日 平成25年9月18日(2013.9.18)

(24) 登録日 平成25年6月21日(2013.6.21)

|                      |                  |                      |
|----------------------|------------------|----------------------|
| (51) Int.Cl.         | F 1              |                      |
| <b>A 6 1 B 1/00</b>  | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 1/00 3 1 0 H |
| <b>A 6 1 B 1/04</b>  | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D |
| <b>G 0 2 B 23/24</b> | <b>(2006.01)</b> | A 6 1 B 1/04 3 7 0   |
| <b>G 0 2 B 23/26</b> | <b>(2006.01)</b> | G 0 2 B 23/24 A      |
| <b>H 0 4 N 7/18</b>  | <b>(2006.01)</b> | G 0 2 B 23/26 D      |

請求項の数 6 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-318658 (P2007-318658)  
 (22) 出願日 平成19年12月10日(2007.12.10)  
 (65) 公開番号 特開2009-136618 (P2009-136618A)  
 (43) 公開日 平成21年6月25日(2009.6.25)  
 審査請求日 平成22年10月5日(2010.10.5)

(73) 特許権者 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 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4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 長谷川 潤  
 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  
 (72) 発明者 中村 俊夫  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

湾曲可能な湾曲部が挿入部の先端側に形成された内視鏡と、  
 前記湾曲部を電氣的に湾曲駆動する湾曲駆動部と、  
 前記挿入部の先端側における湾曲部の後端付近の位置を基準位置として、前記湾曲部を湾曲させた場合における湾曲方向を含む湾曲量と、前記湾曲量に対応する挿入部先端の3次元位置及び方向とを関連付けてデータ化したマップ情報を格納するマップ情報格納部と、  
 前記挿入部の先端の位置及び方向を検出する位置・方向検出部と、  
 前記マップ情報を用いて前記挿入部の先端を目標とする目標方向に指向させるように前記湾曲駆動部の湾曲駆動を制御する湾曲制御部と、  
 を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

湾曲可能な湾曲部を有する挿入部を備えた内視鏡と、  
 前記湾曲部を電氣的に湾曲駆動する湾曲駆動部と、  
 前記湾曲部の後端付近に設定された位置を基準位置として、前記湾曲部を湾曲させた場合における湾曲方向を含む湾曲量と、前記湾曲量に対応する挿入部先端の3次元位置及び方向とを関連付けてデータ化したマップ情報を格納するマップ情報格納部と、  
 前記挿入部先端の現在位置の指定により、現在の挿入部先端の方向を、前記マップ情報を用いて算出する先端方向算出部と、

前記挿入部先端を指向させようとする目標位置の方向を、前記マップ情報を用いて算出する目標位置方向算出部と、

前記マップ情報を用いて、前記先端方向算出部及び目標位置方向算出部との算出結果に基づいて現在の挿入部先端の状態から前記目標位置の方向に前記湾曲部を湾曲させるよう前記湾曲駆動部の湾曲駆動を制御する湾曲制御部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

さらに、前記内視鏡に設けられた撮像部により撮像した内視鏡画像から前記目標位置を算出することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記湾曲制御部は、前記目標位置方向算出部により算出された方向と前記先端方向算出部により算出された方向との差分値に相当する角だけ、前記湾曲部を湾曲させる制御を行うことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

さらに、前記挿入部に設けられた磁気発生用コイルの位置により前記挿入部先端の現在位置を検出することを特徴とする請求項 2 乃至 4 のいずれか 1 つの請求項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記マップ情報は、前記内視鏡の識別情報と関連付けて前記マップ情報格納部に格納されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に内視鏡を挿入して内視鏡検査を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療分野等において広く用いられるようになった。この内視鏡は、被検体内に挿入される細長の挿入部を有し、挿入部の先端側には湾曲自在の湾曲部が設けられている。

このように湾曲部を備えた内視鏡においては、挿入部の後端側からワイヤの牽引、弛緩により行われるが、湾曲の操作性を向上するために湾曲駆動手段としてモータの駆動力を利用した電動湾曲方式の内視鏡も実現されている。

しかし、腸管のように内視鏡検査を行おうとする部位が屈曲した体腔内の場合には、内視鏡先端を目標の位置に移動、目標とするライン（例えば、腸管の中心線）を通過させることは経験の浅いドクタにとって難しい操作である。

【0003】

このため、内視鏡画像から内視鏡先端を向ける方向を検出（例えば、暗部）し、検出した方向から内視鏡先端目標位置を求め、現在の内視鏡先端位置を内視鏡先端目標位置に一致させるように、湾曲動作をさせる内視鏡システムがある。

湾曲部を備えた内視鏡においては、何回も湾曲動作を行うとワイヤの伸びが発生してしまうことがある。

そうすると、手元側での湾曲操作量と、内視鏡先端側側での湾曲量とにずれが発生し、湾曲部を湾曲させる精度が低下する。

このため、モータの回転位置から決定される内視鏡湾曲部の形状及び先端方向には誤差が伴う。

【0004】

一方、特開 2006 - 192056 号公報には、内視鏡制御部が、湾曲部の湾曲動作を記憶する湾曲動作記憶手段と、湾曲部の湾曲動作に対応する動作パラメータを予め記憶するパラメータ記憶手段とを備え、湾曲部の湾曲動作に応じた動作パラメータをパラメータ記憶手段より取り出すことで、湾曲部の湾曲量を制御することが開示されている。

10

20

30

40

50

上記パラメータ記憶手段には、湾曲指示部において上下左右のどの方向に操作されたのか、内視鏡システムの生産直後から総湾曲指示操作回数  $n$  のデータが格納されている。

この従来例は、予め、湾曲回数に応じた（駆動信号の）パルス幅を設定しメモリに格納しておき、メモリに格納した設定情報を用いて湾曲動作を行う技術を開示している。

【特許文献 1】特開 2006 - 192056 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記従来例は、手元側での情報のみで挿入部の先端側の湾曲方向を含む湾曲量を制御する構成になっているため、上記のようにワイヤが伸びると手元側の基準位置が、伸びる前の基準位置からずれることになるため、精度良く湾曲制御することが困難になる。

10

このため、より精度良く湾曲制御することができるシステムが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、挿入部の先端側の湾曲部を予め湾曲させて生成した 3 次元的湾曲情報を利用して、湾曲制御を精度良く行うことができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の内視鏡システムは、湾曲可能な湾曲部が挿入部の先端側に形成された内視鏡と

20

前記湾曲部を電気的に湾曲駆動する湾曲駆動部と、

前記挿入部の先端側における湾曲部の後端付近の位置を基準位置として、前記湾曲部を湾曲させた場合における湾曲方向を含む湾曲量と、前記湾曲量に対応する挿入部先端の 3 次元位置及び方向とを関連付けてデータ化したマップ情報を格納するマップ情報格納部と

前記挿入部の先端の位置及び方向を検出する位置・方向検出部と、

前記マップ情報を用いて前記挿入部の先端を目標とする目標方向に指向させるように前記湾曲駆動部の湾曲駆動を制御する湾曲制御部と、

を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

30

【0007】

本発明によれば、挿入部の先端側の湾曲部を予め湾曲させて生成した 3 次元的湾曲情報としてのマップ情報を用いることにより、精度良く湾曲制御ができる。

【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例を説明する。

図 1 から図 18 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の実施例 1 の内視鏡システムの構成を使用例の状態を示し、図 2 は内視鏡装置の外観例を示し、図 3 は内視鏡の内部構成を示し、図 4 は挿入部の先端側のコイルの配置例を示し、図 5 は検出される挿入形状を示す。

40

図 6 A ~ 図 6 C は挿入形状データ、フレームデータ、コイル座標データの例を示し、図 7 は PC 本体の機能的なブロック構成を示し、図 8 はメイン処理部の機能的なブロック構成を示し、図 9 はマップを作成する処理手順を示し、図 10 はマップデータを作成する説明図を示す。

【0009】

図 11 はマップを作成する際の内視鏡基準位置と内視鏡先端の座標等を示し、図 12 A 及び図 12 B は生成されたマップを 3 次元的に示し、図 13 は本実施例による湾曲制御を行う手順を示し、図 14 はマップ情報を利用して目標プリアングルを算出する手順を示す。

図 15 は内視鏡先端の Up 方向を y 軸方向に一致させる説明図を示し、図 16 はクォー

50

タニオンを用いる作用の説明図を示し、図17は現在の内視鏡先端の設定状態から目標位置に湾曲させるための目標プリアングルを算出する説明図を示し、図18は内視鏡先端により襞を押さえつける様子を示す。

#### 【0010】

図1に示すように、本発明の実施例1の内視鏡システム1は、内視鏡検査を行う内視鏡2、光源装置3、プロセッサ4及び内視鏡モニタ5を備えた内視鏡装置6と、内視鏡2により撮像された内視鏡画像に対して画像処理及び湾曲制御の処理を行うパーソナルコンピュータ本体(以下、PC本体と略記)7及びPCモニタ8と、内視鏡2の挿入部9における少なくともその先端側の位置検出を含む内視鏡形状検出手段としてのUPD装置11とを有する。

