

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5165162号
(P5165162)

(45) 発行日 平成25年3月21日 (2013. 3. 21)

(24) 登録日 平成24年12月28日 (2012. 12. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

請求項の数 8 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-543834 (P2012-543834)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年2月21日 (2012. 2. 21)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/054088		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02012/132637	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成24年10月4日 (2012. 10. 4)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成24年9月26日 (2012. 9. 26)	(74) 代理人	100109830
(31) 優先権主張番号	特願2011-73039 (P2011-73039)		弁理士 福原 淑弘
(32) 優先日	平成23年3月29日 (2011. 3. 29)	(74) 代理人	100088683
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 中村 誠
早期審査対象出願		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1湾曲部と、前記第1湾曲部の基端側に設けられ、初期位置が設定されている第2湾曲部とを有する挿入部と、

前記第1湾曲部を湾曲させる湾曲操作が入力される第1の湾曲操作入力部を有し、前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、

前記第1の湾曲操作入力部に入力された前記湾曲操作を湾曲操作入力量として検出する入力量検出部と、

前記湾曲操作入力量に応じた湾曲量に前記第1湾曲部を湾曲させる第1湾曲駆動機構と、

前記第1湾曲駆動機構によって湾曲駆動された前記第1湾曲部の湾曲量を算出する湾曲量算出部と、

前記第2湾曲部を湾曲させる第2湾曲駆動機構と、

前記第2湾曲駆動機構に連結され、前記第2湾曲駆動機構を駆動させる駆動力を発生する駆動部と、

予め記憶され、前記第1湾曲部の湾曲量と比較される第1閾値と、絶対値が前記第1閾値の絶対値よりも小さく前記第1湾曲部と比較される第2閾値が設定される設定部と、

前記湾曲量算出部で算出される第1湾曲部の湾曲量が前記第1閾値よりも大きいかな否かを判定することが可能であるとともに、前記湾曲量算出部で算出される第1湾曲部の湾曲量が前記第2閾値よりも小さいかな否かを判定可能な判定部と、

10

20

前記判定部により前記第 1 湾曲部の湾曲量が前記第 1 閾値よりも大きいと判定された場合に前記第 2 湾曲駆動機構を駆動させて前記第 2 湾曲部が前記第 1 湾曲部の湾曲方向と同じ方向へ湾曲させる湾曲駆動信号を前記駆動部に対して出力し続け、前記第 1 湾曲部の湾曲量が前記第 1 閾値の絶対値を越えた後、前記判定部により前記第 1 湾曲部の湾曲量が前記第 2 閾値よりも小さいと判定された場合に、前記第 2 湾曲駆動機構を駆動させて前記第 2 湾曲部が前記初期位置まで戻す湾曲駆動信号を前記駆動部に対して出力する制御部と、を有する、内視鏡。

【請求項 2】

前記駆動部は、前記制御部からの湾曲駆動信号により第 2 湾曲部を湾曲させるためのトルクを発生させるようにした、請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

前記第 2 湾曲駆動機構は、前記駆動部と前記第 2 湾曲部とを接続するワイヤを備え、

前記駆動部は、前記制御部により前記第 1 湾曲部が湾曲している方向と反対の方向に前記第 2 湾曲部が湾曲するのを防止するトルクを前記ワイヤに付加するようにした、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記制御部は記憶部を有し、

前記駆動部には、前記駆動部に設けられ前記駆動部に付加されるトルク量を検知するトルク量検知部が接続され、

前記記憶部には、無負荷状態の前記第 2 湾曲部を初期位置から湾曲量を増大させたときに前記駆動部に付加され前記トルク量検知部により検知されるトルクと、前記第 2 湾曲部の湾曲量との関係が記憶され、

20

前記駆動部は、前記第 2 湾曲部の湾曲量が大きくなるにつれて増大させ、かつ、前記記憶部に記憶された前記第 2 湾曲部の湾曲量に対するトルクよりも小さいトルクを前記駆動部に付加するようにした、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記第 2 湾曲駆動機構は、前記駆動部と前記第 2 湾曲部とを接続するワイヤを備え、

前記駆動部は、前記第 1 湾曲部が湾曲している方向と反対の方向に前記第 2 湾曲部が湾曲するのを防止する張力を前記ワイヤに付加するようにした、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

30

前記第 2 湾曲駆動機構は、前記駆動部と前記第 2 湾曲部とを接続するワイヤを備え、

前記駆動部は、前記入力量検出部の入力量が前記第 1 閾値の絶対値を越えた後、前記第 1 閾値の絶対値よりも小さい第 2 閾値の絶対値よりも小さくした場合に、前記第 2 湾曲部を前記初期位置まで戻す張力を前記ワイヤに付加するようにした、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記制御部は記憶部を有し、

前記第 2 湾曲駆動機構は、前記第 2 湾曲部と前記駆動部とを連結するワイヤと、前記ワイヤに付加される張力を検知する張力検知部とをさらに有し、

前記記憶部には、無負荷状態の前記第 2 湾曲部を初期位置から湾曲量を増大させたときに前記駆動部を介して前記ワイヤに付加され前記張力検知部により検知される張力と、前記第 2 湾曲部の湾曲量との関係が記憶され、

40

前記駆動部は、前記第 2 湾曲部の湾曲量が大きくなるにつれて増大させ、かつ、前記記憶部に記憶された前記第 2 湾曲部の湾曲量に対する張力よりも小さい張力を前記ワイヤに付加するようにした、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記第 1 閾値は、その絶対値が 90 度である、請求項 1 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

この発明は、２つの湾曲部を有する内視鏡に関する。

【背景技術】

【０００２】

例えば特開平６－２１７９２９号公報には、第１及び第２湾曲部の２つの湾曲部を有する内視鏡が開示されている。この内視鏡は、スイッチを操作して第１湾曲部の形状を記憶させ、第２湾曲部を第１湾曲部の記憶させた形状と同じ形状となるように第２湾曲部を動作させることができる。

【０００３】

大腸等の曲がった部位を有する管孔に対して内視鏡の挿入部を押し込み挿入する際に、例えば、Ｓ状結腸のような曲がった部位に対して内視鏡の挿入部を挿通させようとする

10

と、Ｓ状結腸は体腔に対して固定されていないため、挿入部の先端は押し込み動作とともに曲がった部位の管壁に沿って挿入されず、曲がった部位を上方に突っ張らせてしまうおそれがある。

上述したように、特開平６－２１７９２９号公報では、挿入部を押し込んだ際に曲がった部位が上方へ突張り挿入部を前進させることができない、となった場合に操作者のスイッチ操作により第１湾曲部の形状が記憶され、操作者が挿入部の挿入を継続すると同時に第２湾曲部の形状が記憶した第１湾曲部の形状と同じ形状となるように制御され、曲がった部位を上方へ突張らせないようにすることが開示されている。

しかし、特開平６－２１７９２９号公報では、挿入部により曲がった部位を上方に突っ張らせていると操作者が判断してからでなければ、第２湾曲部を第１湾曲部の形状と同じ形状とする制御を開始できず、曲がった部位を上方へ突張らせないようにすることができないという問題がある。

