

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-131406

(P2009-131406A)

(43) 公開日 平成21年6月18日(2009.6.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 H	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-309234 (P2007-309234)
 (22) 出願日 平成19年11月29日(2007.11.29)

(71) 出願人 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
 (72) 発明者 長谷川 潤
 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
 (72) 発明者 中村 俊夫
 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

最終頁に続く

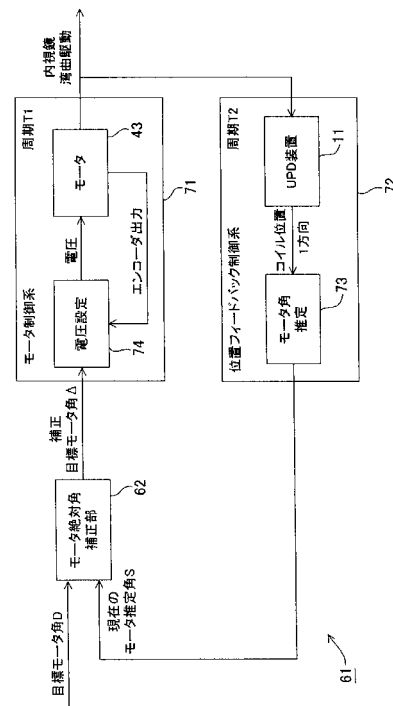
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】湾曲制御のための情報の取得の周期が異なる場合、或いは形状検出による情報の取得のために時間遅延が発生する場合にも円滑な湾曲制御を実現することができる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】エンコーダ出力でモータ43を駆動制御するモータ制御系71とUPD装置11による内視鏡の形状検出により、モータ回転角を推定する位置フィードバック制御系72とは $T_1 < T_2$ となる異なる周期 T_1 ，周期 T_2 で動作する。モータ角推定部73から出力される現在のモータ推定角 S を目標モータ角 D から減算した差分値を周期 T_1 に相当する値に補正して、周期 T_1 でエンコーダ出力が入力される電圧設定部74に周期 T_1 で出力する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を撮像する撮像手段及び湾曲自在の湾曲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、
前記湾曲駆動手段の時間的な駆動位置情報を、第 1 の情報として第 1 の時間周期で取得する第 1 の情報取得部と、
前記内視鏡先端側を目標とする方向に湾曲させるために前記内視鏡先端側の形状情報を第 2 の情報として第 2 の時間周期で取得する第 2 の情報取得部と、
前記第 1 の時間周期に対して前記第 2 の時間周期が長くなる時間周期の相違の場合における前記第 2 の情報を第 1 の時間周期に相当する情報への補正と、前記第 1 の情報の取得に対して、前記第 2 の情報の取得までに発生する時間遅延に起因する前記第 2 の情報の補正との少なくとも一方の補正を行う補正部と、
前記第 1 の情報と前記補正部により補正された第 2 の情報とを用いて前記湾曲駆動部の湾曲制御を行う湾曲制御部と、
を具備することを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

被検体を撮像する内視鏡と、
第 1 の時間周期で前記内視鏡の湾曲制御を行う湾曲制御部と、
第 1 の時間周期より長い第 2 の時間周期で前記内視鏡形状を検出する内視鏡形状検出部と、
前記内視鏡形状から前記湾曲制御部によって制御される湾曲状態を推定する湾曲状態推定部と、
前記湾曲状態推定部による推定結果及び前記第 1 の時間周期と第 2 の時間周期から算出される情報に基づいて前記湾曲制御部によって制御される湾曲状態を決定する湾曲状態決定部と、
を有する内視鏡システム。

20

【請求項 3】

被検体を撮像する内視鏡と、
第 1 の時間周期で前記内視鏡の湾曲制御を行う湾曲制御部と、
第 1 の時間周期より長い第 2 の時間間隔で前記内視鏡形状を検出する内視鏡形状検出部と、
前記内視鏡形状から前記湾曲制御部によって制御される湾曲状態を推定する湾曲状態推定部と、
前記内視鏡により撮像された画像内の特定部位を検出する特定部位検出部と、
前記湾曲状態推定部による推定結果及び前記第 1 の時間周期と第 2 の時間周期から算出される情報及び前記特定部位に基づいて前記湾曲制御部によって制御される湾曲状態を決定する湾曲状態決定部と、
を有する内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記湾曲状態決定部は、前記第 1 の時間周期と前記第 2 の時間周期から算出される情報として、前記第 2 の時間周期から算出される情報を前記第 1 の時間周期の場合に換算した情報を生成する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。

40

【請求項 5】

前記湾曲状態決定部は、前記第 1 の時間周期と前記第 2 の時間周期から算出される情報における前記第 2 の時間周期から算出される情報が時間遅延された時間遅延情報である場合、前記時間遅延を補正した情報を生成する補正手段を有する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 6】

前記補正手段は、カルマンフィルタを用いて構成されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入され、内視鏡検査に使用される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。また、内視鏡は、体腔内等に挿入される挿入部の改良や湾曲操作をモータを用いて電動化し、操作性を改善する検討が行われている。

しかし、腸管内で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（術者）にとって難しい操作であるため、内視鏡画像から内視鏡先端を向ける方向を検出（例えば、暗部を検出）し、検出した方向から内視鏡先端を向ける目標位置を求め、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、湾曲制御動作を電氣的に行う内視鏡システムがある。

【0003】

内視鏡の湾曲動作は、湾曲部に接続されたワイヤを電氣的な湾曲駆動手段としてのモータの回転駆動力により押し引きして湾曲部の関節を駆動するため、ワイヤの伸びや関節のガタが発生すると、実際の湾曲量は、モータに付加されたモータの回転による駆動位置を検出するエンコーダ出力から算出された湾曲量とはならない。

そこで、従来例では、エンコーダ出力で湾曲駆動制御を行うモータ制御系の他に、内視鏡の（挿入）形状を検出するためのコイル位置／方向検出装置としてのUPD装置を設け、UPD装置により検出されるコイル位置／方向により、挿入部の先端側の3次元座標を推定した結果をフィードバックして目標モータ回転角（目標モータ角と略記）を決定することにより、挿入部の位置／方向の精度を向上して湾曲制御を行うようにしている。

【0004】

図19は従来例の内視鏡システムにおける内視鏡湾曲駆動制御装置を構成するモータ制御系71及び位置フィードバック制御系72の機能的な構成を示す。

従来例では、目標モータ角Dと、UPD装置11によるコイル位置／方向から、さらにモータ回転角（モータ角と略記）推定部73を経て算出される現在のモータ推定角Sとの差分値がモータ制御系71のモータ電圧設定部（電圧設定部と略記）74に入力される。

この電圧設定部74には、モータ43に付加されたエンコーダによるエンコーダ出力による現在のモータ角が入力され、この現在のモータ角から上記差分値に対応するずれのモータ角分だけモータ43を回転させるモータ電圧（電圧と略記）を、このモータ43に出力する。

【0005】

そして、この電圧によるモータ43の回転出力が内視鏡湾曲駆動出力となり、湾曲部を湾曲させる。また、その湾曲がコイルの位置及び方向変化（に対応したコイル磁気）となり、それがUPD装置11により検出されるフィードバック系が形成される。

この場合、モータの駆動位置の検出情報としてのエンコーダ出力を用いてモータを駆動する電圧を設定するモータ制御（湾曲制御）を行う時間周期（以下、単に周期）は、図20に示すようにT1である。

これに対して、UPD装置11によるコイル位置／方向の検出（或いは取得）は、その検出の周期がT2となる。従って、その情報をモータ制御系71で現在のモータ推定角Sとして湾曲制御の情報として利用する場合、その情報が取得される周期はT2になる。よって、前記目標モータ角Dは、周期T2で決定されることになる。