10

図1に示すように内視鏡2は、ベッド12に横たわる被検体としての患者13の体腔内(管腔内)に挿入される細長の挿入部9と、その後端に設けられた操作部14とを有する。この操作部14から延出されたユニバーサルケーブル15の端部のコネクタは、照明光を発生する光源装置3と、信号処理を行う信号処理装置としてのプロセッサ4とに接続される。

#### 【0011】

図2に示すように挿入部9は、その先端に設けられた先端部10と、この先端部10の後端に設けられ、湾曲自在の湾曲部18と、この湾曲部18の後端から操作部14まで延出された可撓性を有する可撓部19とを有する。

操作部14には、術者20が所望とする方向に湾曲部18を湾曲指示操作を行う湾曲指示操作手段としての例えばジョイスティック21が設けてある。そして、術者20は、このジョイスティック21を操作することにより、この操作部14内部に設けられた電気的な湾曲駆動手段を形成するモータユニット22を介して、湾曲部18を電気的に湾曲することができる。

20

#### 【0012】

また、術者20が後述する自動湾曲制御モードを選択した場合においては、PC本体7によるモータ制御により、挿入部9の先端側を挿入部9が挿通される管腔の走行方向に向くようにモータユニット22を介して湾曲部18の湾曲制御を電気的に行う。

また、図1に示すように、挿入部9がその軸の回りで捻られた(ひねられた)場合の捻り量を検出できるように、挿入部9における例えば後端側の外周面に捻り量検出ユニット23が設けてある。

30

なお、図1における内視鏡装置6としては、例えば図2に示すような外観である。この図2では、PC本体7は内視鏡2内のモータユニット22の制御ユニットとして内視鏡装置6を構成している。

また、図1では内視鏡2にジョイスティック21が用いられているが、図2に示すようにジョイパッドで湾曲指示操作手段を形成しても良い。

#### 【0013】

本実施例では、術者20が湾曲指示操作手段としての例えばジョイスティック21を手動(マニュアル)で湾曲操作を行うことにより、先端部10側を管腔の走行方向に設定して内視鏡2を挿入する手動湾曲による通常の湾曲制御モードの他に、内視鏡画像から管腔内の暗部の位置を(目標位置として)画像処理により3次元的に推定すると共に、挿入部9の先端側の挿入形状を推定し、挿入部先端が目標位置の方向に向くように湾曲部18を電気的に湾曲制御する自動湾曲制御モードを備える。なお、本明細書においては、挿入部先端と内視鏡先端とは同じ意味である。

40

図3に示すように、挿入部9内には照明光を伝送するライトガイド31が挿通され、このライトガイド31は、図1或いは図2に示す操作部14、ユニバーサルケーブル15を経てその後端が光源装置3に接続される。

#### 【0014】

このライトガイド31の後端面には、光源装置3内の図示しないランプからの照明光が入射される。そして、ライトガイド31により伝送された照明光は、先端部10に設けら

50

れた照明窓に固定されたライトガイド先端面から前方に出射される。

そして、照明窓からこの挿入部 9 の長手軸の前方側に出射される照明光により、挿入部 9 が挿入される体腔内における長手軸の前方側を照明する。図 3 に示すように照明窓に隣接して設けられた観察窓には、光学像を結ぶ対物レンズ 3 2 が取り付けられており、その観察視野或いは撮像範囲は照明光で照明される。

光学像を結ぶ対物レンズ 3 2 と、その結像位置に配置された固体撮像素子としての例えば CCD 3 3 とにより撮像装置 3 4 が形成されている。

#### 【 0 0 1 5 】

この CCD 3 3 により光電変換された CCD 出力信号或いは撮像信号は、プロセッサ 4 に入力される。このプロセッサ 4 により撮像信号に対する信号処理を行い、内視鏡画像を内視鏡モニタ 5 に表示する内視鏡画像信号（映像信号）として例えば RGB 信号等を生成する。内視鏡画像信号は、内視鏡モニタ 5 に入力され、内視鏡モニタ 5 の内視鏡画像表示エリアに内視鏡画像が表示される。

なお、この内視鏡画像信号は、画像処理及びモータ制御（或いは湾曲制御）を行う画像処理 / モータ制御装置としての PC 本体 7 にも入力され、挿入部 9 の先端を体腔内の走行方向に挿入させるための位置情報の検出の画像処理に利用される。

#### 【 0 0 1 6 】

また、本実施例に係る内視鏡 2 においては、挿入部 9 内には、挿入部 9 の挿入形状（内視鏡形状ともいう）を検出するために、それぞれ位置情報を発生する位置情報発生手段として複数の UPD コイル（以下、単にコイルという）3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d ... が例えば先端部 1 0 から可撓部 1 9 における適宜の位置まで、例えば所定間隔で配置されている。

なお、コイル 3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d ... は、例えば磁気を発生する磁気発生用コイルにより形成されている。そして、これらのコイル 3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d ... の各コイル位置を検出することによって、挿入部 9 の挿入形状を算出することができる。

#### 【 0 0 1 7 】

特に、挿入部 9 の先端部の複数のコイル、例えば 3 6 a、3 6 b の各位置を検出することにより、挿入部 9 の先端位置の他にその軸方向（向き）を、挿入形状として検出することができる。図 3 の例では、コイル 3 6 c は、湾曲部 1 8 中に配置されており、またコイル 3 6 d は湾曲部 1 8 の後端に配置されている。

このように挿入部 9 の先端側に配置されたコイル 3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d の位置を検出することにより先端部 1 0 及び湾曲部 1 8 の湾曲形状を検出できる。なお、図 3 に示すコイル配置の場合に限定されるものでない。

後述するようにこの湾曲部 1 8 の後端の位置（図 3 の図示例ではコイル 3 6 d の位置）を基準位置として、予め湾曲部 1 8 を上下、左右の湾曲可能な全ての湾曲方向に湾曲させ、その湾曲させた場合における湾曲駆動手段の駆動位置（具体例ではプリアングル）と、挿入部 9 の先端の 3 次元位置及びその方向とを関連付けるマップを生成する。

そして、このマップの情報を利用することにより、現在の挿入部 9 の先端の位置及びその方向から、暗部等、湾曲したい目標位置の方向に挿入部 9 の先端側を向けるように湾曲させる制御を、精度良く、かつ短時間に行えるようにする。

図 4 は、挿入部 9 の先端側を拡大して、その先端側に配置されたコイル 3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d ... が配置されている。

#### 【 0 0 1 8 】

図 4 に示すように長手軸の方向にコイル 3 6 a、3 6 b、3 6 c、3 6 d の他に、例えば長手軸に配置されたコイル 3 6 a と直交する方向で、湾曲部 1 8 を湾曲させる場合の上方向の湾曲方向（Up 湾曲方向或いは単に Up 方向という）に、そのソレノイドの軸（巻線の軸）を設定したコイル 3 6 a が、コイル a に隣接して先端部 1 0 内に配置されている。

#### 【 0 0 1 9 】

10

20

30

40

50

この場合、コイル36aとコイル36aの巻線の方向と直交させた配置となっている。なお、コイル36aとコイル36aの巻線の方向と直交させた配置に限らず、巻線の方向を平行にしても良い。

このような配置にすることにより、各コイル36a、36b、36c、36d、36a...の位置を検出することにより、先端部10の位置及びその軸方向の他に、先端部10の軸周りの方位(U p方向やC C D 3 3の上方向)も、内視鏡挿入形状として検出(推定)することができる。

このように、コイル位置検出手段により、内視鏡先端側の挿入形状をその湾曲方向の情報を含めて検出することにより、その状態における湾曲部18の湾曲状態も検出(推定)できる。そして、暗部など目標位置の方向に、先端側が向くように湾曲部18を湾曲制御することを言い易くする。

#### 【0020】

コイル36a、36b、36c、36d...は、その後端側のケーブルがUPD装置11に接続される。

また、図1に示すUPD装置11は、コイル36a、36b、36c...を所定の周波数のドライブ信号の印加により磁界を発生させる図示しないUPDドライブ回路と、磁界を検出するためにそれぞれ所定の位置関係で配置された複数のセンスコイルからなる磁界検出用のセンスコイルユニットとを備えている。

また、このUPD装置11は、複数のセンスコイルによる検出信号から各コイル36a、36b、36c、...の位置を検出(算出)する位置検出部と、各コイル36a、36b、36c、...の位置情報から挿入部9(内視鏡2)の挿入形状の算出処理と、算出された挿入形状の表示処理を行う挿入形状算出・表示処理回路と、その挿入形状を表示する図示しない形状表示モニタとを備えている。

#### 【0021】

なお、UPD装置11における少なくともセンスコイルユニットは、図1のベッド12の近傍に配置され、ベッド12に横たわる患者13における挿入部9が挿入される3次元領域をカバーする座標系(ワールド座標系という)で、コイル36a、36b、36c、...の位置、つまりワールド座標系における3次元の座標位置を検出する。