20

【発明の概要】

【０００４】

この発明は、例えば大腸等、曲がった部位を有する管孔に挿入部を挿入していく際により確実に挿入することが可能な内視鏡を提供することを目的とする。

【０００５】

この発明に係る内視鏡は、第１湾曲部と、前記第１湾曲部の基端側に設けられた第２湾曲部とを有する挿入部と、前記第１湾曲部を湾曲させる湾曲操作が入力される第１の湾曲操作入力部を有し、前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、前記第１湾曲操作入力部に入力された前記湾曲操作を湾曲操作入力量として検出する入力量検出部と、前記湾曲操作入力量に応じた湾曲量に前記第１湾曲部を湾曲させる第１湾曲駆動機構と、前記第１湾曲駆動機構によって湾曲駆動された前記第１湾曲部の湾曲量を算出する湾曲量算出部と、前記第２湾曲部を湾曲させる第２湾曲駆動機構と、前記第２湾曲駆動機構に連結され、前記第２湾曲駆動機構を駆動させる駆動力を発生する駆動部と、予め記憶され、前記第１湾曲部の湾曲量と比較される第１閾値が設定される設定部と、前記湾曲量算出部で算出される第１湾曲部の湾曲量が前記第１閾値よりも大きいかなかを判定する判定部と、前記判定部により前記第１湾曲部の湾曲量が前記第１閾値よりも大きいと判定された場合に前記第２湾曲駆動機構を駆動させて前記第２湾曲部が前記第１湾曲部の湾曲方向と同じ方向へ湾曲させる湾曲駆動信号を前記駆動部に対して出力し続ける制御部とを有する。

30

40

【図面の簡単な説明】

【０００６】

【図１】図１は、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを示す概略図である。

【図２】図２は、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の挿入部の第１湾曲部と操作部の第１及び第２ドラムとの関係、第２湾曲部と操作部の第３ドラムとの関係を示す概略図である。

【図３Ａ】図３Ａは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の操作部の第１ドラムを回転させたときに第１湾曲部を湾曲させた状態を示す概略図である。

【図３Ｂ】図３Ｂは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の操作部の第３ドラムを回転させたときに第２湾曲部を湾曲させた状態を示す概略図である。

50

【図４Ａ】図４Ａは、第１から第２実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の挿入部の第２湾曲部を湾曲させるために第２湾曲部と操作部との間に配置され、第２湾曲部を真っ直ぐの状態にした場合の概略図である。

【図４Ｂ】図４Ｂは、第１から第２実施形態に係る内視鏡システムの内視鏡の挿入部の第２湾曲部を湾曲させるために第２湾曲部と操作部との間に配置され、第２湾曲部をＵ方向に湾曲させた状態にした場合の概略図である。

【図５】図５は、第１及び第２実施形態に係る内視鏡システムの制御マイコンにより制御される部材との関係を示す概略的なブロック図である。

【図６】図６は、第１実施形態に係る内視鏡システムを用いて挿入部の先端を曲がりくねった管孔の奥側に挿入していく際のフローチャートである。

【図７Ａ】図７Ａは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端を肛門側から大腸のＳ状結腸の手前側の屈曲部に向かって挿入した状態を示す概略図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端が図７Ａに示す位置にある状態から挿入部の第１湾曲部をＵ方向に湾曲させ始めた状態を示す概略図である。

【図７Ｃ】図７Ｃは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端が図７Ｂに示す位置にある状態から挿入部の第１湾曲部をＵ方向に９０度を超えるように湾曲させる状態を示す概略図である。

【図７Ｄ】図７Ｄは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端が図７Ｃに示す位置にある状態から挿入部の第１湾曲部をＵ方向に湾曲させているときであって第１湾曲部の湾曲角度が９０度よりも小さく第２湾曲部が真っ直ぐの状態を維持した状態でＳ状結腸の手前側の屈曲部を押し上げた状態を示す概略図である。

【図７Ｅ】図７Ｅは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端が図７Ｃ又は図７Ｄに示す位置にある状態から挿入部の第１湾曲部をＵ方向に９０度を超える角度に湾曲させて第２湾曲部を第１湾曲部と同じ方向に湾曲させて、手前側の屈曲部に第１湾曲部を引っ掛けるとともに手前側の屈曲部の奥側を観察するようにした状態を示す概略図である。

【図７Ｆ】図７Ｆは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端が図７Ｅに示す位置にある状態から第１湾曲部の湾曲量を減少させて第１湾曲部３４の湾曲量が適宜の閾値角度（例えば２５度未満）となった場合に、挿入部の先端を手前側の屈曲部から奥側の屈曲部に向かって移動させながら第２湾曲部の湾曲量を減少させる状態を示す概略図である。

【図７Ｇ】図７Ｇは、第１から第３実施形態に係る内視鏡システムを用いて内視鏡の挿入部を大腸の奥側（小腸や胃側）に向かって挿入する際の挿入部の動作を示すうちの、挿入部の先端が図７Ｆに示す位置にある状態から大腸の奥側の屈曲部に向かって移動させるとともに、挿入部の可撓性を有する管状部を大腸の手前側の屈曲部を通すために曲げた状態を示す概略図である。

【図８】図８中の破線は第２実施形態に係る内視鏡システムを用いて、外力が無負荷状態で直線状態（初期状態）の内視鏡の第２湾曲部をＵ方向に湾曲させるようにモータのトルクをゆっくりと大きくした場合の、トルクと第２湾曲部の推定湾曲角度との関係を示すとともにその関係から導出される式（１）を示し、実線は同じ角度を代入した際に式（１）のトルクよりも小さいトルクが算出されるように傾きを同一に設定した式（２）に基づいて引いた線分を示す概略図である。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、第 2 実施形態に係る内視鏡システムを用いて挿入部の先端を曲がりくねった管孔の奥側に挿入していく際のフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 3 実施形態に係る内視鏡システムの制御マイコンにより制御される部材との関係を示す概略的なブロック図である。

【図 11】図 11 は、第 3 実施形態に係る内視鏡システムを用いて、第 1 実施形態と同様の動作により挿入部の先端を曲がりくねった管孔の奥側に挿入していく際のフローチャートである。

【図 12】図 12 は、第 3 実施形態に係る内視鏡システムを用いて、第 2 実施形態と同様の動作により挿入部の先端を曲がりくねった管孔の奥側に挿入していく際のフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

第 1 の実施の形態について図 1 から図 7 G を用いて説明する。

【0008】

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡システム 10 は、図示しない観察光学系（撮像手段）及び照明光学系（照明手段）を備えた内視鏡（内視鏡本体）12 と、内視鏡 12 に着脱自在に接続され、この内視鏡 12 に照明光を供給する光源装置 14 と、内視鏡 12 に着脱自在に接続され内視鏡 12 の観察光学系を制御すると共にこの観察光学系から得られた信号を処理して標準的な映像信号を出力するビデオプロセッサ 16 と、ビデオプロセッサ 16 で信号処理して得られた内視鏡画像を表示するモニタ 18 とを有する。ビデオプロセッサ 16 には、図示しない画像記録装置などを接続可能である。なお、光源装置 14 の代わりに LED 等の小型光源を内視鏡 12 の内部に内蔵しても良い。

20

【0009】

内視鏡 12 は、術者に把持されて後述する第 1 及び第 2 湾曲部 34, 36 の湾曲操作などが可能な操作部（内視鏡本体）22 と、操作部 22 から延出され観察対象部位へ挿入する細長の挿入部 24 と、操作部 22 の側面より延設され、図示しない観察光学系に接続する信号ケーブルや照明光を伝達するライトガイドなどを内蔵したユニバーサルコード 26 と、このユニバーサルコード 26 の端部に設けられ、光源装置 14 及びビデオプロセッサ 16 に着脱自在に接続されるコネクタ部 28 とを有する。言い換えると、挿入部 24 の基端部には操作部 22 が設けられている。

30

【0010】

挿入部 24 は、その先端に設けられた先端硬質部 32 と、この先端硬質部 32 の後端側に設けられた湾曲自在の第 1 湾曲部 34 と、この第 1 湾曲部 34 の後端側に設けられた湾曲自在の第 2 湾曲部 36 と、第 2 湾曲部 36 の後端側に設けられ軟性で管状の部材より形成される長尺で可撓性を有する管状部 38 とを有する。すなわち、先端硬質部 32、第 1 湾曲部 34、第 2 湾曲部 36 及び管状部 38 が、その先端側から基端側に向かって順に連設されて挿入部 24 が形成されている。