【0006】

この場合、コイル位置／方向の検出は、所定周波数の駆動信号が印加されるコイルにより発生される磁界発生量をA/D変換して、サンプリングし、そのサンプリングした値から複数の各コイル位置／方向の情報をそれぞれ算出する（時間を要する処理である）ため、周期T2 > 周期T1の関係になる。

10

20

30

40

50

そのため、前述のとおり、モータ４３を実際に駆動する電圧の決定は、周期Ｔ１より過去の周期Ｔ２のコイル位置／方向に基づくモータ推定角Ｓによって決定されてしまうこととなる。

その結果、従来例においては、円滑な内視鏡湾曲動作を行わせることができず、例えば湾曲動作が振動および発散したり、コマ送りのなごこちないステップ動作になる。

【０００７】

このように従来例では内視鏡先端位置（或いは内視鏡の挿入形状）の検出手段の検出情報に基づいて、先端側の湾曲状態を補正して湾曲動作させる場合、エンコーダ出力による湾曲制御の周期Ｔ１よりも長い周期Ｔ２でモータ角の補正を行うため、円滑な湾曲動作を行わせることが困難になる。

10

一方、例えば特開２００６－１１６２８９号公報には、モード切替により内視鏡画像に対応した湾曲制御と、ＵＰＤ装置を用いて得たＵＰＤ画像に対応した湾曲制御を行うことができる湾曲制御装置が開示されている。

【特許文献１】特開２００６－１１６２８９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかし、上記公報の従来例においても内視鏡で暗部を検出し、ＵＰＤ装置の情報に基づいて暗部方向に自動的に湾曲させようとする場合、上述したようにＵＰＤ装置の情報としてのコイル位置／方向が得られるまでに時間遅延が発生する。

20

このように従来例では、湾曲駆動手段の駆動位置を検出する第１の情報の検出（取得）の周期と、内視鏡の形状検出手段による第２の情報の取得の周期とが異なるため、或いは第２の情報の取得に時間遅延があるため円滑な湾曲制御を行うことが困難になる。

このため、湾曲制御のための情報の取得の周期が異なる場合、或いは形状検出による情報の取得のために時間遅延が発生する場合にも円滑な湾曲制御を実現することができる、換言すると第１の周期と第２の周期との相違に基づく影響を軽減して円滑な湾曲制御を実現することができる内視鏡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、湾曲制御のための情報の取得の周期が異なる場合、或いは形状検出による情報の取得のために時間遅延が発生する場合にも円滑な湾曲制御を実現する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。

30

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の内視鏡システムは、被検体を撮像する撮像手段及び湾曲自在の湾曲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、

前記湾曲駆動手段の時間的な駆動位置情報を、第１の情報として第１の時間周期で取得する第１の情報取得部と、

前記内視鏡先端側を目標とする方向に湾曲させるために前記内視鏡先端側の形状情報を第２の情報として第２の時間周期で取得する第２の情報取得部と、

前記第１の時間周期に対して前記第２の時間周期が長くなる時間周期の相違の場合における前記第２の情報を第１の時間周期に相当する情報への補正と、前記第１の情報の検出に対して、前記第２の情報の取得までに発生する時間遅延に起因する前記第２の情報の補正との少なくとも一方の補正を行う補正部と、

40

前記第１の情報と前記補正部により補正された第２の情報とを用いて前記湾曲駆動部の湾曲制御を行う湾曲制御部と、

を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、湾曲制御のための情報の取得の周期が異なる場合、或いは形状検出による情報の取得のために時間遅延が発生する場合にも円滑な湾曲制御を実現することがで

50

きる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

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12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し、図6A～図6C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す。

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は内視鏡先端の向きと湾曲させたい方向との湾曲角を形成する角 θ 及び ϕ を示し、図10は湾曲量制御処理部による湾曲角からモータ電圧を生成する処理機能を示し、図11は内視鏡湾曲駆動制御装置の制御機能的構成を示し、図12は本実施例における補正手段により目標モータ角に向けての制御特性例を示す。

【0012】

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。
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。

【0013】

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を電氣的に湾曲することができる。

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の湾曲制御を電氣的に行う。

【0014】

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。

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。

【0015】

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

10

20

30

40

50

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 9 の先端が目標位置の方向に向くように湾曲部 18 を電氣的に湾曲制御する自動湾曲制御モードを備える。

図 3 に示すように、挿入部 9 内には照明光を送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。

【0016】

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 32 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。

この光学像を結ぶ対物レンズ 32 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 33 とにより撮像装置 34 が形成されている。

【0017】

この CCD 33 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。

【0018】

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）36a、36b、36c、... が例えば先端部 10 から可撓部 19 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。

そして、これらのコイル 36a、36b、36c、... の各コイル位置を検出することにより、挿入部 9 の挿入形状を算出することができる。特に、挿入部 9 の先端側の複数のコイル、例えば 36a、36b、36c 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、その長手軸の方向（向き）を、先端側の挿入形状として検出する。

【0019】

また、本実施例では、図 4 に示すように長手軸の方向に配置されたコイル 36a、36b、36c の他に、例えば長手軸に配置されたコイル 36a と直交する方向で、湾曲部 18 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 36a' が、コイル a に隣接して先端部 10 内に配置されている。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。

なお、図 4 においては、コイル 36c に対して、コイル 36a'' が同様の配置関係とあんなようにコイル 36c、36a'' が配置されている。

【0020】

このような配置にすることにより、各コイル 36a、36b、36c、36a'、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（Up 方向や CCD 33 の上方向）も、内視鏡挿入形状として検出（推

10

20

30

40

50

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 の湾曲状態を推定できる。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行い易くする。

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

【0021】

また、図 1 に示す U P D 装置 11 は、コイル 36 a、36 b、36 c ... 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 U P D 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 U P D 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 36 a、36 b、36 c、... の位置を検出(算出)する位置検出部と、各コイル 36 a、36 b、36 c、... 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。

なお、U P D 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 36 a、36 b、36 c、... 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。

【0022】

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 36 a' 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、U P D 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 ...)におけるコイル 36 a、36 b、36 c、... の位置(X_{ji} , Y_{ji} , Z_{ji}) (ここで、i = a, b ..., 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。

U P D 装置 11 により検出されたコイル 36 a、36 b、36 c、... の位置を含む挿入形状データは、図 6 A 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、P C 本体 7 に順次送信される。

【0023】

そして、挿入状態情報としての各フレームデータは、図 6 B 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 6 C 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 36 a、36 b、36 c、... の 3 次元座標をそれぞれ示すデータである。

なお、ここでのフレームの時間周期(以下、周期) T2 は、例えば 100 ms 程度であり、後述するモータの回転角を検出するエンコード出力(値)の周期 T1 よりも長くなる。

【0024】

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是、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、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。

10

20

30

40

50

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。

UPD 装置 11 内部のコイル位置検出部 11a により検出されたコイル 36a、36b、36c、... 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）。

【0025】

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動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 内に配置された湾曲駆動手段としてのモータユニット 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。

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。

【0026】

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。

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。

【0027】

モータ 43a、43b の回転角（モータ角ともいう）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。

なお、UD エンコーダ 44a、RL エンコーダ 44b は、上述した周期 T2 よりも十分に短い周期 T1 でエンコーダ出力を PC 本体 7 側に出力する。

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 側の位置及び方向等の湾曲制御情報（又は湾曲情報）により湾曲制御される湾曲状態が決定される。つまり、PC 本体 7 は、湾曲状態決定部の機能を持つ。