なお、図1に示すように挿入部9の捻り量を検出する捻り量検出ユニット23は、図3に示すようなコイル36aを設けて先端部10の方位(U p方向)を検出可能とした場合には、必要不可欠となるものではない。

図5は、UPD装置11により生成される挿入形状の1例を示す。この図5に示すように3次元の座標系で例えばjフレーム(ただし、 $j = 0, 1, 2 \dots$ )におけるコイル36a、36b、36c、...の位置( $X_{ji}$ ,  $Y_{ji}$ ,  $Z_{ji}$ )(ここで、 $i = a, b \dots, m$ )が算出され、それらを結ぶことにより、挿入形状が生成される。

#### 【0022】

UPD装置11により検出されたコイル36a、36b、36c、36d...の位置を含む挿入形状データは、図6Aに示すように、各フレームに関するフレームデータ(つまり、第0フレームデータ、第1フレームデータ、...)として構成されており、PC本体7に順次送信される。

そして、挿入状態情報としての各フレームデータは、図6Bに示すように、挿入形状データの作成時刻、表示属性、付属情報及びコイルの3次元座標データ(コイル座標データ)等のデータを有して構成されている。

また、コイル座標データは、図6Cに示すように、挿入部9の先端側から基端側(操作部14側)に順次配置されたコイル36a、36b、36c、36d...の3次元座標をそれぞれ示すデータである。

#### 【0023】

一方、先端部10に設けられた撮像装置34により得られる内視鏡座画像は、挿入部9の体腔内(以下では大腸のような管腔内)への挿入量に伴って変化する。

このため、内視鏡画像から検出される管腔内の暗部(管腔暗部ともいう)の位置情報は

10

20

30

40

50

、ワールド座標系に変換される。なお、この暗部の位置情報は、管腔の走行方向に対応するため、その位置情報が挿入部先端を管腔の深部側に挿入（導入）すべき目標位置若しくは湾曲すべき湾曲方向の目標位置となる。

なお、先端部 10 に設けられた撮像装置 34 による観察方向（撮像方向）は、この内視鏡 2 においては挿入部 9 の長手軸と平行であり、上記挿入方向或いは湾曲方向は、撮像装置 34 による観察方向と同じ方向となる。

#### 【0024】

UPD 装置 11 内部のコイル位置検出部により検出されたコイル 36a、36b、36c、36d... のコイル座標位置及び方向の情報は、PC 本体 7 にも入力される（後述する図 7 参照）。

10

図 3 に模式的に示すように湾曲部 18 は、その長手方向に複数の湾曲駒が回転自在に連結して構成されている。また、挿入部 9 内には、上下、左右の湾曲方向に沿って湾曲ワイヤ 41u、41d、41l、41r が挿通されている。そして、これらの湾曲ワイヤ 41u、41d、41l、41r の後端は、例えば操作部 14 内に配置されたモータユニット 22 を構成するプーリ 42a、42b に連結されている。

操作部 14 内には上下方向の湾曲ワイヤ 41u、41d の両端が連結されたワイヤが巻装されたプーリ 42a と、左右方向の各湾曲ワイヤ 41l、41r の両端が連結されたワイヤが巻装されたプーリ 42b が設置されている。

#### 【0025】

各プーリ 42a、42b は、それぞれ上下湾曲（駆動）用の UD モータ 43a、左右湾曲用の RL モータ 43b（単にモータ 43a、43b と略記）の回転軸に連結され、正転及び逆転が自在のモータ 43a、43b の回転方向に応じて回転される。上下、左右方向の湾曲駆動手段を構成するこれらのモータ 43a、43b は、図 7 に示すようにモータユニット 22 に接続された PC 本体 7 から制御される。

20

そして、モータ 43a、43b によりプーリ 42a、42b を回転することによって、湾曲ワイヤ 41u、41d、41l、41r を牽引/弛緩（押し引き）して湾曲部 18 を電氣的に湾曲駆動する電氣的湾曲駆動手段が構成されている。

モータ 43a、43b を介してプーリ 42a、42b を回転させる回転量に応じて湾曲部 18 の湾曲量が対応するため、プーリ 42a、42b の回転量をプーリアングル或いはプーリ角という。

30

#### 【0026】

モータ 43a、43b の回転角（モータ角ともいう）或いはプーリ角は、回転角或いは回転位置の検出手段として、例えばモータ 43a、43b の回転軸にそれぞれ取り付けられている上下用ロータリーエンコーダ（UD エンコーダ）44a、左右用ロータリーエンコーダ（RL エンコーダ 44b）によってそれぞれ検出される。これらの UD エンコーダ 44a、RL エンコーダ 44b によるエンコーダ出力は、図 7 に示すように PC 本体 7 に入力される。

そして自動湾曲制御モードの場合においては、モータユニット 22 内のモータ 43a、43b は、PC 本体 7 側からの UPD 装置 11 による目標位置の推定結果と、現在の（内視鏡）先端部 10 側の位置及び方向から後述するマップの情報を用いて湾曲駆動を制御する。つまり、PC 本体 7 は、湾曲制御手段の機能を持つ。

40

この他に PC 本体 7 は、画像処理により、湾曲させたい方向に相当する目標位置の算出の処理を行う。

#### 【0027】

なお、手動操作により湾曲を行う場合には、操作部 14 に設けられた湾曲指示操作手段としてのジョイスティック 21 によって上下、左右の任意の湾曲方向への指示値に応じて、エンコーダ出力がその値に一致するように、モータ 43a、43b の回転駆動量（プーリ 42a、42b のプーリアングルに相当する）が制御され、湾曲部 18 は湾曲指示された湾曲量まで湾曲する。

このため、ジョイスティック 21 には、例えば上下方向と左右方向への傾動操作量を検

50

出する図示しないエンコーダ或いはポテンショメータ等が設けてあり、湾曲指示値、方向の指示情報を出す。この場合には、PC本体7は、単に湾曲指示値にエンコーダ出力が一致するように湾曲制御する。

#### 【0028】

図7は、PC本体7の機能的な構成を示す。プロセッサ4からの内視鏡画像信号は、PC本体7内のA/D変換回路51を介してメモリ52内に内視鏡画像のデータとして格納される。

また、UPD装置11によるコイル座標と方向の情報は、コイル情報取得スレッド53を介してメモリ52内に、内視鏡形状パラメタ、具体的には、コイル座標位置、コイル方向、先端Up方向のデータとして格納される。

そして、内視鏡画像のデータと内視鏡形状パラメタのデータは、CPUにより形成されるメイン処理部(或いはメインスレッド)55に出力される。

なお、CPUは、このメイン処理部55の処理だけでなく、他の処理、例えば後述する湾曲量制御スレッド56の処理を行う構成であっても良いし、図7に示すメイン処理部55が湾曲量制御スレッド56の処理を行う構成であっても良い。

#### 【0029】

また、内視鏡2のモータユニット22のエンコーダ出力は、湾曲量制御スレッド56に入力され、この湾曲量制御スレッド56には、メイン処理部55による処理で生成され、メモリ52内に一時格納された湾曲量パラメタのデータが入力される。

この湾曲量パラメタとしては、現在のプリアングルから目標位置の方向に設定すべきプリアングルとしての設定プリアングルである。この設定プリアングルは、例えば差分値による相対プリアングルとなる(後述)。

なお、図7において点線で示すように、捻り量検出ユニット23が用いられた場合には、捻り量検出ユニット23により検出される相対捻り量が、捻り量取得スレッド57を介してメモリ52内における例えば内視鏡形状パラメタのデータの1つとして相対捻り量のデータとして格納される。

また、本実施例では、メモリ52には、上下、左右のプリアングルの各位置と、内視鏡先端の3次元的な位置及び方向との関係を予め計測してデータ化したデータマップ(ルックアップテーブル)58の情報も格納される。つまり、このメモリ52は、マップ情報の格納手段を形成する。

#### 【0030】

この場合、挿入部9の先端に近い(挿入部9上の)位置で、湾曲部18を湾曲させた場合、湾曲により殆ど変化しない基準位置として、具体的には湾曲部18の後端をその基準位置に設定して、このマップ58を生成する。

これにより、このマップ58のデータ(マップ情報ともいう)は、同じ内視鏡2の場合に任意の湾曲状態(プリアングル)で共通に利用が可能となる。

なお、本実施例においては、湾曲部18が、例えば上下方向と左右方向、さらに上方向と下方向とで湾曲可能な範囲(最大プリアングル)が異なる場合にも対応できるマップ情報である。

このため、このマップ情報は、所定の湾曲方向を基準方向としてそのデータ値が生成されている。本実施例においては、例えば上(U或いはUp)方向の湾曲を、マップ58のy軸に設定して、マップ情報を生成する(後述する)。

#### 【0031】

そして、このマップ情報を利用して目標方向に内視鏡先端を湾曲(或いは指向)させるような場合、内視鏡先端の座標系や、目標方向をマップ情報の座標系と整合させて行うようにする。