先端硬質部 32 には、観察光学系として CCD や CMOS などの図示しない固体撮像素子及びこの固体撮像素子を駆動するための回路基板などが組み込まれた撮像部や、照明光学系として体腔内の観察対象部位を照明するための照明光を伝達する図示しないライトガイドなどが内蔵されている。このため、先端硬質部 32 の先端面から被写体に照明光を照射して、照明した被写体を撮像部で撮像して、モニタ 18 に被写体の像を表示させることができる。

40

【0011】

上述したように、本実施形態では、内視鏡 12 の挿入部 24 は、先端硬質部 32 に近接する第 1 湾曲部 34 と、管状部 38 に近接する第 2 湾曲部 36 との、二つの湾曲部 34, 36 を有する。

図 2 に示す第 1 湾曲部 34 及び第 2 湾曲部 36 は、それぞれ公知の複数の湾曲駒で形成された湾曲管（第 1 及び第 2 湾曲駆動機構）34a, 36a と、湾曲管の外側に配設され

50

たブレードと、ブレードの外側に配設された外皮とを有する。第1湾曲部34の湾曲管34aの先端には、第1湾曲部34の各湾曲方向に対応して例えば4本のアングルワイヤ(第1湾曲駆動機構)42(U, D, R, L)が固定されている。また、第2湾曲部36の湾曲管36aの先端にも例えば2本のアングルワイヤ(第2湾曲駆動機構)44(U', D')が固定されている。このため、第1湾曲部34を上下(UP/DOWN)方向(図2中にU, Dで示す)及び左右(RIGHT/LEFT)方向(図2中にR, Lで示す)に湾曲させることが可能であり、第2湾曲部36を上下方向に湾曲させることが可能である。

【0012】

図2に示すように、第1湾曲部34を上下方向に湾曲させる2本のアングルワイヤ42(U, D)は操作部22の内部の第1ドラム(第1湾曲駆動機構)46に巻回されて固定されている。第1湾曲部34を左右方向に湾曲させる2本のアングルワイヤ42(R, L)は操作部22の内部の第2ドラム48に巻回されて固定されている。第1及び第2ドラム46, 48は同一軸上に配置されている。操作部22の外には、第1ドラム46を回動させる第1のアングルノブ(湾曲操作入力部)52と、第2ドラム48を回動させる第2のアングルノブ54とが配設されている。第1及び第2アングルノブ52, 54は同一軸上に配置されている。また、これら第1及び第2ドラム46, 48、並びに、第1及び第2アングルノブ52, 54は同一軸上に配置されている。そして、第1アングルノブ52をその軸周りに回転させると、第1ドラム46が同一軸周りに第1アングルノブ52と同じ角度だけ回転し、第2アングルノブ54をその軸周りに回転させると、第2ドラム48が同一軸周りに第2アングルノブ54と同じ角度だけ回転する。湾曲管34a、ワイヤ42、第1ドラム46は第1湾曲部34を湾曲させる第1湾曲駆動機構を形成する。

なお、この実施形態では、第1湾曲部34が真っ直ぐの状態となる位置を第1アングルノブ52の初期位置として規定するとともに、第2湾曲部36が真っ直ぐの状態となる位置をモータ64の初期位置として規定する。そして、第1アングルノブ52のU方向(プラス方向)及びD方向(マイナス方向)の回転可能角度、第1及び第2湾曲部34, 36のU方向及びD方向の湾曲可能角度 ψ は対称であることが好ましい。特に、第1アングルノブ52の回転可能角度 ψ 及び第1湾曲部34の湾曲可能角度 η は、U方向及びD方向とともに、第1湾曲部34が真っ直ぐの状態(初期状態) η_0 から例えばそれぞれ180度程度であることが好ましい。第2アングルノブ54の回転可能角度及び第1湾曲部36の湾曲可能角度は、R方向及びL方向とともに、第1湾曲部34が真っ直ぐの状態(初期状態)から例えばそれぞれ160度程度であることが好ましい。また、第2湾曲部36の湾曲可能角度 θ は、U方向及びD方向とともに、第2湾曲部36が真っ直ぐの状態(初期状態) θ_0 から例えばそれぞれ120度程度であることが好ましい。

【0013】

第1ドラム46には第1ドラム46の回転位置を検出するノブ位置検知用ポテンシオメータ(入力量検出部)56が取り付けられている。このポテンシオメータ56は操作部22の内部に配置されている。第1アングルノブ52の初期位置(第1湾曲部34が真っ直ぐの位置)に合わせてポテンシオメータ56を設定することにより、このポテンシオメータ56は、第1ドラム46の回転量、すなわち、第1アングルノブ52の回転位置(回転角度) ψ を検出することができる。このため、ポテンシオメータ56は、第1のアングルノブ(第1湾曲操作入力部)52に入力された湾曲操作量を湾曲操作入力量として検出する。そして、図3Aに示す第1アングルノブ52の回転量 ψ 、すなわち第1ドラム46の回転量 ψ と、第1湾曲部34のU方向及びD方向の湾曲量(湾曲角度) η とは略対応している。このため、ポテンシオメータ56を用いることによって、第1アングルノブ52の回転量に基づいて第1湾曲部34のUD方向の湾曲状態を推定することができる。

【0014】

図2に示すように、第2湾曲部36をUD方向に湾曲させる2本のアングルワイヤ44(U', D')は操作部22の内部の第3ドラム(第2湾曲駆動機構)62に巻回されて固定されている。第3ドラム62にはモータ(駆動部)64及び、モータ(第2湾曲駆動

10

20

30

40

50

機構) 64の回転量(回転角度) ω (図3B参照)を検知するエンコーダ(回転位置検知部) 66が配置されている。モータ64は第2湾曲部36を湾曲させるための駆動力を発生する。したがって、湾曲管36a、ワイヤ44、第3ドラム62及びモータ64は第2湾曲部36を湾曲させる第2湾曲駆動機構を形成する。

なお、図1及び図2では、モータ64及びエンコーダ66は操作部22の外部に一部が突出するように描いたが、操作部22の内部に配置されていることも好ましい。また、モータ64は操作部22の内部ではなく、挿入部24の内部に配置されていることも好ましい。

【0015】

図4A及び図4Bに示すように、第2アングルワイヤ44(U', D')には、予めたるみ(sag) 44a, 44bを持たせてある。ワイヤ44のたるみ量は図4Aに示す第3ドラム62及びモータ64が中立位置にある状態(第2湾曲部36が真っ直ぐの状態)から、図4Bに示すようにモータ64を回転させてドラム62を回転させ、第2湾曲部36をU方向の最大湾曲角度まで湾曲させても、ワイヤ44(U', D')に僅かにたるみ44a, 44bが残っている程度であることが好ましい。

【0016】

後述するが、曲がった状態の第2湾曲部36が体壁に触れていても、ワイヤ44(U', D')に十分なたるみ44a, 44bがあるため、たるみ44a, 44bの分だけ第2湾曲部36をU方向に更に湾曲させ、又はU方向への湾曲量を減少させることができるので、第2湾曲部36を湾曲させた状態でも遊びがあり、第2湾曲部36を無理に逆方向に湾曲させることがない。したがって、管孔の内壁に大きな力を加えることがない。図示しないが、このような構造は第1湾曲部34及びワイヤ42でも同様であることが好ましい。

【0017】

例えば操作部22の内部には、ポテンシオメータ56、モータ64及びエンコーダ66に加えて、図5に示すモータ電源(トルク量検知部、張力検知部) 72が配置されている。操作部22の内部には、これらポテンシオメータ56、モータ64、エンコーダ66及びモータ電源72を制御する図5に示す制御マイコン(制御部) 74が配置されている。