【0028】

また、上述したように、モータ 43a、43b に対する現在の回転位置はエンコーダ出力により比較的短い周期 T1 で検出されるが、UPD 装置 11 による挿入部先端側の挿入形状（姿勢）の算出には時間がかかるためにその周期 T2 は、T1 より長くなる。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。

そして、本実施例では、以下に説明するように PC 本体 7 側において、長い周期 T2 で得られる情報を短い周期 T1 に相当する情報に補正する補正手段を設けることにより、円滑な湾曲制御を行うことを可能にする。

換言すると、周期 T2 で推定された情報と、周期 T1 と T2 とに基づく情報（具体的に

10

20

30

40

50

は周期比の情報)とを用いて、周期 T_1 で湾曲制御する湾曲状態(湾曲制御状態)を補正して、補正された湾曲状態を決定する湾曲状態決定部による湾曲補正を行う。

【0029】

なお、手動操作により湾曲を行う場合には、モータユニット22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(この場合のように手動湾曲する場合には、周期 T_2 は影響しない)。

【0030】

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55に出力される。

【0031】

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処理部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が湾曲量制御処理部56の処理を行う構成であっても良い。

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

【0032】

この湾曲量パラメタとしては、目標プーリアングル(目標とするプーリアングル)と、絶対プーリアングル(現在のプーリアングル)である。この絶対プーリアングルの代わりに相対プーリアングルでも良い。

そして、この湾曲量制御処理部56は、図10にて説明するようにモータ制御値(より具体的には、UDモータ電圧、RLモータ電圧)をモータユニット22のUDモータ43a、RLモータ43bに出力する。

本実施例では、この湾曲量制御処理部56が異なる周期 T_1 、 T_2 でモータ制御(湾曲制御)を行う情報による欠点を改善する補正を行う、或いは周期 T_1 、 T_2 で算出される情報に基づいて補正した湾曲状態決定を行うことになる。

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。

【0033】

図8は、メイン処理部55による機能的な構成を示す。

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特定位置としての目標位置を検出する特定位置検出部としての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、速度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。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、CCD 33 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なる。

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、周期 T2 で（特に先端コイル座標を含む）内視鏡各部の位置、方向、速度の情報が入力される。なお、本実施例では速度の情報は必要不可欠でない。後述する実施例で利用する。

【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。

そして、この湾曲量算出部 55d は、入力される情報から挿入部 9 の先端を、推定された暗部の位置を目標位置としてその方向に指向させる湾曲角（ φ 、 θ ）を算出（推定）する。この場合、湾曲角（ φ 、 θ ）は、周期 T2 で算出される。そして、湾曲量算出部 55d は、周期 T2 でこの湾曲角（ φ 、 θ ）の情報を算出する算出手段或いは取得手段を形成する。

算出されたこの湾曲角（ φ 、 θ ）の情報は、湾曲制御における補正手段或いは湾曲状態決定手段としての機能を持つ図 7 に示した湾曲量制御処理部 56 に出力される。なお、図 7 にて説明したようにこの湾曲量制御処理部 56 には、周期 T1 でエンコーダ出力（具体的には UD エンコーダ 44a の出力、RL エンコーダ 44b の出力）も入力される。

【0036】

このため、エンコーダ 44a、44b は、周期 T1 で湾曲制御の情報を検出或いは取得する情報取得手段を形成する。

【0037】

図 9 は、湾曲角（ φ 、 θ ）を挿入部 9 の先端との関係で示す。図 9 の左側は、内視鏡先端の向き（方向）と、湾曲させたい方向（つまり目標位置の方向）とのなす角 θ を示す。また、図 9 の右側の先端面を正面から見た図は、湾曲の上（U）方向と、湾曲させたい方向とのなす角 φ を示す。

また、図 10 は、湾曲量制御処理部 56 の機能的な構成を示す。周期 T2 で算出或いは推定される湾曲角（ φ 、 θ ）の情報は、絶対プーリ角変換部 56a に入力される。絶対プーリ角変換部 56a は、湾曲角（ φ 、 θ ）の情報を UD 方向の絶対目標プーリ角（プーリアングル）と、これに直交する方向となる RL 方向の絶対目標プーリ角との情報に変換する。

そして、生成された UD 方向の絶対目標プーリ角と、RL 方向の絶対目標プーリ角とは、周期相違に対するプーリ角補正部（単にプーリ角補正部という）56b を経て、モータ電圧設定部 56c に入力される。

【0038】

従来例においては、UD 方向の絶対目標プーリ角と、RL 方向の絶対目標プーリ角とがプーリ角補正部 56b を経ることなくモータ電圧設定部 56c に入力される構成であった。

そして、モータ電圧設定部 56c は、周期 T2 で生成されたままの UD 方向の絶対目標プーリ角及び RL 方向の絶対目標プーリ角の情報と、周期 T1 で生成される UD エンコーダによる現在のプーリ角及び RL エンコーダによる現在のプーリ角の情報とから PID 制

10

20

30

40

50

御によりモータ電圧をそれぞれ生成していた。

これに対して本実施例では、上述したように長い方の周期 T_2 で推定或いは取得される UD 方向の絶対目標プーリ角と、 RL 方向の絶対目標プーリ角とは、プーリ角補正部 56b に入力される。

【0039】

このプーリ角補正部 56b は、周期 T_2 で推定により生成された UD 方向の絶対目標プーリ角及び RL 方向の絶対目標プーリ角の情報から、それぞれ周期 T_1 に相当する UD 方向の補正目標プーリ角及び RL 方向の補正目標プーリ角に補正して、モータ電圧設定部 56c に出力する。

このモータ電圧設定部 56c を構成する UD 用 PID 制御によるモータ電圧設定部と RL 用 PID 制御によるモータ電圧設定部とは、周期 T_1 で生成される UD エンコーダ 44a による現在プーリ角、 RL エンコーダ 44b による現在プーリ角が入力される。

そして、このモータ電圧設定部 56c は、補正された情報と、エンコーダ 44a、44b による情報とからモータ 43a、43b を湾曲制御する湾曲制御部を形成すると見なすことができる。

【0040】

なお、 PID 制御は、フィードバック制御の一種であり、入力値の制御を出力値と目標値との偏差、その積分、及び微分の 3 つの要素によって行う方法のことである。

本実施例におけるプーリ角補正部 56b は、以下のようにして UD 方向の補正目標プーリ角及び RL 方向の補正目標プーリ角を生成する。

UD 方向の補正目標プーリ角及び RL 方向の補正目標プーリ角は、周期 T_2 で生成（取得）された UD 方向の絶対目標プーリ角及び RL 方向の絶対目標プーリ角の情報を、その周期 T_2 を周期 T_1 であったとした場合に推定される UD 方向の絶対目標プーリ角及び RL 方向の絶対目標プーリ角の情報に補正する。

【0041】

換言すると、 UPD 装置 11 による形状推定による湾曲角（ φ 、 θ ）の推定結果及び第 1 の周期（ T_1 に相当）と第 2 の周期（ T_2 に相当）から算出される情報に基づいて湾曲制御される湾曲駆動手段（としての UD モータ 43a と、 RL モータ 43b）の湾曲状態を決定する湾曲状態決定部による補正を行う。

具体的には、以下のように補正する。

例えば周期 T_2 で算出された UD 方向の絶対目標プーリ角及び RL 方向の絶対目標プーリ角を、それぞれ A 、 B とすると、プーリ角補正部 56b は、 $A \times (T_1 / T_2)$ 、 $B \times (T_1 / T_2)$ を UD 方向の補正目標プーリ角及び RL 方向の補正目標プーリ角として出力する。