そして、メイン処理部55は、図8にて説明するようにこのマップ情報を利用して、現在の内視鏡先端の形状情報から目標とする目標位置の方向に湾曲部18を湾曲させるプリアングルを算出して、メモリ52を介して湾曲量制御スレッド56に送る。

湾曲量制御スレッド56は、算出されたプリアングルをモータ電圧(より具体的には

10

20

30

40

50

、UDモータ電圧値、RLモータ電圧値)に変換してモータユニット22のUDモータ43a, RLモータ43bに出力する。

図8は、メイン処理部55による機能的な構成を示す。

#### 【0032】

図8に示すようにメイン処理部55は、内視鏡画像における管腔情報から目標位置を検出する画像内目標位置検出部55aの機能と、コイル座標から内視鏡各部の位置、方向を検出する内視鏡形状処理部55bと、相対捻り量から絶対捻り量を算出する捻り量算出部55cの機能を有する。内視鏡形状処理部55bは、内視鏡先端の位置及び方向を検出する位置・方向検出手段の機能を持つ。

#### 【0033】

なお、点線で示すように捻り量算出部55cは、相対捻り量が入力された場合にこの処理を行う。

画像内目標位置検出部55aは、内視鏡画像から内視鏡画像内における管腔の走行方向に相当する暗部の中心の位置(或いは重心の位置)を2次元の位置情報として検出する。

この暗部の位置は、CCD33の画素サイズ、焦点距離等の値を考慮して検出される。そして、その時刻における挿入部9の先端位置に対する暗部の位置の情報から、その方向が挿入部先端(内視鏡先端)の挿入方向として検出される。

#### 【0034】

また、この暗部の2次元の位置情報は、さらにその暗部の奥行き方向の値を含めた3次元の位置が例えばShape From Shading法(SFS法と略記)により算出される。そして、この3次元の位置情報は、挿入部9先端を指向させて導入すべき目標位置として利用される。

なお、画像内目標位置検出部55aで検出された目標位置は、画像内目標位置検出部55a内の座標系変換部によりワールド座標系の目標位置に変換される。

そして、変換された目標位置は、湾曲量算出或いはプリアングル算出を行う湾曲量算出部(プリアングル算出部)55dに出力される。

この湾曲量算出部55dには、内視鏡形状処理部55bにより、内視鏡各部の位置、方向の情報が入力される。

#### 【0035】

また、この湾曲量算出部55dには、捻り量算出部55cから絶対捻り量も算出される。この絶対捻り量は、捻り量検出ユニット23が設けてない場合には、算出されない。

捻り量検出ユニット23に基づく捻り量から挿入部9がその軸方向の回りで回転された回転角が検出される。なお、捻り量検出ユニット23が設けてない場合にも、図4に示したコイル36a、36aの位置検出により、(Up方向が検出でき、これにより捻り量を用いなくて)内視鏡先端の湾曲方向を算出することができる。

そして、この湾曲量算出部55dは、入力される情報における内視鏡先端の位置及び方向の情報から、マップ情報を参照して、現在の内視鏡先端の湾曲状態を算出する。

また、湾曲量算出部55dは、現在の湾曲状態を算出した後、この湾曲状態から目標位置の方向に内視鏡先端を湾曲させるためのプリアングルの、マップ情報を参照して算出する。

#### 【0036】

つまり、湾曲量算出部55dは、マップ情報を用いて、現在の内視鏡先端の位置及び方向の算出手段と、目標位置の方向の算出手段を形成する。

算出されたプリアングルは、設定プリアングルとしてメモリ52を経て湾曲量制御スレッド56に出力される。そして、この湾曲量制御スレッド56は、設定プリアングルからモータ電圧(UDモータ電圧、RLモータ電圧)に変換してモータユニット22内のUDモータ43a、RLモータ43bに印加する。

UDモータ43a、RLモータ43bの回転駆動により、湾曲部18は、内視鏡先端が目標位置の方向に一致するように湾曲される。

次に図9を参照して湾曲制御に利用されるマップ58の作成の処理を説明する。なお、

10

20

30

40

50

このマップ58の作成は、例えば内視鏡の工場出荷前に行われる。

図9に示すように最初のステップS1においてマップ作成者は、上下方向のプリアングル $\theta_1$ 、左右方向のプリアングル $\theta_2$ により、上下左右方向に対応したプリアングル $(\theta_1, \theta_2)$ をセットする。

【0037】

図10は、ステップS1を具体的に行うために、代表的なプリアングル値がマップ位置として指定される。例えば正方格子(グリッド)が設けられた、ステップS1の状態のマップの1例を示す。なお、図9の処理が終了することにより、マップ58として完成する。

図10において、 $(0, 0)$ を原点として、上下方向(U<sub>p</sub>, D<sub>p</sub>で示している)のプリアングル $\theta_1$ と左右(L<sub>p</sub>, R<sub>p</sub>で示している)方向のプリアングル $\theta_2$ を、実際に使用される内視鏡2の湾曲特性の範囲内でセット可能になる。

例えば、図10において上下方向のプリアングル $\theta_1$ は $D_m$ から $U_m$ まで、左右方向は $L_m$ から $R_m$ までが実際に設定可能なプリアングル範囲となる。なお、この場合、 $D_m$ 、 $L_m$ は負値で定義されることになる。また、本実施例では図10に示すように上方向(U<sub>p</sub>方向)が、例えばy軸に設定されている。

【0038】

ステップS1において実際には、プリアングル $(\theta_1, \theta_2)$ として、例えば $(\theta_{1i}, \theta_{2j})$ がセットされる。ここで、 $i, j$ はグリッド上のプリアングルを表すものであり、その表示例を図10に示している。

なお、フローチャート(ステップS4)では、グリッド間のプリアングル値のオフセット値 $\Delta$ を用いている。

ステップS1でセットしたプリアングル $(\theta_{1i}, \theta_{2j})$ の状態、ステップS2に示すようにマップ作成者は、内視鏡基準位置と内視鏡先端位置における座標と方向を測定する。

図11はプリアングル $(\theta_{1i}, \theta_{2j})$ の状態、ステップS2に示す処理により、内視鏡基準位置座標 $(X_o, Y_o, Z_o)$ と内視鏡先端位置座標 $(X_{ij}, Y_{ij}, Z_{ij})$ と、その場合の各方向 $D_o, D_{ij}$ の1例を示す。なお、この場合、各方向、例えば $D_o$ としては、その位置での軸方向の情報を持つが、湾曲の特定方向(具体的には湾曲の上方向)を基準とする。

【0039】

次のステップS3において、内視鏡基準位置の座標、方向に対する内視鏡先端の3次元の相対座標、相対方向を算出して、対応するマップ位置に書き込む。

具体的には、図10のプリアングル $(\theta_{1i}, \theta_{2j})$ のグリッド点上の位置(マップ位置、或いはマップデータ位置になる)に、内視鏡先端の相対座標 $(X_{ij} - X_o, Y_{ij} - Y_o, Z_{ij} - Z_o)$ と、相対方向 $(D_{ij} - D_o)$ とを関連付けて書き込む。

ここでは、1つのプリアングル $(\theta_{1i}, \theta_{2j})$ の場合で具体的に示したが、以下のステップを経てオフセット値 $\Delta$ により他のプリアングル値に対しても同様の関連付けが行われることになる。

つまり、図11における内視鏡基準位置を原点に設定し、かつその場合の方向を0に設定した状態における内視鏡先端の位置座標及び方向の値が各プリアングル $(\theta_{1i}, \theta_{2j})$ に関連付けて各マップデータ位置に書き込まれる。換言すると、内視鏡基準位置からの相対位置座標及び相対方向の値が、プリアングルに関連付けられる。

【0040】

次のステップS4に示すようにプリアングル $\theta_1, \theta_2$ にオフセット値 $\Delta$ を与えて隣接するグリッド位置のプリアングル $\theta_1, \theta_2$ に設定する。

次のステップS5においてプリアングル $\theta_1, \theta_2$ がその内視鏡のプリアングルの範囲を超えたか否かの判断を行い、超えていない場合にはステップS1に戻り、ステップS1~S5の処理を繰り返す。なお、実際には、上下方向のプリアングルの範囲と、左右方向のプリアングルの範囲間において、湾曲部18が湾曲可能な範囲に対してステッ

10

20

30

40

50

プ S 1 ~ S 5 の処理が行われる。

このようにして、マップ 5 8 が作成される。このマップ 5 8 は、図 1 0 に示したような各マップ位置のプリアングル ( $\theta_{1i}$ ,  $\theta_{2j}$ ) に、対応する内視鏡先端の相対座標 ( $X_{ij} - X_0$ ,  $Y_{ij} - Y_0$ ,  $Z_{ij} - Z_0$ ) と、相対方向 ( $D_{ij} - D_0$ ) のデータとが関連付けて格納されたものとなる。