なお、これらモータ電源72や制御マイコン74は、内視鏡12の操作部22の内部に限らず、例えば光源装置14、ビデオプロセッサ16、モニタ18のいずれかに設けられていることも好適である。モータ電源72や制御マイコン74が例えば光源装置14、ビデオプロセッサ16、モニタ18のいずれかに配設されている場合、これらモータ電源72及び制御マイコン74は、ユニバーサルコード26を介してポテンシオメータ56、モータ64及びエンコーダ66に対して電氣的に接続される。

すなわち、内視鏡12自体が制御マイコン(制御部) 74を備えていても良いし、内視鏡12の外部に制御マイコン74が配設されていても良い(内視鏡システム10が制御マイコン74を備えていれば良い)。以下、本実施形態では、内視鏡12自体、及び、内視鏡12以外の内視鏡システム10の機器のいずれに制御マイコン(制御部) 74が配置されていても良いものとして説明する。そして、内視鏡12に制御マイコン74が接続されている場合とは、内視鏡12自体が制御マイコン74を有する場合と、内視鏡12の外部に制御マイコン74が配設されている場合とを含む。

同様に、内視鏡12自体がモータ電源72を備えていても良いし、内視鏡12の外部にモータ電源72が配設されていても良い(内視鏡システム10がモータ電源72を備えていれば良い)。以下、本実施形態では、内視鏡12自体、及び、内視鏡12以外の内視鏡システム10の機器のいずれにモータ電源72が配置されていても良いものとして説明する。そして、内視鏡12にモータ電源72が接続されている場合とは、内視鏡12自体がモータ電源72を有する場合と、内視鏡12の外部にモータ電源72が配設されている場合とを含む。

【0018】

10

20

30

40

50

モータ電源 7 2 は、モータ 6 4 に流される電流 I を測定する電流測定部 8 2 と、モータ 6 4 に加える電圧を設定する電圧設定部 8 4 とを有する。

制御マイコン 7 4 は、CPU (制御部) 9 0 と、ポテンシオメータ 5 6 の抵抗値を測定する抵抗値測定部 9 2 と、エンコーダ 6 6 のパルス进行をカウントするカウント処理部 9 4 と、モータ 6 4 の発生トルク T を算出するトルク算出部 (トルク量検知部) 9 6 と、閾値入力部 (設定部) 9 8 と、記憶部 1 0 0 とを有する。

抵抗値測定部 9 2、カウント処理部 9 4、トルク算出部 9 6、閾値入力部 9 8 及び記憶部 1 0 0 は CPU 9 0 に電氣的に接続されて制御される。また、モータ 6 4 は CPU 9 0 に電氣的に接続されて制御される。

このため、制御マイコン 7 4 の抵抗値測定部 9 2 で、ポテンシオメータ 5 6 の抵抗値を測定することによって、第 1 アングルノブ 5 2 の UD 方向の操作量、すなわち入力量 (回転角度) ψ を得ることができ、第 1 湾曲部 3 4 の UD 方向の湾曲量を推定することができる。このため、制御マイコン 7 4 の抵抗値測定部 9 2 は第 1 湾曲駆動機構 (アングルワイヤ 4 2 及び第 1 ドラム 4 6) によって湾曲駆動された第 1 湾曲部 3 4 の湾曲量を算出する湾曲量算出部として機能する。また、制御マイコン 7 4 のカウント処理部 9 4 で、エンコーダ 6 6 のエンコーダパルスのカウントを処理してモータ 6 4 の回転位置情報 (回転角度) ω を得ることができる。

【0019】

ここで、モータ 6 4 の電流量からトルク T を算出する場合、モータ 6 4 に流れる電流 I と、モータ 6 4 の出力トルク T との関係は、 $T = k_m \cdot I$ として表わされる。 k_m はトルク定数でモータ 6 4 ごとに固有の値である。このため、制御マイコン 7 4 は、モータ 6 4 に流す電流 I を制御して、モータ 6 4 が発生するトルク T を算出できる。すなわち、制御マイコン 7 4 は、モータ電源 7 2 の電流測定部 8 2 で測定した電流 I に基づいてトルクを算出し、モータ 6 4 が発生しているトルク T を得ることができる。

【0020】

閾値入力部 (閾値設定部) 9 8 は、後述する閾値角度 $\psi_0, \psi_1, \psi_2, \psi_3, \psi_4$ を設定するのに用いられる。記憶部 1 0 0 はこれら閾値角度 $\psi_0, \psi_1, \psi_2, \psi_3, \psi_4$ を記憶するのに用いられるとともに、第 1 アングルノブ 5 2 の UD 方向の操作量 (回転角度) ψ 、モータ 6 4 の回転位置情報 (回転角度) ω 等を記憶することができる。

【0021】

第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ と、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲角度 η とは対応する。モータ 6 4 の回転角度 ω と第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ とは対応する。

この実施形態では、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ と、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲角度 η とは一致又は略一致するものとして説明する。第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ を 0 度 (真っ直ぐの状態) から例えば 90 度に回転させた場合、第 1 湾曲部 3 4 も真っ直ぐの状態 (0 度) から 90 度湾曲する。なお、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲の支点は第 1 湾曲部 3 4 の湾曲管 3 4 a の基端である。

モータ 6 4 の回転角度 ω と第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ とは一致又は略一致するものとする。モータ 6 4 を制御して第 3 ドラム 6 2 の回転角度 ω を 0 度から例えば 90 度に回転させた場合、第 2 湾曲部 3 6 もまっすぐの状態から 90 度湾曲する。なお、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲の支点は第 2 湾曲部 3 6 の湾曲管 3 6 a の基端である。

【0022】

そして、外力が無負荷状態で第 2 湾曲部 3 6 が真っ直ぐの直線状態 (ニュートラル状態) θ_0 の内視鏡 1 2 のモータ 6 4 の回転位置を計測し、これを中立位置 ω_0 として設定する。予め、外力が無負荷状態で直線状態の第 2 湾曲部 3 6 をニュートラル状態 (角度 θ_0) に対して U 方向に角度 θ_1 (例えば 15 度) だけ湾曲させるために必要なトルク T_{u0} を計測するとともに、D 方向に角度 θ_2 (例えば -15 度) だけ湾曲させるために必要なトルク T_{d0} を計測する。そして、このとき計測したトルク T_{u0}, T_{d0} を制御マイコン 7 4 の記憶部 1 0 0 に記憶させる。角度 θ_1 (15 度), θ_2 (-15 度) は、例示であって、第 2 湾曲部 3 6 の回動可能角度の範囲内で、閾値入力部 9 8 で適宜に設定できる

10

20

30

40

50

。

【 0 0 2 3 】

なお、モータ 6 4 に例えばトルク T_{u_0} を発生させるために、モータ電源 7 2 の電圧を設定する。そのような目的に利用される設定手法として、P I D 制御がある。P I D 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である。本実施形態では、モータ電源 7 2 の電圧情報を入力値とし、現在モータ 6 4 が発生しているトルク情報を出力値とし、制御マイコン 7 4 内で導出されたトルク情報を目標値として P I D 制御を適用し、モータ電源 7 2 に与える電圧情報を導出する。すなわち、目標とするモータ 6 4 のトルク T の発生を、モータ電源 7 2 の電圧の制御により実現する。

10

また、後述するように、速度 V_0 で第 2 湾曲部 3 6 を中立位置（初期位置） θ_0 に向かわせる場合、モータ電源 7 2 の電圧情報を入力値とし、モータ 6 4 の回転位置情報から得られるモータ 6 4 の回転速度を出力値とし、制御マイコン 7 4 内で導出された速度情報を目標値として、P I D 制御を適用し、モータ電源 7 2 に与える電圧情報を導出することにより実現する。