【0042】

そして、モータ電圧設定部 56c によりそれぞれ生成された UD 用 PID 制御によるモータ電圧と RL 用 PID 制御によるモータ電圧は、 D/A 変換部 56d において、それぞれ D/A 変換されてアナログの UD モータ電圧、 RL モータ電圧となり、 UD モータ 43a、 RL モータ 43b に印加される。

図 10 においては、湾曲角（ φ 、 θ ）からモータ電圧（具体的には UD モータ電圧、 RL モータ電圧）を生成する機能を説明した。

図 11 は本内視鏡システム 1 における（図 19 の従来例と同じ構成要素を有する）モータ制御系 71 と位置フィードバック制御系 72 を用いた制御装置としての内視鏡湾曲駆動制御装置 61 部分の構成を図 11 に示す。

【0043】

なお、図 11 におけるモータ制御系 71 は、図 10 におけるモータ電圧設定部 56c と D/A 変換部 56d と、図 3 の UD エンコーダ 44a が取り付けられた UD モータ 43a、 RL エンコーダ 44b が取り付けられた RL モータ 43b とから構成される。

また、位置フィードバック制御系 72 は、コイル 36a、36b、36c... の位置を検出する UPD 装置 11 と、この UPD 装置 11 によるコイル位置 / 方向から現在のモータ

10

20

30

40

50

回転角を推定するメイン処理部 55 による湾曲角 (φ 、 θ) の推定手段としてのモータ角推定部 73 とから構成される。

図 11 に示す本実施例に係る内視鏡湾曲駆動制御装置 61 は、図 19 のモータ制御系 71 と位置フィードバック制御系 72 において、位置フィードバック制御系 72 により推定或いは取得される目標モータ角 D と現在のモータ推定角 S とから補正目標モータ角 Δ を算出 (推定) するモータ絶対角補正部 62 の機能を備えている。

【0044】

図 11 に示す制御系の構成においては、モータ制御系 71 は、周期 T_1 のエンコーダ出力で湾曲制御を行う湾曲制御部を形成する。

また、位置フィードバック制御系 72 は、UPD 装置 11 により、周期 T_2 で内視鏡形状を検出する内視鏡形状検出部と、モータ角推定部 73 によりその内視鏡形状からモータ制御系 71 により制御される湾曲状態に相当するモータ推定角 S を推定する湾曲状態推定部を形成する。

そして、モータ絶対角補正部 62 は、モータ角推定部 73 による推定結果と、周期 T_1 及び周期 T_2 から算出される情報に基づいて、モータ制御系 71 により制御される湾曲状態を補正して、その湾曲状態を決定する湾曲状態決定部を形成する。

【0045】

なお、図 11 においてモータ絶対角補正部 62 に入力される情報として、目標モータ角 D と現在のモータ推定角 S の代わりに、目標先端位置と現在の先端位置の情報が入力されるようにしても良い。この場合には各位置の情報をモータ 43 でのモータ角、モータ推定に換算すれば両表現が同等のものとなる。なお、図 11 では 2 つのモータ 43 a、43 b を 1 つのモータ 43 で代表して示している。

上記モータ絶対角補正部 62 は、このモータ絶対角補正部 62 に入力される目標モータ角 D から現在のモータ推定角 S を差し引いた差分値 $D - S$ を分割の係数 $N (= T_2 / T_1)$ で除算して補正目標モータ角 Δ として出力する。つまり、 $\Delta = (D - S) / N$ 。

より具体的な設計例として $T_1 = 5 \text{ msec}$ 、 $T_2 = 100 \text{ msec}$ とすると、係数 $N = 20$ となる。この場合には、内視鏡先端位置 (つまり、目標モータ角及び現在のモータ推定角) の情報が 1 回更新される間に 20 回、モータ制御系 71 に、位置フィードバック制御系 72 から補正目標モータ角 Δ 、 $\Delta = (D - S) / N$ の情報がモータ相対角として与えられる。

【0046】

なお、ここでのモータ相対角の意味は、周期 T_1 毎に次の補正目標モータ角 Δ が偏差値として与えられることを意味し、周期 T_1 の開始時には、開始時における (現在の) モータ推定角 S がモータ相対角として与えられる。

このようなモータ相対角でなく、モータ絶対角でモータ制御系 71 に与えるようにしても良い。モータ絶対角で与える場合には、その補正目標モータ角を Δ_i とすると、 $\Delta_i = S + i \times (D - S) / N$ となる。

ここで、 i は、周期 T_2 における現在の時間を周期 T_1 を単位で計測した値である。

図 12 は、補正目標モータ角 Δ_i で湾曲制御を行った場合における現在のモータ推定角 S から目標モータ角 D に推移していく概略の動作特性例を示す。

【0047】

図 19 の従来例の場合には、目標モータ角 D と現在のモータ推定角 S とが周期 T_2 の開始時にモータ制御系 71 に与えられ、それによって例えば破線で示すように現在のモータ推定角 S が変化する特性の制御となる。

これに対し、本実施例においては、周期 T_1 の間隔で実線で示すように補正目標モータ角 Δ_i がモータ制御系 71 に与えられ、それによって例えば実線で示すように現在のモータ推定角 S が短い周期 T_1 で段階的に変化する特性の制御を実現できる。

この場合、目標モータ角 D と現在のモータ推定角 S とを終端に持つ 2 点鎖線で示す直線上の点は、補正目標モータ角 Δ_i を外挿補正したものとなり、湾曲部 18 を湾曲駆動する湾曲駆動手段としてのモータ 43 を目標とする目標湾曲角に相当する目標モータ角 D に滑

10

20

30

40

50

らか（より具体的には略直線的）に近づけるように制御できる。

本実施例によれば、このように補正することにより、湾曲制御のため異なる周期で制御情報を取得する場合にも、長い方の周期の情報を短い周期に整合させるような補正を行うことによって、滑らか（円滑）な湾曲制御の動作を行うようにできる。

また、本実施例によれば、簡単な補正で実現することができる。

【0048】

（実施例2）

図13は本発明の実施例2における湾曲駆動制御装置61Bの概略の構成を示す。本実施例は、図11に示す湾曲駆動制御装置61において、さらに電圧設定部74からモータ43に印加（出力）される電圧のタイミング（時刻）を監視するオブザーバとしての電圧監視部66を備えている。また、本実施例においては、周期 T_1 は一定値から変動した値でも良い。

10

この電圧監視部66は、電圧設定部74からモータ43への電圧の印加を検出すると、その時刻（時間） t_j をモータ絶対角補正部62に通知する。モータ絶対角補正部62は、電圧監視部66から時刻 t_j の通知を受けると、例えばその内部に設けられた通知計数カウンタのカウント値 j を0から1つずつインクリメントする。

【0049】

この場合、位置フィードバック制御系72から現在のモータ推定角 S が入力された時点、つまり周期 T_2 でカウント値 j を初期値にリセット（ $j = 0$ ）する。なお、時刻 t_j も現在のモータ推定角 S が入力される周期 T_2 で0にリセットされる。

20

位置フィードバック制御系72の周期 T_2 の間に、モータ制御系71は、平均的には周期 T_1 で制御動作を行う。そして、カウント値 j が $N (= T_2 / T_1)$ となる場合のみ、つまり t_j が t_N となる時、カウント値 j が0にリセットされる。0 j N となる。

この場合、モータ絶対角補正部62は、出力する補正目標モータ角を Δj とすると、これをモータ絶対角で表すと、 $\Delta j = S + t_j \times (D - S) / T_2$ となる。

この場合も、補正目標モータ角 Δj は、図12に示した補正目標モータ角 Δi の値を外挿補正した直線上に乗る。但し、この場合には、図12における一定の周期 T_1 が変動した場合にも対応できるものとなる。

【0050】

本実施例においても実施例1の場合と同様に、モータ制御系、位置フィードバック制御系の制御の周期の相違による不整合を補償して、円滑な湾曲制御の動作を行わせることができる。