【 0 0 4 1 】

そして、このマップ 5 8 の各データを内視鏡先端を表す 3 次元座標系で表すと、マップ 5 8 は、湾曲部 1 8 を湾曲させた場合における、内視鏡先端位置を 3 次元座標系上でプロットした軌跡を表す曲面となる。

【 0 0 4 2 】

また、その際、内視鏡先端位置でのその先端の軸方向が方向の情報として、位置と対にしてデータ化される。

このように曲面として表示した場合のマップ 5 8 を内視鏡先端の D 方向から U 方向へ見た (マップの側面図の) 場合、内視鏡先端の R 方向から L 方向へ見た (マップ側面図の) 場合におけるマップ 5 8 は、それぞれ図 1 2 A、図 1 2 B に示すになる。

なお、図 1 2 A、図 1 2 B において、各マップ位置には、内視鏡先端の方向を示す線分も 3 次元的に示している。

次に図 1 3 を参照して、(上述のように生成した) マップ情報を用いて本実施例におけるメイン処理部 5 5 による湾曲制御の処理動作を説明する。

最初にステップ S 1 1 に示すように初期設定を行う。次のステップ S 1 2 においてメイン処理部 5 5 は、コイル情報、つまり各コイル位置の情報を取得する。

【 0 0 4 3 】

次のステップ S 1 3 においてメイン処理部 5 5 を構成する CPU は、コイル位置の情報から内視鏡の先端位置、先端方向の算出を行う。次のステップ S 1 4 において CPU は、内視鏡画像の画像データの取得を行う。

次のステップ S 1 5 において CPU は、画像データのディストーションの補正を行う。これは、対物レンズ 3 2 が歪曲収差などを有するため、対物レンズ 3 2 により得られた画像データの歪み補正を行う。

次のステップ S 1 6 において CPU は、内視鏡画像から内視鏡先端を通過させようとする目標位置の検出を行う。具体的には管腔暗部の位置の検出を行う。

次のステップ S 1 7 において CPU は、ステップ S 1 6 により検出された目標位置は、2 次元の位置情報であるため上述した S F S 法等を用いて 3 次元座標に変換する。

【 0 0 4 4 】

そして、次のステップ S 1 8 において CPU は、マップ情報を利用して目標位置の方向に内視鏡先端の方向を一致させる (或いは指向させる) 湾曲方向に相当する目標プリアングルの算出 (図 1 4 にて後述) を行う。

次のステップ S 1 9 において、算出した目標プリアングルから対応するモータ電圧を算出する。なお、この算出は、図 7 に示した構成例においては湾曲量制御スレッド 5 6 の処理として行う。算出されたモータ電圧は、モータユニット 2 2 のモータ 4 3 a、4 3 b に印加され、モータ 4 3 a、4 3 b の回転駆動により湾曲部 1 8 が湾曲駆動される。

次に図 1 4 を参照して目標プリアングルの算出の処理を説明する。

最初のステップ S 2 1 においてメイン処理部 5 5 を構成する CPU は、目標位置の座標を内視鏡基準位置を原点とする相対座標に変換する。

【 0 0 4 5 】

次のステップ S 2 2 において CPU は、内視鏡の U p 方向が y 軸に一致し、かつ、コイル位置 B の軸方向が Z 軸に一致するように変換する。図 1 5 は、このステップ S 2 2 の処理の様子を示す。ステップ S 2 1 の状態における内視鏡先端側の状態は、一般的に図 1 5 に示すようになっている。

この図 1 5 に示すように内視鏡先端 (ここでは先端コイルの具体例で示している) の位置 A は、マップ 5 8 (マップ曲面) 上にあるが、その状態における内視鏡 U p 方向は、一

10

20

30

40

50

般的にマップ58のUp方向と一致していない。

このため、内視鏡のUp方向を、マップ58のUp方向として予め設定されている例えばy軸に一致するように回転処理で変換する。なお、図15に示すように、この変換により、目標位置も矢印で示すように移動する。この回転処理は、クォータニオンを利用すると、容易に行える。

#### 【0046】

図15における内視鏡先端のUp方向とマップ58のy軸方向とに直交するC軸を図16のように設定し、このC軸の回りで回転角 $\theta$ だけ回転させて内視鏡先端のUp方向とマップ58のy軸方向とを一致させる。

図16に示すようにこの回転角 $\theta$ により先端コイル位置Aは、符号Bで示す位置に移動する。C軸を規定する方向ベクトルと回転角 $\theta$ をもとに生成されるクォータニオンを利用すると、先端コイル位置Aの位置の変換を容易に行うことができる。続いて、変換されたコイル位置Bの軸方向がZ軸に一致するように、同様の変換を行う。

図14におけるステップS22の処理の後、次のステップS23においてCPUは、目標位置の方向に相当するマップ座標系上の位置座標（例えば連続座標）を算出する。

具体的には、目標位置の方向を最も良く近似できるマップ上の位置（内視鏡先端位置及び先端方向）を特定する。このステップS23の処理が目標位置方向算出部を形成する。

このようにしてステップS21～S23により目標位置の方向を近似できるマップ位置を算出した後、同様にステップS24～S26により現在の内視鏡先端に対しても同様の処理により、対応するマップ上の位置を算出する。

具体的には、ステップS24においてCPUは、内視鏡先端の座標を、内視鏡基準位置を原点とする相対座標に変換する。次のステップS25においてCPUは、内視鏡のUp方向がy軸に一致し、かつ、コイル位置Bの軸方向がZ軸に一致するように変換する。

次のステップS26においてCPUは、内視鏡先端位置に相当するマップ座標系上の位置座標（例えば連続座標）を算出する。そして、このステップS26により現在の内視鏡先端位置が向く方向を算出できる。このステップS26が先端方向算出部を形成する。

#### 【0047】

そして、次のステップS27においてCPUは、マップ座標に基づいて目標プリアンクルの値を算出する。

#### 【0048】

図17は、ステップS27により目標プリアンクルを算出する様子を示す。ステップS26により、例えば図17に示すように現在の内視鏡先端の特定（座標Pp, 方向Dp）によりその状態に対応するプリアンクル（ $a$ ,  $b$ ）が、現在の絶対プリアンクル値として算出される。

また、ステップS23においても、目標位置に対応する目標位置用プリアンクル（ $c$ ,  $d$ ）が絶対プリアンクル値として算出される。

そして、これら両絶対プリアンクル値の差分値、つまり（ $c - a$ ,  $d - b$ ）が、現在の内視鏡先端の状態から目標位置の方向に湾曲制御する湾曲制御目標とする（図13のステップS18に示す）目標プリアンクルとして算出される。

#### 【0049】

ステップS27の処理から分かるように現在の内視鏡先端の状態（一般的には湾曲された状態）から目標位置の方向に湾曲させる場合、現在の湾曲状態に対応するプリアンクル（ $a$ ,  $b$ ）と目標位置に対応するプリアンクル（ $c$ ,  $d$ ）との差分値（つまり相対値）で湾曲（駆動）量が決定される。

このため、湾曲操作の繰り返しや経年変化により湾曲用のワイヤが伸びて、手元側での操作量が先端側での湾曲量と一致しないずれ（基準位置のずれ）が発生したような場合にも、相対値で湾曲駆動量を決定するので、精度の良い湾曲制御を行うことができる。

補足説明すると、例えば現在の内視鏡先端の位置及び方向から、湾曲の目標位置側に湾曲させる場合、手元側の実際のプリアンクルの値を用いずに、マップ58上の現在の内視鏡先端の位置及び方向に対応するプリアンクル値を用いる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 0 】

このため、湾曲ワイヤが伸びて、手元側の実際のプリアンクルの基準値がずれてしまってもマップ 5 8 から算出されるプリアンクルの相対値を使用するため、精度良く湾曲制御を行うことができる。

また、本実施例は、湾曲部 1 8 を湾曲させた場合の湾曲部 1 8 の 3 次元的な湾曲情報を予めデータ化したマップ 5 8 にしてあるので、このマップ 5 8 を用いなくて、演算などを行うことにより、湾曲制御を行うことも可能になるが、そのような場合に比較して簡単な演算で湾曲制御が可能となる。

また、マップ 5 8 を用いない場合に比較して、短時間に湾曲方向及び湾曲量を算出できるので、応答性の良い湾曲制御が可能となる。

10

つまり、上下、左右の各方向において、湾曲部 1 8 を詳細に湾曲させた場合における多数のプリアンクル座標値と、各プリアンクル座標値に対応する、内視鏡先端の 3 次元位置及びその方向とをデータ化した（データ）マップ 5 8 を形成している。

## 【 0 0 5 1 】

このため、両者の一方が分かる場合には、他方を単に読み出すことにより算出できる。つまり、複雑な演算を必要することなく、短時間に湾曲方向及び湾曲量を算出できる。

また、マップ 5 8 は、離散値でデータ化されているため、データ化されていない値に対応する湾曲方向及び湾曲量を算出する必要がある場合にも、その値に近いデータ化されている値が存在するため、近似解法（近似評価法）の 1 つとして、例えば擬似ニュートン法を用いて簡単に算出したい値を算出することができる。