なお、モータ 6 4 の回転速度は、モータ 6 4 の回転位置情報の時間差分により算出した値を利用する。モータ回転速度 $V = X(t_2) - X(t_1)$, $t_2 > t_1$ である。ここで、 $X(t_2)$ は時刻 t_2 でのモータ 6 4 の回転位置、 $X(t_1)$ は時刻 t_1 でのモータ 6 4 の回転位置である。

【 0 0 2 4 】

20

以下、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 を用いて、第 1 湾曲部 3 4 が所定の湾曲状態のときに、第 2 湾曲部 3 6 を第 1 湾曲部 3 4 の湾曲方向と同じ方向に第 2 湾曲駆動機構であるモータ 6 4、第 3 ドラム 6 2、ワイヤ 4 4 及び湾曲管 3 6 a を用いて湾曲させる動作を行う場合について図 6 に示すフローチャートを用いて説明する。ここでは、主に、第 1 及び第 2 湾曲部 3 4 , 3 6 を上方向（U 方向）に動かす例について説明する。

まず、閾値入力部 9 8 で閾値角度 ψ_0 （例えば 5 度）、 ψ_1 （例えば 9 0 度）、 ψ_2 （例えば 2 5 度）、 ψ_3 （例えば - 9 0 度）、 ψ_4 （例えば - 2 5 度）を設定する。閾値角度 ψ_0 は例えば 0 度から例えば 1 0 度の間の任意の値であることが好ましい。

なお、本実施形態では、ポテンシオメータ 5 6 で検出される第 1 アングルノブ 5 2 の U 方向の角度 ψ の閾値角度 ψ_1 を 9 0 度として説明するが、閾値角度 ψ_1 は 9 0 度に限ることはなく、8 0 度や 1 2 0 度等、適宜に設定できる。また、閾値角度 ψ_2 は 2 5 度に限ることはなく、2 0 度や 3 0 度等、適宜に設定できる。閾値角度 ψ_3 , ψ_4 も適宜に設定できる。ただし、閾値角度 ψ_1 は閾値角度 ψ_2 よりも大きい角度とし、閾値角度 ψ_3 は閾値角度 ψ_4 よりも小さい角度とする。なお、閾値角度 ψ_3 , ψ_4 はマイナスの値であるため、閾値角度 ψ_3 の絶対値は、閾値角度 ψ_4 の絶対値よりも大きい。

30

【 0 0 2 5 】

第 1 アングルノブ 5 2 を初期位置から U 方向又は D 方向に回転させると、ポテンシオメータ 5 6 で第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ を得ることができる。そして、第 1 アングルノブ 5 2 を U 方向に回転させて、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ の絶対値（ $|\psi|$ ）が所定の閾値角度（例えば 5 度） ψ_0 以上となったとき、すなわち、第 1 湾曲部 3 4 を湾曲させるための操作を行い始めたときに処理を開始する（S 1）。ここで、このような処理の開始の判定は、C P U 9 0 及び記憶部 1 0 0 が判定部として機能することにより行われる。以下に説明する判断（S 2 , S 3 , S 6 , S 7 , S 3 ' , S 6 '）も C P U 9 0 及び記憶部 1 0 0 が判定部として機能することにより行われる。

40

【 0 0 2 6 】

回転角度 ψ がプラスの値であれば U 方向に、マイナスの値であれば D 方向に第 1 アングルノブ 5 2 を回転させ始めている、と判断できる（S 2）。以下、回転角度 ψ がプラスの値である、U 方向に第 1 アングルノブ 5 2 を回転させる場合（ $\psi > 0$ ）について説明する。

。

【 0 0 2 7 】

50

第1アングルノブ52をU方向に回転させながら、ポテンショメータ56で第1アングルノブ52のU方向の回転角度 ψ を得る。第1アングルノブ52のU方向の回転角度 ψ が閾値角度 ψ_1 （例えば90度）以上であるか、閾値角度 ψ_1 未満であるか判断し（S3）、角度 ψ_1 未満である場合、第2湾曲部36が外力を受けた場合であっても、モータ64を制御して（CPU90からモータ64に湾曲駆動信号を出力して）、速度 V_0 で第2湾曲部36を湾曲させて（すなわち、トルク T_{u1} を付加して）第2湾曲部36がニュートラル状態を維持しようとする（S4）。トルク T_{u1} は、一定である必要はなく、トルク T_{u1} によって第2湾曲部36がU方向に湾曲させられるのを防止するとともに、D方向に湾曲させられるのを防止できる。したがって、第1アングルノブ52のU方向の回転角度が0度より大きく、例えば角度 ψ_1 （例えば90度）より小さい場合、外力を受けて第2湾曲部36が湾曲させられたとしても、第2湾曲部36は真っ直ぐの状態を維持しようとする。

10

【0028】

ポテンショメータ56で得た第1アングルノブ52の回転角度 ψ が角度 ψ_1 （例えば90度）以上となった場合、CPU90からモータ64に湾曲駆動信号を出力してモータ64に第2湾曲部36をU方向に湾曲させるための一定のトルク（第2湾曲部36をU方向に15度湾曲させるためのトルク） T_{u0} を発生させ続ける（S5）。すなわち、第1湾曲部34が所定角度（90度）曲げられたら、第2湾曲部36に所定のトルク T_{u0} をかけ続ける。このため、一定のトルク T_{u0} によって、第3ドラム62及びワイヤ44を介して第2湾曲部36を第1湾曲部34と同じU方向に湾曲させる。

20

【0029】

一旦、第1アングルノブ52の回転角度 ψ が角度 ψ_1 （例えば90度）以上となった後、第1アングルノブ52の回転角度 ψ を減らしてもなお回転角度 ψ が角度 ψ_2 （例えば25度）以上である場合（S6）、モータ64で一定量のトルク T_{u0} を発生させ続ける。このため、第2湾曲部36がU方向に湾曲した所定の湾曲状態に維持される。

【0030】

第1アングルノブ52の回転角度 ψ が角度 ψ_1 （例えば90度）以上となった後、第1アングルノブ52の回転角度 ψ を減らして角度 ψ_2 （例えば25度）未満とした場合（S6）、モータ64を制御して（CPU90からモータ64に湾曲駆動信号を出力して）、速度 V_0 で第2湾曲部36を中立位置 θ_0 に向かって湾曲量（ θ ）を減らす（S4）。言い換えると、第1アングルノブ52の回転角度 ψ を角度 ψ_1 以上とした後、第1アングルノブ52の回転角度 ψ を減らして角度 ψ_2 未満とした場合（S6）、モータ64を制御して、速度 V_0 を維持するような任意のトルク T_{u2} （一定である必要はない）で第2湾曲部36の湾曲量 θ を減らし、第2湾曲部36を真っ直ぐの状態（中立位置） θ_0 に近づける（S4）。

30

【0031】

そして、第1アングルノブ52の回転角度の絶対値 $|\psi|$ が所定の角度（例えば5度） ψ_0 に到達した場合（S7）、処理を終了する。第1アングルノブ52の回転角度の絶対値 $|\psi|$ が所定の角度 ψ_0 以上である場合は上述した処理を続ける。すなわち、再び第1湾曲部34の回転角度 ψ を角度 ψ_1 （例えば90度）以上にした場合（S3）、モータ64に第2湾曲部36をU方向に湾曲させるための一定のトルク T_{u0} を発生させる（S5）。