30

このため、管腔の暗部等、術者が進ませたいと望む目標方向に内視鏡先端方向を円滑に指向させることができるので、術者にとって、挿入作業が容易となる。従って、内視鏡検査、処置を円滑に行うことができる。なお、挿入部9を、その長手軸方向に送り出す送り機構を設けることにより、円滑に自動挿入を行うことも可能になる。

【0051】

（実施例3）

次に図14を参照して本発明の実施例3を説明する。図14は本発明の実施例3における内視鏡湾曲駆動制御装置61Cの制御機能的な構成を示す。

40

実施例1及び2においては、モータ制御系71の制御情報と位置フィードバック制御系72の情報と、湾曲駆動手段としてのモータ43の回転位置の検出情報で湾曲制御する場合の周期とが相違することによる影響を長い周期側の情報を補正により改善した。

これに対して本実施例は、コイル位置／方向の情報を実際にモータ制御（湾曲制御）を行う部分（具体的には図7における湾曲量制御処理部56或いは図10におけるモータ電圧設定部56c或いは図11、図13の電圧設定部74）が用いる或いは取得するまでに所定時間 L の遅延するため、この影響を軽減したモータ制御（湾曲制御）を行うものである。

挿入部9内に配置されたコイル36a、36b、36c...の位置／方向は、コイル36a、36b、36c...にドライブ信号を印加してそれぞれ磁場を発生させ、それをベッド

50

12の周囲に配置されるセンスコイル等を備えたUPD装置11により検出する。

【0052】

この場合、センスコイルにより検出された検出信号をサンプリングして、それらの位相差等を検出して各コイルの位置/方向の情報を算出する算出処理に時間を要する他に、UPD装置11とPC本体7間とで情報を転送する際の時間遅延も発生する。図14においては、模式的にUPD装置11からモータ角推定部73までの間でLの時間遅れが発生するとしている。

このため、仮にモータ制御系71側の情報と位置フィードバック制御系72側の情報を、例えば電圧設定部74が等しい周期で取得できるようにした場合(つまり $T_1 = T_2$)においても、実際には位置フィードバック制御系72側の情報の発生時刻(具体的には磁場の発生をセンスコイルで受信した時刻)は、モータ制御系71側の情報から例えば所定時間Lだけ遅延した過去の情報となっている。

図15は、この様子を示す。図15においては、簡単化のため周期 T_1 と T_2 とが等しい場合($T_1 = T_2$)で示している。この図15に示すようにPC本体7は、UPD装置11から所定時間L遅れたコイル位置/方向の情報を取得する。

【0053】

このため、この所定時間L(時間遅れLとも言う)の影響を低減する補正を行うと、より精度の高い湾曲制御を行うことが可能になる。

図14に示す内視鏡湾曲駆動制御装置61Cは、図11に示した内視鏡湾曲駆動制御装置61においてモータ絶対角補正部62の代わりにモータ角予測部67を設けている。このモータ角予測部67には位置フィードバック制御系72から現在のモータ推定角Sが入力される。

そして、このモータ角予測部67は、位置フィードバック制御系72から所定の周期、この場合には T_1 で入力される現在のモータ推定角S(より具体的にはこのモータ推定角及び1つ前のステップのモータ角予測部のシステム状態)から、モデル化した条件を設定して時間遅れLのない現在のモータ推定角 S' をモータ角予測値として出力する。

【0054】

そして、目標モータ角Dからこの現在の推定角 S' を減算した差分値 $D - S'$ を補正目標モータ角としてモータ制御系71に出力する。

この場合、モータ角と、そのモータ回転速度をパラメータとして、湾曲動作(モータ回転動作)がモータ回転座標系上において等速運動と見なす仮定を行うことにより、カルマンフィルタを利用する。

カルマンフィルタとは、誤差を含む観測値を用いて、ある動的システムの状態を推定或いは制御するための無限インパルス応答フィルタの一種である。

また、このカルマンフィルタは、時間ステップを1つ進めるために予測と更新の2つの手続きを行う。予測の手続きでは、前の時刻の推定状態から、その次の(現在)の時刻の推定状態を計算する。更新では、今の時刻の観測を用いて、推定値を補正してより正確な状態を推定する。

【0055】

本実施例においては、このカルマンフィルタを利用することにより、時間遅れLのある現在のモータ推定角Sから時間遅れLのない現在のモータ推定角 S' を推定して出力する。

以下では、時間遅れLのある現在のモータ推定角Sに基づきカルマンフィルタによって補正したモータ推定角を S_0 、さらにカルマンフィルタにより1ステップ先を予測したモータ推定角を S_1 、とすることにより、時間遅れLのない現在のモータ推定角 S' に相当する S_p を推定して出力する。

カルマンフィルタの更新手続きにおいて、カルマンフィルタに現在のモータ推定角Sを入力することにより、現在のフィルタ係数に基づいてモータ推定角Sを補正したところのモータ推定角 S_0 を出力すると共に、カルマンフィルタのフィルタ係数を更新する。

【0056】

続いて、カルマンフィルタの推定手続きにより、１ステップ先のモータ推定角 S_1 を取得する。

【００５７】

時間遅れ L のない現在のモータ推定角 S_p は、モータ推定角 S_0 に対して、時間 L だけ経過する時の角度の変化量を加算した値となる。

【００５８】

モータ推定角と時間 t との関係を表す関数を $F(t)$ とし、現在時間を t_0 とすると、１ステップの時間は T_1 であるため、図１６に示すように、 $S_0 = F(t_0 - L)$ 、 $S_1 = F(t_0 - L + T_1)$ 、 $S_p = F(t)$ となる。

湾曲動作がモータ回転角座標系の上で等速運動であると仮定すると、現在時間から、１ステップ先の時間までの角度の変化量は一定、すなわち $F(t)$ は一次関数であるので、 $S_p = S_0 + t(S_1 - S_0)$ となる。ただし、 $t = L / T_1$ 。

この予測値に基づきモータを制御することにより、位置フィードバック制御系 ７２ の時間遅れを補償した動作を実現する。

本実施例は、このように時間遅れの影響を低減した精度の高い湾曲制御を行うことができる。

なお、上記説明においては、簡単化のため、周期 T_1 と T_2 とを等しいとして説明したが、 $T_1 < T_2$ の周期の場合にも同様に適用できる。また、例えば、実施例 １ を適用して、モータ推定角 S_p を T_2 / T_1 で分割して周期 T_1 と同期させるようにしても良い。

【００５９】

(実施例 ４)

図 １７ は、本発明の実施例 ４ における内視鏡湾曲駆動制御装置 ６１Ｄ の構成を示す。本実施例は、実施例 ３ において、さらにエンコーダ出力を監視するオブザーバとしてエンコーダ監視部 ６８ を設けた構成である。

実施例 ３ においては周期 $T_1 = T_2$ においてこの周期 T_1 よりも時間遅れ L の方が短いことを想定した場合で説明したが、周期 T_1 よりも時間遅れ L の方が長くなる場合もあり得る。図 １８ は、このような関係の動作タイミング説明図を示す。

本実施例は、このような場合に対処することができる。エンコーダ監視部 ６８ は、実際のモータ回転量、つまりエンコーダ出力（エンコーダの変位量） d を観測し、モータ角予測部 ６７ に出力する。

モータ ４３ が等速運動であると仮定すると、モータ ４３ の回転速度は d / T_1 とみなせる。よって、時間遅れ L の間に動くモータ回転量は、 $d \times L / T_1$ となる。