20

例えば、図 1 7 に示すように、目標位置の座標からマップ 5 8 の座標系上でその目標位置の方向に相当する目標位置用プリアンクル（ $c$ 、 $d$ ）を算出する必要がある。この場合、各グリッド（格子点）上での位置及びプリアンクル値は、既知であるので、例えば複数のグリッド上での各方向と目標位置の方向とのずれ量を求める。

## 【 0 0 5 2 】

そして、それらの 3 次元的なずれ量から、擬似ニュートン法を用いて、そのずれ量が十分に小さくなる近似値としての方向の値を算出して、その算出した方向に相当する目標位置用プリアンクル（ $c$ 、 $d$ ）を算出することができる。

このように本実施例によれば、挿入部 9 の先端側の湾曲部 1 8 を湾曲させた場合の 3 次元的な湾曲情報としてのマップ情報をを用いることにより、精度良く湾曲制御ができる。

30

また、本実施例によれば、図 1 8 に示すように内視鏡先端により腸管等の襞を押さえつけるような手技を行い易い。

つまり、本実施例においては、マップ 5 8 により、内視鏡先端の位置及び方向を検出できるため、図 1 8 に示すように内視鏡先端（模式的に先端コイルで示している）で襞 6 0 を例えば矢印の方向に押さえつけるような手技を行い易くなる。

## 【 0 0 5 3 】

なお、図 1 0 に示したグリッド間の値を小さくしたデータを生成するようにすれば、補間等を殆ど用いることなく、グリッド上（マップデータ点上）のデータから目標プリアンクル等を算出することもできる。

また、目標位置がマップ 5 8 の座標系上に位置するか、これに近い状態である場合には、マップ 5 8 上の現在の内視鏡先端の位置でのプリアンクル値と、目標位置に相当するマップ上の位置でのプリアンクル値の差分値分を目標プリアンクルとして算出することができる。

40

また、目標位置の方向の情報からマップ 5 8 上での対応するプリアンクルを算出する代わりに、目標位置の位置情報からマップ 5 8 上での対応するプリアンクルを算出するようにしても良い。

## 【 0 0 5 4 】

なお、図 1 9 に示すような構成にしても良い。図 1 9 は変形例における内視鏡 2 及び P C 本体 7 を示す。この変形例に示すように、各内視鏡 2 に上述したマップ 5 8 の情報を格納した（不揮発性メモリ等で構成される）マップ情報格納部 6 1 を内蔵する構成にしても

50

良い。

そして、内視鏡 2 が P C 本体 7 と接続された場合、P C 本体 7 内のメイン処理部 5 5 等の処理を行う C P U 6 2 が、そのマップ 5 8 の情報を読み出し、P C 本体 7 のハードディスク 6 3 や不揮発性メモリ、メモリ 5 2 等に格納して、湾曲制御に使用するようにしても良い。

また、使用後は、P C 本体 7 側でマップ 5 8 の情報を、内視鏡 2 が有する I D 情報と関連付けて保存するようにしても良い。

なお、内視鏡 2 は、その内視鏡 2 に固有の I D 情報を発生する I D 情報発生部 ( 図 1 9 中では I D と略記 ) 6 4 を備える。

【 0 0 5 5 】

また、内視鏡 2 には、マップ 5 8 の情報を格納しないで、P C 本体 7 側で、内視鏡 2 の I D 情報と共に、その内視鏡のマップ 5 8 の情報を保存するようにしても良い。

図 1 9 では、I D 情報が I D a の場合にはマップ情報 M D a と対にして、I D 情報が I D b の場合にはマップ情報 M D b と対にしてマップ情報を格納する構成を示している。

そして、内視鏡 2 が P C 本体 7 に接続された場合、C P U 6 2 は、内視鏡 2 の I D 情報を読み出し、この I D 情報に対応するマップ 5 8 の情報を用いて、湾曲制御を行うようにすることもできる。

本変形例によれば、さらに P C 本体 7 に対して実際に接続使用される内視鏡 2 が異なる場合にも、その内視鏡 2 の場合の湾曲部 1 8 の湾曲に対応した 3 次元の湾曲情報としてのマップ情報を用いて、精度の良い湾曲制御が可能となる。その他は、実施例 1 と同様の効果

【産業上の利用可能性】

【 0 0 5 6 】

内視鏡を屈曲した体腔内に挿入して内視鏡検査を行う場合に広く利用できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 7 】

【図 1】図 1 は本発明の実施例 1 の内視鏡システムの構成を使用例の状態を示す構成図。

【図 2】図 2 は内視鏡装置の外観例を示す図。

【図 3】図 3 は内視鏡の内部構成を示す図。

【図 4】図 4 は挿入部の先端側のコイルの配置例を示す図。

【図 5】図 5 は検出される挿入形状を示す図。

【図 6 A】図 6 A は挿入形状データの例を示す図。

【図 6 B】図 6 B はフレームデータの例を示す図。

【図 6 C】図 6 C はコイル座標データの例を示す図。

【図 7】図 7 は P C 本体の機能的なブロック構成を示す図。

【図 8】図 8 はメイン処理部の機能的なブロック構成を示す図。

【図 9】図 9 はマップを作成する処理手順を示すフローチャート。

【図 1 0】図 1 0 はマップデータを作成する説明図を示す。

【図 1 1】図 1 1 はマップを作成する際の内視鏡基準位置と内視鏡先端の座標等を示す説明図。

【図 1 2 A】図 1 2 A はマップを内視鏡先端の 3 次元座標系で表し、その場合下方向から上方向の湾曲方向へ見た側面図。

【図 1 2 B】図 1 2 B はマップを内視鏡先端の 3 次元座標系で表し、その場合右方向から左方向の湾曲方向へ見た側面図。

【図 1 3】図 1 3 は本実施例による湾曲制御の手順を示すフローチャート。

【図 1 4】図 1 4 はマップ情報を利用して目標プリーアングルを算出する手順を示すフローチャート。

【図 1 5】図 1 5 は内視鏡先端の U p 方向を y 軸方向に一致させる処理の説明図。

【図 1 6】図 1 6 はクォータニオンを用いる作用の説明図。

【図 1 7】図 1 7 は現在の内視鏡先端の設定状態から目標位置に湾曲させるための目標プ

10

20

30

40

50

ーリアングルを算出する説明図。

【図18】図18は内視鏡先端により壁を押さえつける様子を示す説明図。

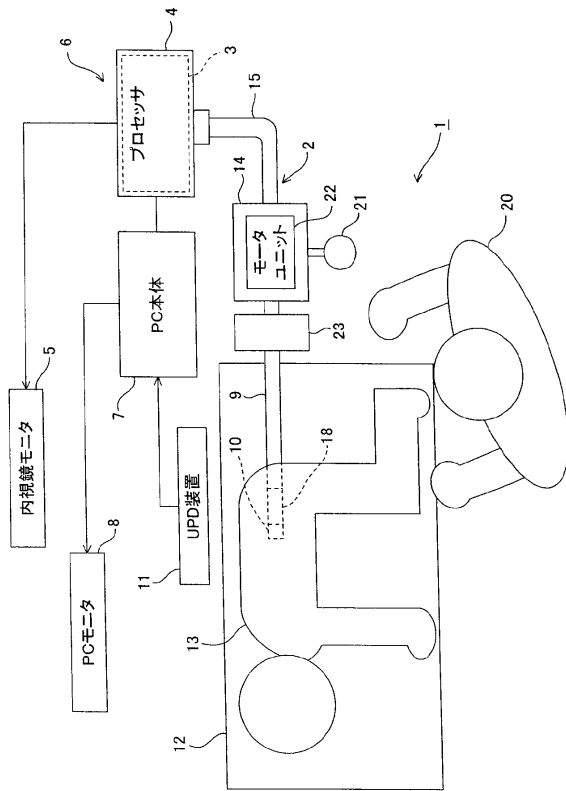
【図19】図19は本発明の変形例における内視鏡及びPC本体の構成を示すブロック図

【符号の説明】

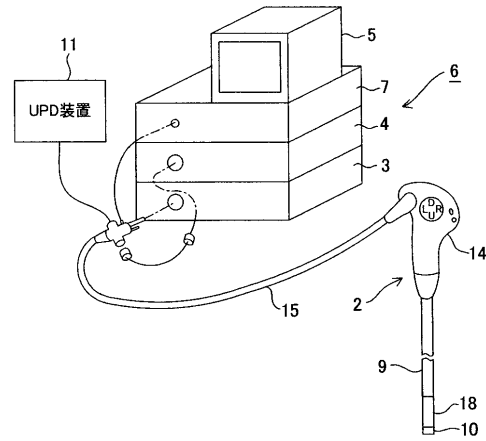
【0058】

1...内視鏡システム、2...内視鏡、7...PC本体、9...挿入部、11...UPD装置、18...湾曲部、22...モータユニット、34...撮像装置、36a、36b、36c...コイル、43a、43b...モータ、44a、44b...エンコーダ、55...メイン処理部、56...湾曲量制御スレッド、58...マップ