40

【0032】

以下、第1湾曲部34及び第2湾曲部36のD方向（回転角度 $\psi < 0$ ）の湾曲について簡単に説明する。第1湾曲部34をU方向に湾曲させた後、第1湾曲部34をD方向に湾曲させる場合、一旦処理が終了し、図6に示すフローに沿って再スタートする。

第1アングルノブ52のD方向の回転角度 ψ が角度 ψ_3 （例えば-90度）以下であるか、角度 ψ_3 よりも大きいか判断し（S3'）、角度 ψ_3 よりも大きい場合、第2湾曲部36が外力を受けた場合であっても、モータ64を制御して、一定の速度（ $-V_0$ （上述した速度 V_0 と逆方向の速度））で第2湾曲部36を湾曲させて（すなわち、トルク T_d

50

ψ_1 を付加して)第2湾曲部36がニュートラル状態を維持する(S4')。トルク Td_1 は、一定である必要はなく、トルク Td_1 によって第2湾曲部36がUD方向に湾曲させられるのを防止でき、第2湾曲部36は真っ直ぐの状態を維持しようとする。

【0033】

ポテンシオメータ56で得た第1アングルノブ52の回転角度 ψ が角度 ψ_3 (例えば-90度)以下となった場合、モータ64に第2湾曲部36をD方向に湾曲させるための一定のトルク Td_0 を発生させる(S5')。このため、一定のトルク Td_0 によって、第3ドラム62及びワイヤ44を介して第2湾曲部36を第1湾曲部34と同じD方向に湾曲させる。

【0034】

一旦、第1アングルノブ52の回転角度 ψ が角度 ψ_3 (例えば-90度)以下となった後、第1アングルノブ52の回転角度 ψ を増やしてもなお回転角度 ψ が角度 ψ_4 (例えば-25度)以下である場合(S6')、モータ64で一定量のトルク Td_0 を発生させ続ける。このため、第2湾曲部36がD方向に湾曲した所定の湾曲状態に維持される。

【0035】

第1アングルノブ52の回転角度 ψ が角度 ψ_3 (例えば-90度)以下となった後、第1アングルノブ52の回転角度 ψ を増やして角度 ψ_4 (例えば-25度)よりも大きくした場合(S6')、モータ64を制御して、速度(- V_0)で第2湾曲部36を中立位置 θ_0 に向かって湾曲量を減らす(S4')。

【0036】

そして、第1アングルノブ52の回転角度 ψ の絶対値 $|\psi|$ が所定の角度(例えば5度) ψ_0 に到達した場合(S7)、処理を終了し、第1アングルノブ52の回転角度 ψ の絶対値 $|\psi|$ が所定の角度 ψ_0 以上である場合は上述した処理を続ける。

【0037】

このように、第2湾曲部36は、第1アングルノブ52を回転操作して、第1湾曲部34を所定の湾曲量 η_1 (例えば90度)だけ湾曲させる前は真っ直ぐの状態を維持し、第1湾曲部34の湾曲角度 η が所定の湾曲角度 η_1 (例えば90度)を超えたときに、第2湾曲部36を第1湾曲部34と同じ方向に湾曲させることができる。一方、第1湾曲部34の湾曲角度 η が所定の湾曲角度 η_1 (例えば90度)を超える前、又は、所定の湾曲角度 η_1 (例えば90度)を超えた後、所定の湾曲角度 η_2 (例えば25度)未満となったときに、第2湾曲部36を真っ直ぐの状態にすることができる。

【0038】

したがって、第1湾曲部34をU方向に湾曲させる場合、D方向に湾曲させる場合は、いずれにしても、ポテンシオメータ56によって検出された第1アングルノブ52の回転角度 ψ が閾値入力部98で設定した閾値(第1閾値) ψ_1 、 ψ_3 の絶対値よりも大きくなる場合に、第2湾曲部36を初期位置 θ_0 から所定の湾曲量 θ_1 、 θ_2 まで湾曲させて、その第2湾曲部36を所定の湾曲量 θ_1 、 θ_2 まで湾曲させた状態を維持するためのトルク Tu_0 、 Td_0 をモータ64に付加し続ける。

このように、ポテンシオメータ56によって検出された第1アングルノブ52の回転量(第1湾曲部34を湾曲させる湾曲量)が閾値入力部(設定部)98で設定した第1閾値角度 ψ_1 、 ψ_3 の絶対値よりも大きくなる場合に、第1アングルノブ52の回転量に応じて湾曲した第1湾曲部34と同じ方向に第2湾曲部36を初期位置 θ_0 から所定の湾曲量 θ_1 、 θ_2 まで湾曲させてその第2湾曲部36を湾曲量 θ_1 、 θ_2 まで湾曲させた状態を維持するためのトルク Tu_0 、 Td_0 をモータ64に付加し続ける。このため、閾値入力部98で設定した第1閾値角度 ψ_1 、 ψ_3 の絶対値によって、第1湾曲部34に追従して第2湾曲部36を自動的に同じ方向に湾曲させることができる。したがって、第2湾曲部36の湾曲方向を第1湾曲部34と必ず同じ方向に規定することによって、第1湾曲部34を例えば大腸等の管孔に引っ掛けた状態が意図せず解除されるのを防止でき、挿入部24の先端を奥側に挿入する際の挿入性を向上させることができる。

【0039】

モータ64は、第1湾曲部34が湾曲している場合、第1湾曲部34の湾曲方向と反対の方向に第2湾曲部36が湾曲するのを防止するトルク Tu_0 、 Td_0 、 Tu_1 、 Td_1 、 Tu_2 、 Td_2 をワイヤ44に付加する。このため、第1湾曲部34を湾曲させて例えば管孔に引っ掛けた状態が意図せず解除されるのをより確実に防止できる。

また、モータ64には、ポテンシオメータ56による第1アングルノブ52の回転角度 ψ が閾値入力部98で設定した閾値(第1閾値) ψ_1 、 ψ_3 の絶対値を越えた後、閾値 ψ_1 、 ψ_3 の絶対値よりも小さい閾値(第2閾値) ψ_2 、 ψ_4 の絶対値よりも大きい場合は第2湾曲部36を所定の湾曲量 θ_1 、 θ_2 の状態に維持し、閾値(第2閾値) ψ_2 、 ψ_4 の絶対値よりも小さくした場合に、第2湾曲部36を初期位置 θ_0 まで戻すトルク Tu_2 、 Td_2 を付加する。このため、第1湾曲部34の湾曲量を減少させたときに、第2湾曲部36の湾曲量を追従して減少させることができるので、2つの湾曲部34、36の湾曲状態を簡単に調整できる。

10

【0040】

このように動作する内視鏡12の挿入部24の先端を大腸L Iの奥側(例えば小腸や胃側)に向かって挿入する場合の動作について説明する。

術者は内視鏡12の操作部22を左手で把持しながら、右手で挿入部24の可撓性を有する管状部38を保持する。この状態で、モニタ18の画面でいわゆる内視鏡画像を確認しつつ、第1及び第2アングルノブ52、54を左手で操作しながら、大腸L Iの管腔(管孔)内を肛門側から奥側に向かって挿入部24の先端を挿入していく。

【0041】

20

例えば図7Aに示す大腸L Iの屈曲部Fa、Fbを有するS状結腸の奥側に内視鏡12の挿入部24の先端を挿入していく場合、手前側の屈曲部Faに挿入部24の先端を配置する。

図7Bに示すように、挿入部24の先端が大腸L Iの屈曲部Faにあるときに第1アングルノブ52を例えばU方向に回転させ(図6中のS1、S2参照)、挿入部24の第1湾曲部34をU方向に徐々に湾曲させる(図6中のS3)。このとき、第2湾曲部36が大腸L Iの内壁が当たっても第2湾曲部36は真っ直ぐの状態を維持しようとする(図6中のS3、S4)。すなわち、第2湾曲部36がD方向に湾曲するのが防止され、2つの湾曲部34、36が全体としてS字状となるのが防止されている。