【００６０】

モータ角予測部 ６７ は、位置フィードバック制御系 ７２ が出力する内視鏡先端の位置に対応するモータ推定角 S に対して、 dL / T_1 に相当する値を加算した値、 $S + dL / T_1$ をモータ ４３ の現在のモータ推定角 S' として使用する。そして、目標モータ角との差分値 $D - S'$ に基づいてモータ制御を行わせる。

このように行うことにより、周期 T_1 よりも時間遅れ L の方が長い場合にも、高い精度で現在のモータ推定角 S' を推定でき、従って高い精度で湾曲部 １８ の湾曲（駆動）制御ができる。

なお、上述した各実施例などを部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【図面の簡単な説明】

【００６１】

【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 ６Ａ】 図 ６Ａ 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 は内視鏡先端の向きと湾曲させたい方向との湾曲角を形成する角 θ 及び φ を示す図。

【図 10】図 10 は湾曲量制御処理部による湾曲角からモータ電圧を生成する処理機能を示すブロック図。

【図 11】図 11 は内視鏡湾曲駆動制御装置の制御機能的構成を示すブロック図。

【図 12】図 12 は本実施例により目標モータ角に向けての制御による特性例を示す図。

【図 13】図 13 は本発明の実施例 2 における内視鏡湾曲制御装置の制御機能的構成を示すブロック図。

【図 14】図 14 は本発明の実施例 3 における内視鏡湾曲駆動制御装置の制御機能的構成を示すブロック図。

【図 15】図 15 はモータ制御のために用いられるコイル位置 / 方向の情報の算出に時間遅延がある場合の動作説明図。

【図 16】図 16 はカルマンフィルタによる時間遅れを補正してモータ推定角を予測する動作説明図。

【図 17】図 17 は本発明の実施例 4 における内視鏡湾曲駆動制御装置の制御機能的構成を示すブロック図。

【図 18】図 18 は実施例 4 におけるモータ制御のために用いられるコイル位置 / 方向の情報の算出に時間遅延がある場合の動作説明図。

【図 19】図 19 は従来例における内視鏡湾曲駆動制御装置の制御機能的構成を示すブロック図。

【図 20】図 20 は従来例におけるモータ制御の時間周期よりもコイル位置 / 方向の算出の周期が長い場合の動作説明図。

【符号の説明】

【0062】

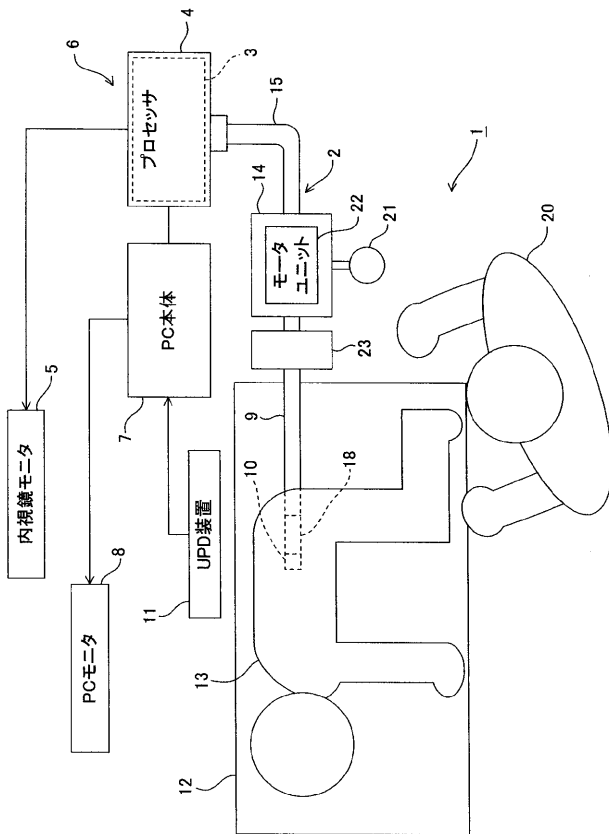
1 ... 内視鏡システム、2 ... 内視鏡、7 ... P C 本体、9 ... 挿入部、11 ... U P D 装置、18 ... 湾曲部、22 ... モータユニット、34 ... 撮像装置、36 a、36 b、36 c ... コイル、43 a、43 b ... モータ、44 a、44 b ... エンコーダ、55 ... メイン処理部、56 ... 湾曲量制御処理部、56 b ... プーリ角補正部、62 ... モータ絶対角補正部、71 ... モータ制御系、72 ... 位置フィードバック制御系、73 ... モータ角推定部、74 ... 電圧設定部

10

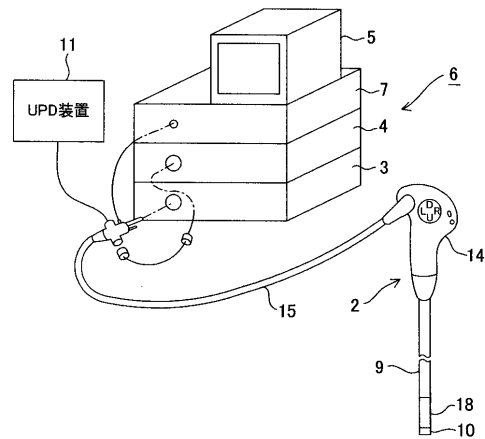
20

30

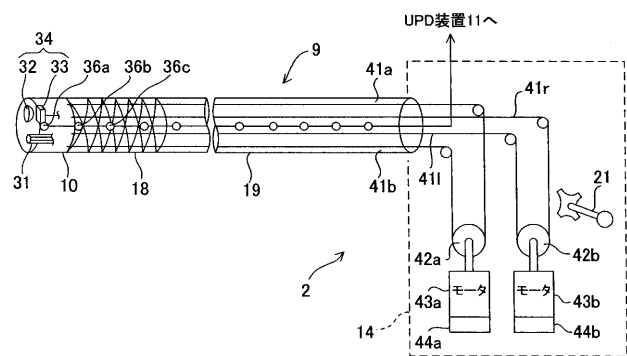
【図 1】



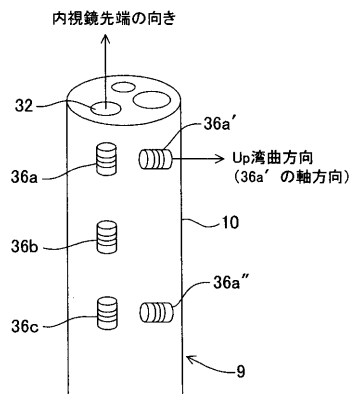
【図 2】



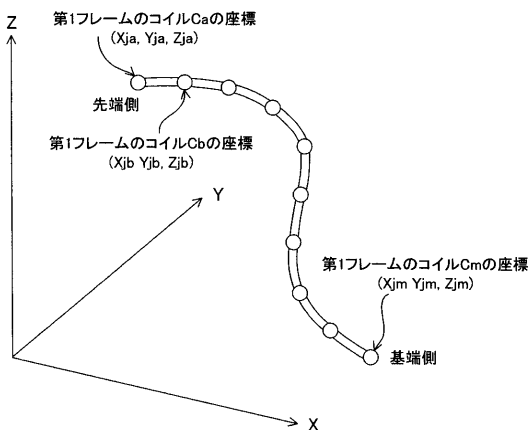
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6 A】