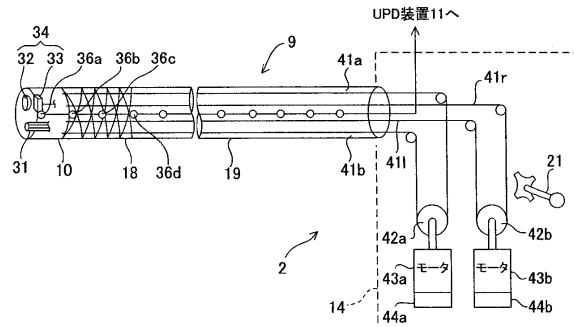
【図1】



【図2】

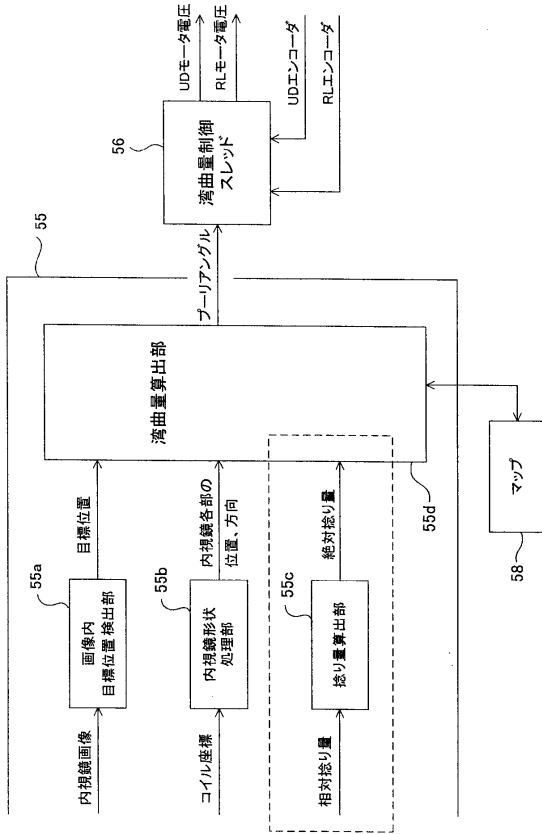


【図3】

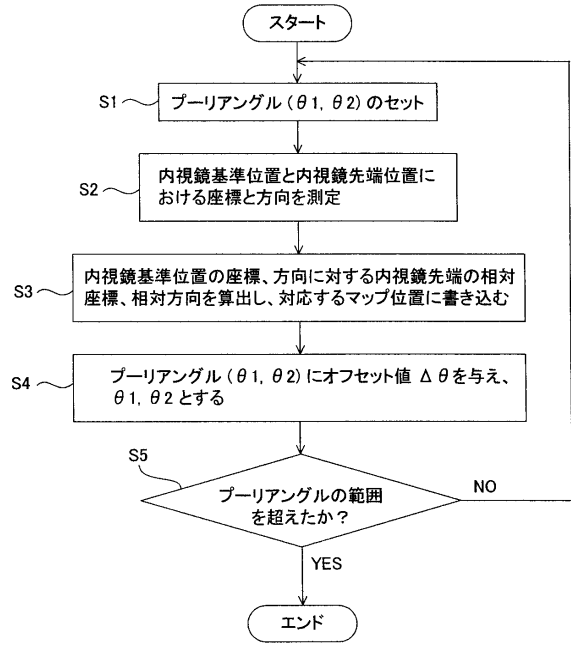




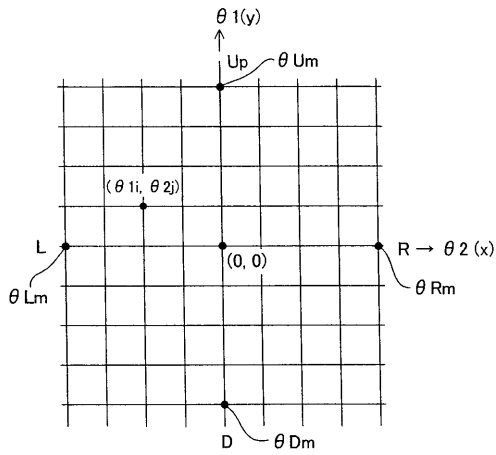
【図8】



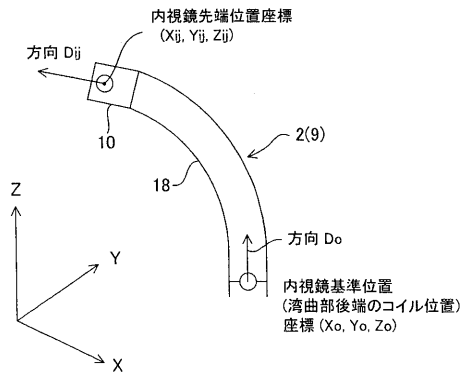
【図9】



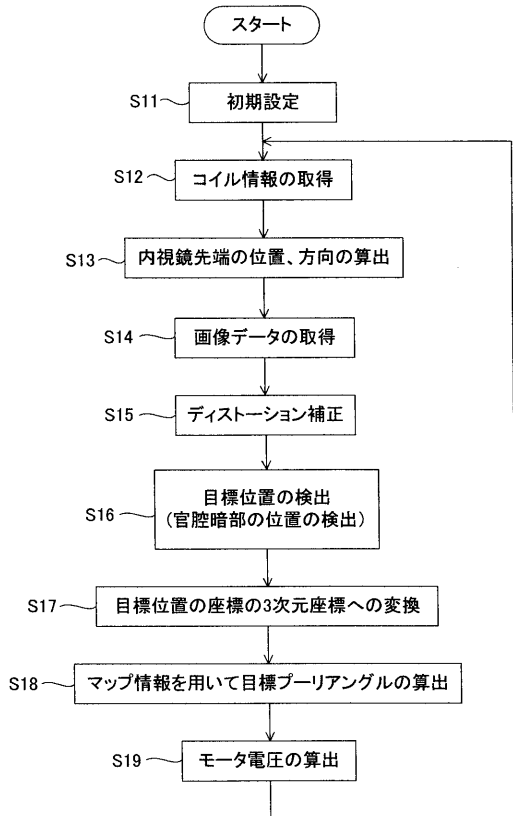
【図10】



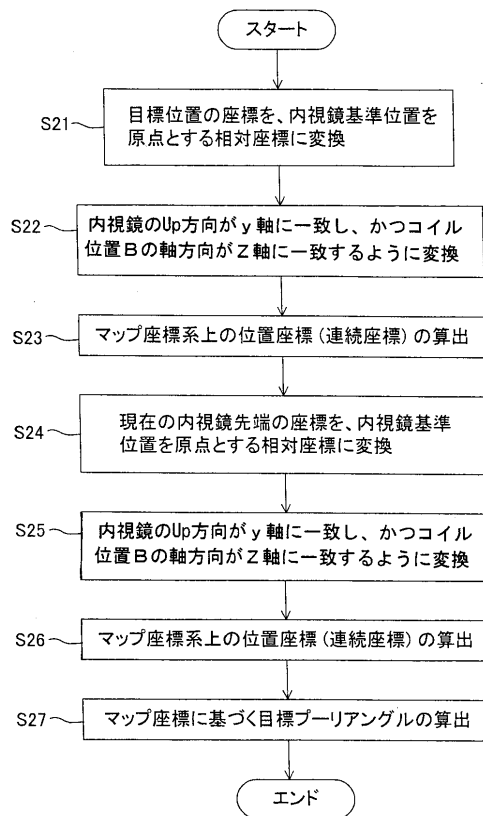
【図11】



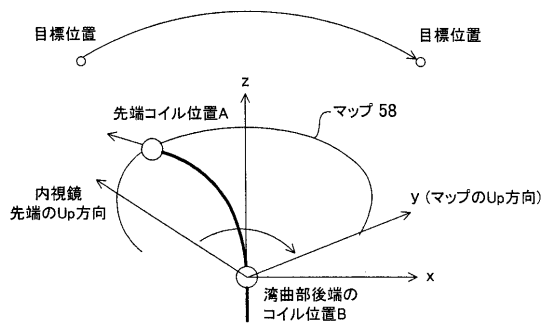
【図13】



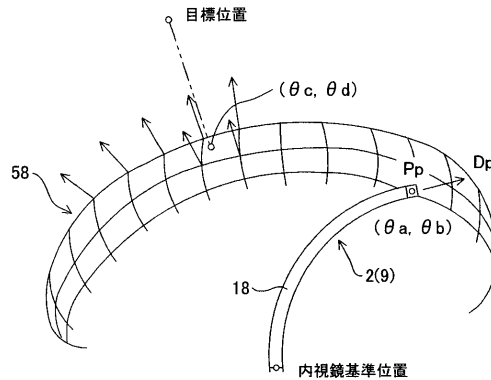
【図14】



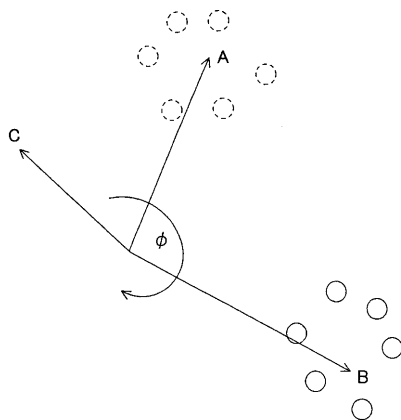
【図15】



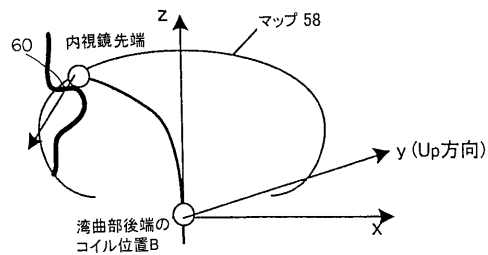
【図17】



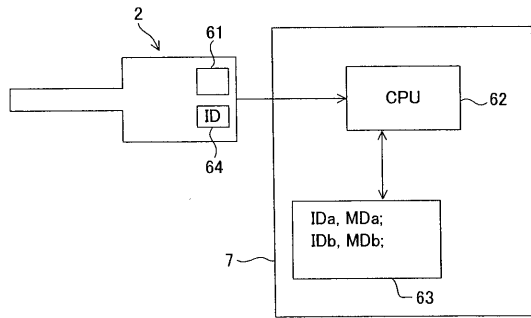
【図16】



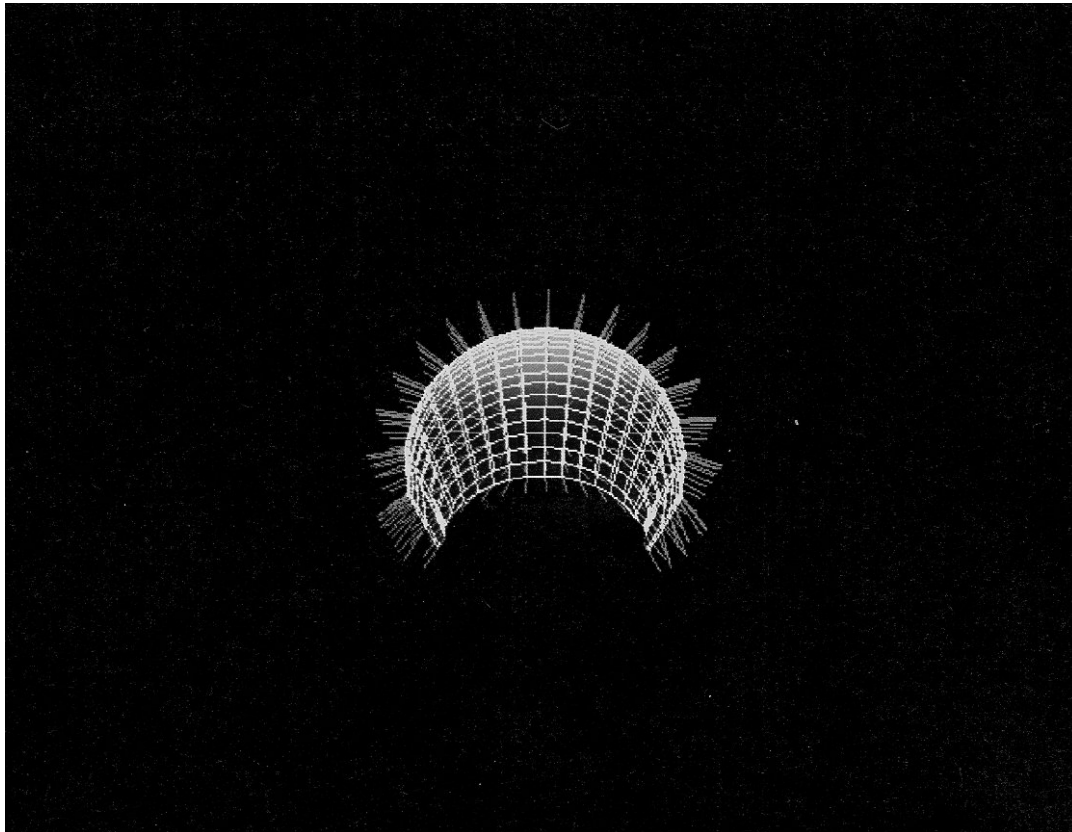
【図18】



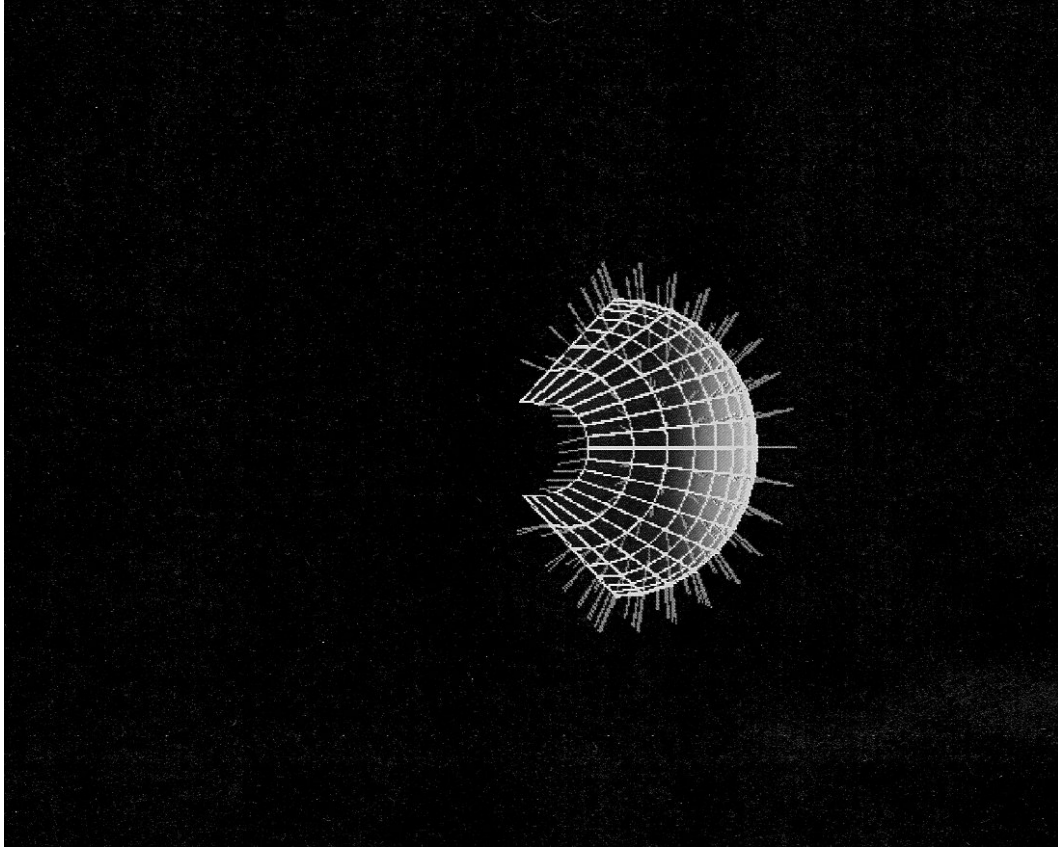
【 図 19 】



【 図 12 A 】



【 1 2 B】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
H 0 4 N 7/18 M

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2007-135783(JP,A)  
特開2006-116289(JP,A)  
国際公開第2006/035693(WO,A1)  
特開2004-041538(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 / 0 0  
G 0 2 B 2 3 / 2 4

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5295555B2</a>   | 公开(公告)日 | 2013-09-18 |
| 申请号            | JP2007318658  | 申请日     | 2007-12-10 |
| [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<br>長谷川潤<br>中村俊夫  |         |            |
| 发明人            | 田中 秀樹<br>長谷川 潤<br>中村 俊夫   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18  |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/0052 A61B1/0016 A61B5/06 A61B5/065  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.310.H A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.A G02B23/26.D H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.640 A61B1/005.523 A61B1/04   |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA21 2H040/DA51 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH32 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ18 4C161/LL02 5C054/CC07 5C054/HA12 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进  |         |            |
| 其他公开文献         | JP2009136618A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够使用通过预先弯曲插入部分的远端侧处的弯曲部分而产生的三维弯曲信息来高度精确地控制弯曲的内窥镜系统。  
 SOLUTION：该内窥镜系统形成有通过在弯曲弯曲部分时数字化近侧滑轮角度，在内窥镜远端及其方向上的三维位置而形成的地图58，其中弯曲部分的后端被指定作为参考位置；并且主处理部55可以使用地图58的信息，根据内窥镜前端的位置和方向的信息计算本内窥镜前端的弯曲状态，并计算弯曲的目标滑轮角度的值。使用地图信息从目标位置方向上的状态开始的弯曲部分。Z

【图1】