【0042】

30

図7Cに示すように、大腸L Iの屈曲部Faにある第1湾曲部34をU方向に90度を越えるように湾曲させながら挿入部24の先端を奥側に移動させようとする(図6中のS3)と、第1湾曲部34の湾曲角度が90度よりも小さい場合、第2湾曲部36は真っ直ぐの状態を維持する。このため、図7Dに示すように、大腸L Iの屈曲部Faを押し上げてしまう。このため、術者は大腸L Iに負荷を与えないようにゆっくりと慎重に手技を行う。

【0043】

図7Eに示すように、第1湾曲部34をU方向に90度以上湾曲させる(図6中のS3)。なお、第1湾曲部34をU方向に90度に湾曲させる意図は、屈曲部Faに第1湾曲部34を確実に引っ掛けるとともに、屈曲部Faの奥側を観察するためである。そして、第1湾曲部34をU方向に90度以上湾曲させると、第2湾曲部36が第1湾曲部34と同じU方向に湾曲する(図6中のS5)。このため、内視鏡12の挿入部24の先端が屈曲部Faの奥側の屈曲部Fbに向かって移動する。このとき、第2湾曲部36が湾曲すると、第1湾曲部36が屈曲部Faの奥側の屈曲部Fbに向かって移動するので、第1湾曲部34による大腸L Iの屈曲部Faの押し上げ状態は緩和される。このため、挿入部24の先端が大腸L Iの奥側に向かって自動的に移動する。このとき、第1及び第2湾曲部34、36で屈曲部Faをしっかりと保持しているので、挿入部24を手前側に引くことによって、大腸L Iを引き寄せることもできる。

40

【0044】

第1湾曲部34の湾曲量が90度以上である場合、大腸L Iの奥側の屈曲部Fbを観察

50

するというよりも、手前側の屈曲部 F a に近接した内壁を観察する状態となる。このため、大腸 L I の奥側の屈曲部 F b を観察するために、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲量を減少させる。第 1 湾曲部 3 4 の湾曲量を減少させた際に、第 1 湾曲部 3 4 が 25 度以上である場合、第 2 湾曲部 3 6 が内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端が屈曲部 F a の奥側の屈曲部 F b に向かって移動したときと同様の湾曲状態を維持する（図 6 中の S 6）。第 1 湾曲部 3 4 の湾曲量が 25 度未満となった場合、図 7 F に示すように、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を屈曲部 F a の奥側の屈曲部 F b に向かって移動させながら、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲量が速度 V_0 で減少する（図 6 中の S 6, S 7）。このため、図 7 G に示すように、第 1 湾曲部 3 4 及び第 2 湾曲部 3 6 が真っ直ぐの状態に近づき、挿入部 2 4 の先端を容易に大腸 L I の奥側の屈曲部 F b に移動させることができる。このとき、可撓性を有する管状部 3 8 は大腸 L I の屈曲部 F a を通るので、曲げられている。

10

【0045】

そして、第 1 及び第 2 アングルノブ 5 2, 5 4 を操作して第 1 湾曲部 3 4 を 4 方向に動かし、第 1 湾曲部 3 4 に対して第 2 湾曲部 3 6 を適宜に追従させる作業を繰り返して、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を大腸 L I の奥側に徐々に移動させていく。

【0046】

なお、図 7 D に示すように、第 1 湾曲部 3 4 を湾曲させながら大腸 L I を押し上げそうになった場合、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲角度が閾値角度 ψ_1 （例えば 90 度）を越えると図 7 E に示すように第 1 湾曲部 3 4 に追従して第 2 湾曲部 3 6 を自動的に湾曲させることとなるので、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 で大腸 L I に負荷をかけるのを極力防止できる。

20

【0047】

このように、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を曲がりくねった管孔の奥側に挿入する際の挿入をアシストすることができる。したがって、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 を用いれば、術者の第 1 アングルノブ 5 2 の操作、すなわち、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲動作に追従して自動的に第 2 湾曲部 3 6 を湾曲させたり、真っ直ぐの状態を保持するように動作するので、術者による内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 を管孔の奥側に挿入する操作を補助することができる。このため、例えば大腸 L I 等、管孔の奥側に挿入するのに困難を伴う手技を行う場合であっても、術者（操作者）の内視鏡 1 2 の操作を容易にすることができるので、術者に与える疲労を低減することができる。また、大腸等を内視鏡 1 2 を用いて観察される患者にとっても、術者（操作者）は挿入部 2 4 の挿入操作をより容易に行うことができるので、肛門側から胃や小腸側に向かって挿入部 2 4 の先端が挿入されるのにかかる時間を短くすることができ、患者に与える苦痛が軽減される。

30

【0048】

また、第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に湾曲させているときには第 2 湾曲部 3 6 を真っ直ぐの状態又は U 方向に湾曲させた状態として維持でき、第 2 湾曲部 3 6 が D 方向に湾曲するのを防止している。このため、大腸 L I の奥側に挿入部 2 4 の先端を挿入するために、例えば U 方向に第 1 湾曲部 3 4 を 180 度近く湾曲させて大腸 L I の屈曲部 F a に第 1 湾曲部 3 4 を引っ掛けた状態で第 2 湾曲部 3 6 が意図せず D 方向に湾曲して、第 1 湾曲部 3 4 を屈曲部 F a に引っ掛けた状態が解除されるのを防止できる。

40

【0049】

なお、本実施形態では、第 2 湾曲部 3 6 を U 方向及び D 方向の 2 方向だけに湾曲するものとして説明したが、4 方向に湾曲させるように構成することも可能である。第 1 湾曲部 3 4 を例えば U 方向と R 方向との間に湾曲させる場合、図 6 に示すフローチャートを第 1 湾曲部 3 4 の R 方向や L 方向に湾曲させる場合にも拡張すれば、第 2 湾曲部 3 6 を U 方向と R 方向との間に湾曲させることができる。

【0050】

次に、第 2 実施形態について図 8 及び図 9 を用いて説明する。この実施形態は第 1 実施形態の変形例であって、第 1 実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

50

この実施形態においても、第 1 実施形態と同様に U 方向に湾曲させる場合について説明し、D 方向に湾曲させる場合については説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

予め、外力が無負荷状態で直線状態（モータ 6 4 の回転角度 ω_0 、及び、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ_0 ）の内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の第 2 湾曲部 3 6 において、モータ 6 4 の回転量と第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ との関係を取得しておく。モータ 6 4 の回転量と第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ との関係を取得する理由は、モータ 6 4 の回転量と第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ とが単純な比例関係とはいえない場合があるからである。そして、モータ 6 4 の回転量と第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ との関係を取得することによって、モータ 6 4 の回転量から第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ を推定でき、これを推定湾曲角度 θ とする。

10

なお、モータ 6 4 の回転量は、モータ 6 4 に配設されたエンコーダ 6 6 で取得でき、制御マイコン 7 4 のエンコーダパルスのカウンタ処理部 9 4 で算出される。

【 0 0 5 2 】

次に、外力が無負荷状態で直線状態の内視鏡 1 2 の第 2 湾曲部 3 6 を U 方向に湾曲させるようにモータ 6 4 のトルク T をゆっくりと大きくした場合の、トルク T と第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ との関係を取得しておく。ここでは、モータ 6 4 のトルク T をモータ 6 4 に流す電流 I を用いて算出している。その取得した例を図 8 中に破線で示す。この破線を $T = \alpha \cdot \theta + T_r$ と近似する。 α はモータ 6 4 の実際のトルク T に対する第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ の傾きであり、 T_r (real) は第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ が 0 度の場合の切片である。これを式 (1) とし、記憶部 1 0 0 に記憶させておく。