挿入形状データ

第0フレームデータ 第1フレームデータ ... 第jフレームデータ ... 第n-1フレームデータ

【図 6 B】

フレームデータ

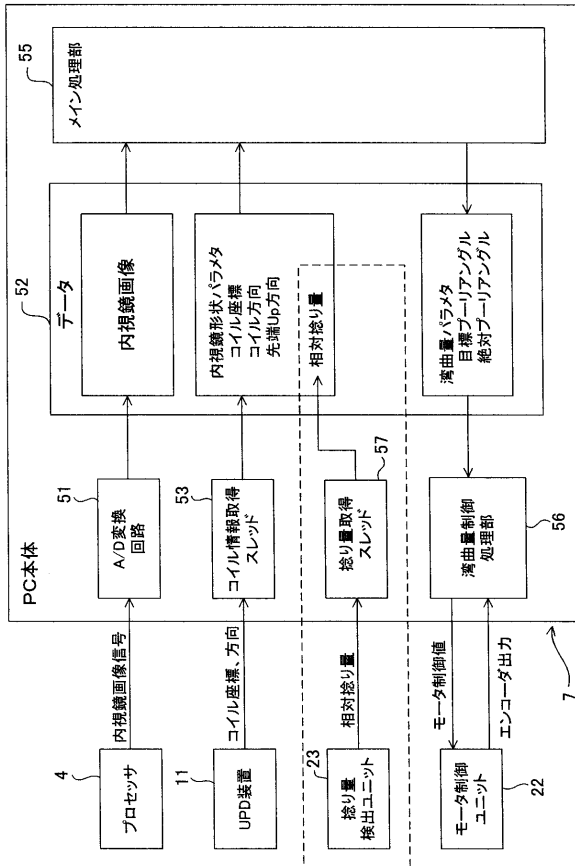
挿入形状データ 作成時刻	表示属性	付属情報	コイル座標
-----------------	------	------	-------

【図 6 C】

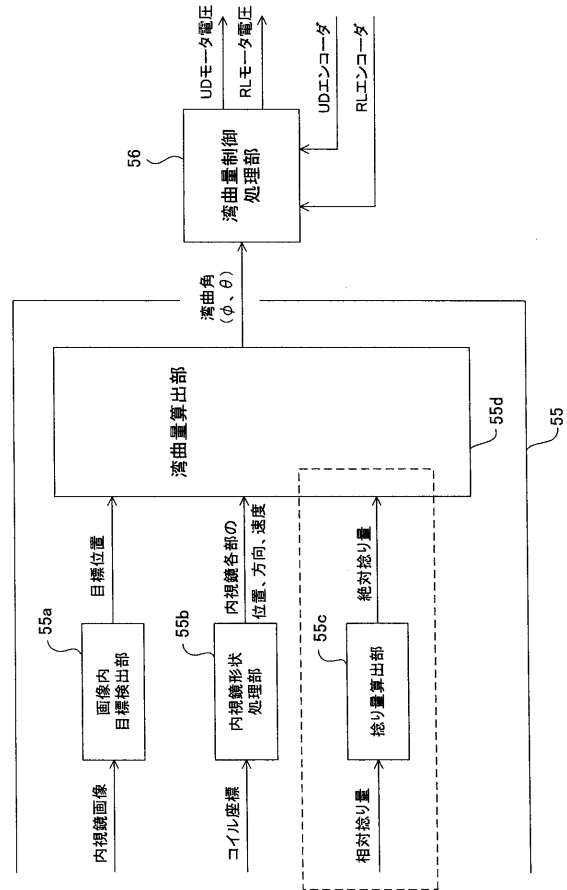
コイル座標

(Xja, Yja, Zja)	(Xjb, Yjb, Zjb)	...	(Xjm, Yjm, Zjm)
挿入部先端側			挿入部基端側

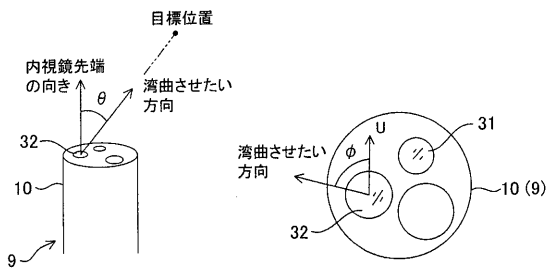
【 図 7 】



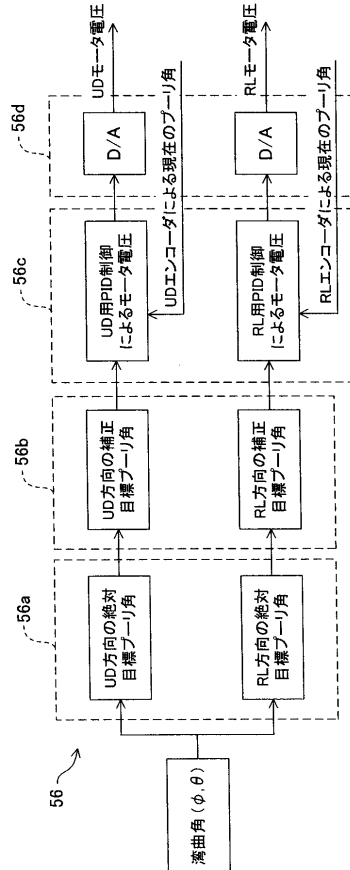
【 図 8 】



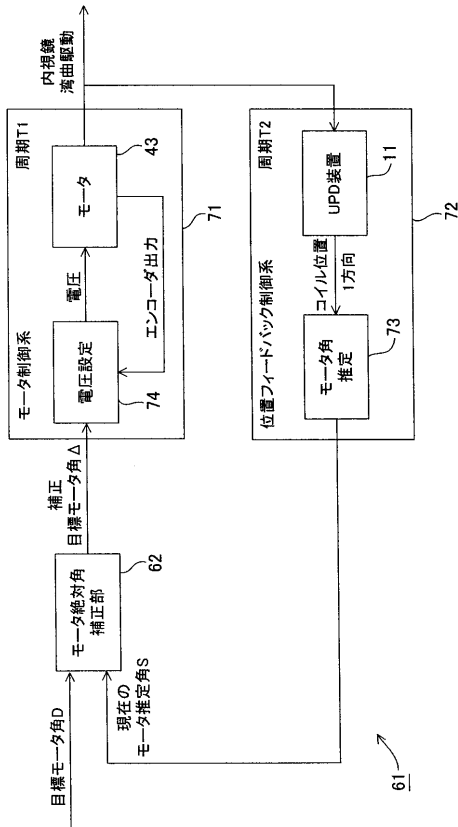
【圖 9】



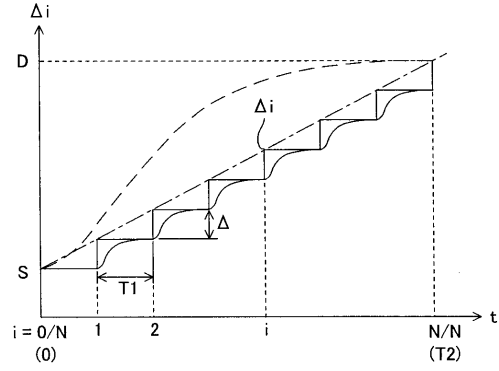
【 図 1 0 】



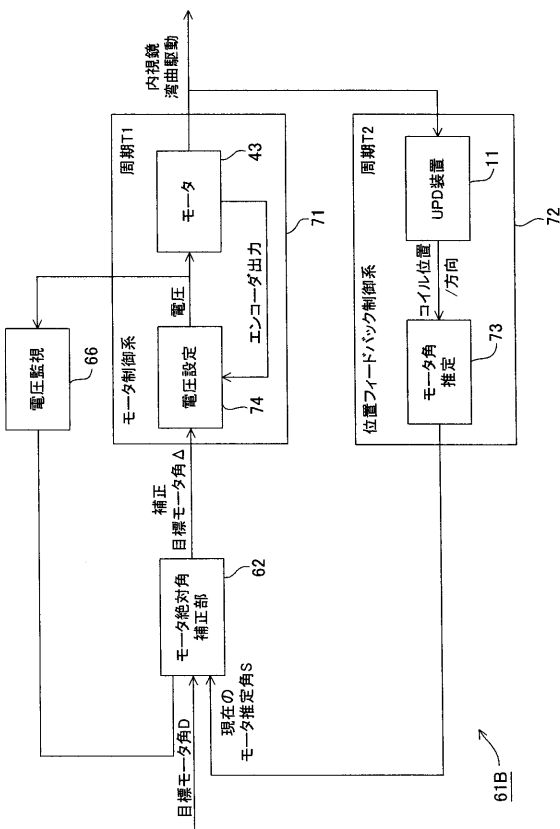
【図 1 1】



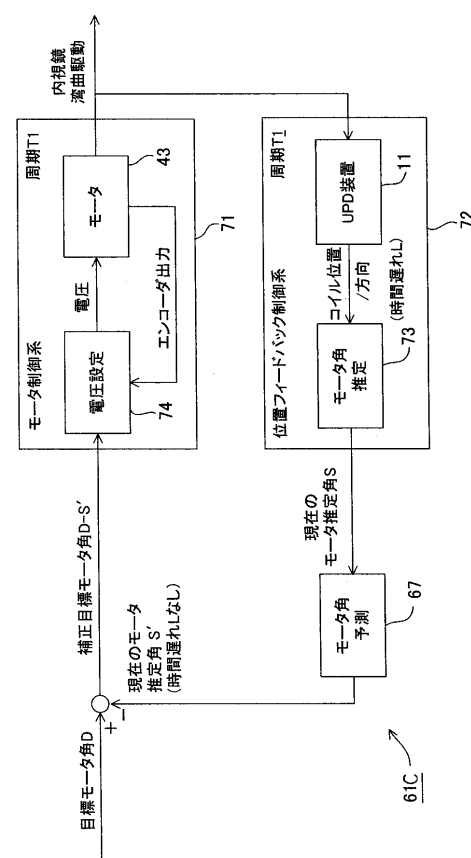
【図 1 2】



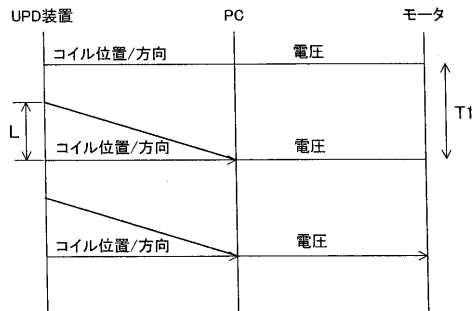
【図 1 3】



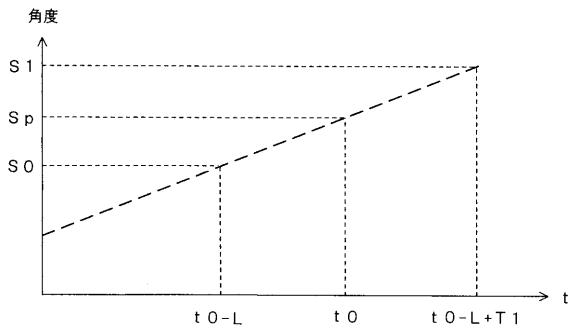
【図 1 4】



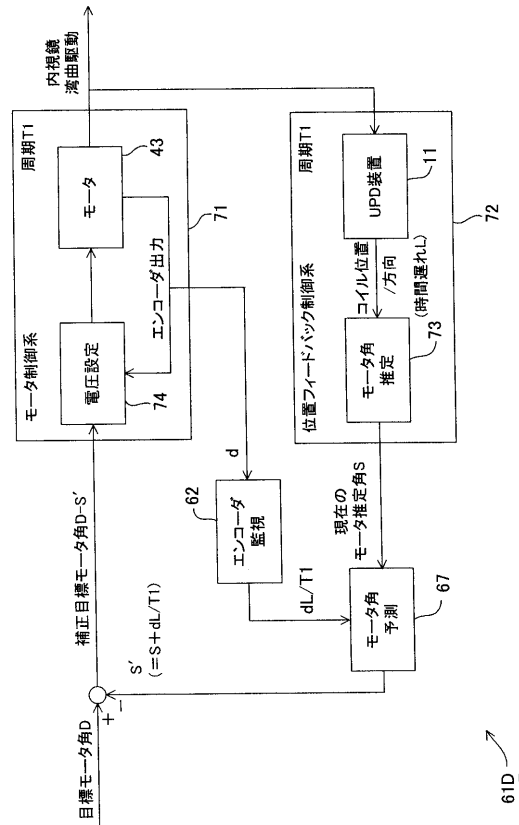
【図 15】



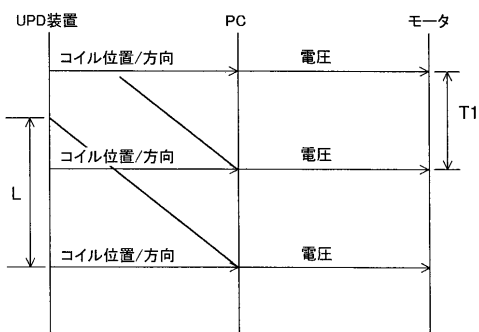
【図 16】



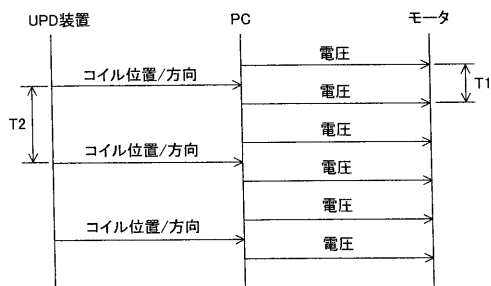
【図 17】



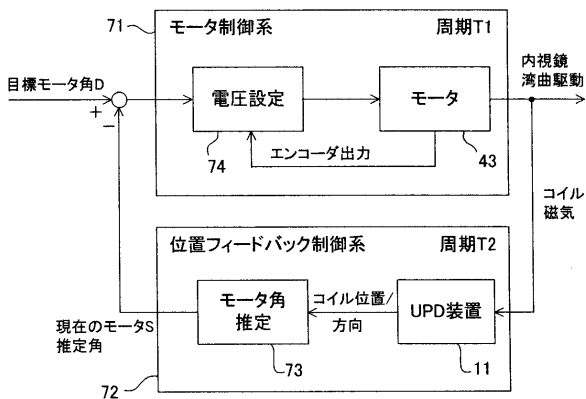
【図 18】



【図 20】



【図 19】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA21 BA23 DA21 DA43 GA02 GA11
4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF32 GG01 HH32 HH47 HH51

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2009131406A	公开(公告)日	2009-06-18
申请号	JP2007309234	申请日	2007-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中秀樹 長谷川潤 中村俊夫		
发明人	田中 秀樹 長谷川 潤 中村 俊夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/005.523 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA21 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/GG01 4C061/HH32 4C061/HH47 4C061/HH51 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/GG01 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/HH55		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5137540B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统即使在获取用于弯曲控制的信息的周期不同或者由于通过形状检测获取信息而发生时间延迟时，也能够实现平滑的弯曲控制。提供。 解决方案：通过编码器输出驱动和控制电动机43的电动机控制系统71和通过UPD设备11检测内窥镜的形状估算电动机旋转角度的位置反馈控制系统72具有不同的周期，其中 $T1 < T2$ 。在T1运行并循环T2。电压设置单元74将通过从目标电动机角度D减去从电动机角度估计单元73输出的当前电动机估计角度S而获得的差值校正为与周期T1相对应的值，并以周期T1接收编码器输出 在周期T1输出。[选择图]图11