20

なお、第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ が小さい場合、モータ 6 4 のトルク量は大きく変化する。この範囲のモータ 6 4 のトルク量は、モータ 6 4 の起動抵抗やワイヤ 4 4 の摩擦等に使われる。このため、式 (1) の T_r は実際には推定値である。そして、式 (1) により、第 2 湾曲部 3 6 が任意の角度 θ だけ湾曲させるために必要なトルク T を算出することができる。

【 0 0 5 3 】

一方、同じ角度 θ を代入した際に上記式 (1) よりも小さいトルク T が算出される式は、 $T_u = \beta \cdot \theta + T_i$ と表わせる。これを設定部 9 8 で式 (2) として設定し、記憶部 1 0 0 に記憶させる。なお、式 (1) 及び式 (2) が平行となるよう傾き α 及び β は同一の値であることが好ましく、切片 T_r の方が T_i (imaginary) よりも僅かに大きい。すなわち、式 (2) の切片 T_i を式 (1) の切片 T_r よりも僅かに小さく設定する。

30

【 0 0 5 4 】

以下、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 を用いて、第 1 湾曲部 3 4 が所定の湾曲状態のときに、第 2 湾曲部 3 6 を第 1 湾曲部 3 4 の湾曲方向と同じ方向に湾曲させる動作を行う場合について図 9 に示すフローチャートを用いて説明する。ここでは、主に、第 1 及び第 2 湾曲部 3 4、3 6 を上方向 (U 方向) に動かす例について説明する。

【 0 0 5 5 】

第 1 実施形態の図 6 に示すフローチャートと同様に、第 1 アングルノブ 5 2 を ψ_1 (例えば 90 度) 以上とした場合 (S3)、モータ 6 4 に第 2 湾曲部 3 6 を U 方向に湾曲させるための一定のトルク (第 2 湾曲部 3 6 を U 方向に 15 度湾曲させるためのトルク) T_{u0} を発生させ続ける (S5)。このため、一定のトルク T_{u0} によって、第 3 ドラム 6 2 及びワイヤ 4 4 を介して第 2 湾曲部 3 6 を第 1 湾曲部 3 4 と同じ U 方向に湾曲させる。

40

【 0 0 5 6 】

そして、第 2 湾曲部 3 6 を U 方向に湾曲させる際のモータ 6 4 の回転量によって、第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ を取得して、これを式 (2) に代入してトルク T_u を算出する。

【 0 0 5 7 】

第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ が θ_1 (例えば 15 度) よりも小さい場合 (S5a)、モータ 6 4 で第 3 ドラム 6 2 にそのままトルク T_{u0} を与え続けて (S5b)、第 2 湾

50

曲部 3 6 の U 方向への湾曲角度を増大させる。そして、第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ が θ_1 (例えば 15 度) になった場合、第 2 湾曲部 3 6 に外力が加えられていない場合は第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度 θ が θ_1 (例えば 15 度) で停止する。ここまでは、第 1 実施形態で説明した場合と同じである。

【 0 0 5 8 】

このとき、第 2 湾曲部 3 6 の例えば D 方向から U 方向に向かって外力が加えられると、推定湾曲角度 θ が増大する。推定湾曲角度 θ が θ_1 (例えば 15 度) 以上となった場合、モータ 6 4 で第 3 ドラム 6 2 に式 (2) に基づいてトルク T_u を与える (S_{5c})。

このとき、外力が加えられ続けていれば、外力により推定湾曲角度 θ が増大する。このため、モータ 6 4 で第 3 ドラム 6 2 に式 (2) に基づいてトルク T_u を与え続ける。一方、外力が除去されると、第 2 湾曲部 3 6 は外力が除去されたときの湾曲状態が維持される。

10

【 0 0 5 9 】

ここで、第 2 湾曲部 3 6 の U 方向の湾曲角度を大きくしようとする場合、第 2 湾曲部 3 6 に外力を加えるため、例えば曲がった部位を有する管孔に対する押し込み量を大きくする必要がある。そして、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度を大きくすると、第 2 湾曲部 3 6 を湾曲させるのに必要なモータ 6 4 のトルクを次第に大きくする必要がある。本実施形態では、式 (1) で表わされる第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度に対するトルク T よりも僅かに小さい式 (2) で表わされるトルク T_u をモータ 6 4 に与えている。このため、外力が加えられると式 (1) と式 (2) とのトルクの差が縮められ、式 (1) と式 (2) との差分のトルクを上回る外力が働いたときには第 2 湾曲部 3 6 を U 方向に湾曲させることができ、式 (1) と式 (2) との差分のトルクを下回る外力が働いたときには第 2 湾曲部 3 6 の湾曲状態を維持できる。したがって、式 (1) と式 (2) との差分のトルクを上回る外力が働き続けた場合、第 2 湾曲部 3 6 が最大湾曲量まで湾曲し続ける。

20

【 0 0 6 0 】

以下、第 1 実施形態と同様に、一旦、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ が例えば ψ_1 (例えば 90 度) 以上となった後、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ を減らしてもなお回転角度 ψ が ψ_2 (例えば 25 度) 以上である場合 (S₆)、モータ 6 4 で一定量のトルク T_u を発生させ続ける。一方、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ が例えば ψ_1 (例えば 90 度) 以上となった後、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 ψ を減らして例えば ψ_2 (例えば 25 度) 未満とした場合 (S₆)、モータ 6 4 を制御して、速度 V_0 で第 2 湾曲部 3 6 を中立位置 θ_0 に向かって湾曲量を減らす (S₄)。

30

【 0 0 6 1 】

そして、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度の絶対値 $|\psi|$ が所定の角度 (例えば 5 度) ψ_0 に到達した場合 (S₇)、処理を終了し、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度の絶対値 $|\psi|$ が所定の角度 ψ_0 以上である場合は上述した処理を続ける。

なお、図 9 に示すフローチャートで第 1 湾曲部 3 4 を D 方向に湾曲させる場合については角度をマイナス側に設定するだけであり、同様に動作させるので、説明を省略する。

【 0 0 6 2 】

図 8 に示すように、第 2 湾曲部 3 6 を湾曲させる際、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲量 θ に応じて大きなトルク T_u でモータ 6 4 を駆動させるので、第 2 湾曲部 3 6 に外力が加えられたときに、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲状態を維持するための差分トルク (式 (1) - 式 (2) の差分) を少なくして、第 2 湾曲部 3 6 に外力が加えられたときにより素早く外力に対する耐性を発揮することができる。このため、例えば管孔の形状に沿って、第 1 及び第 2 湾曲部 3 4, 3 6 を湾曲させることができるので、内視鏡 1 2 の操作者の第 1 湾曲部 3 4 の管孔への挿入操作をより容易化することができる。

40

【 0 0 6 3 】

このように動作する内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を大腸 L I の奥側に向かって挿入する場合の動作について説明する。

図 7 A に示す大腸 L I のいわゆる S 状結腸の奥側に内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を挿

50

入していく場合、手前側の屈曲部 F a に挿入部 2 4 の先端を配置する。

図 7 B に示すように、挿入部 2 4 の先端が大腸 L I の屈曲部 F にあるときに第 1 アングルノブ 5 2 を例えば U 方向に回転させ、挿入部 2 4 の第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に徐々に湾曲させる (S 1 - S 3)。このとき、第 2 湾曲部 3 6 に大腸 L I の内壁が当たっても第 2 湾曲部 3 6 は真っ直ぐの状態を維持しようとする (S 4)。すなわち、第 2 湾曲部 3 6 が D 方向に湾曲するのが防止され、2 つの湾曲部 3 4 , 3 6 が全体として S 字状となるのが防止されている。

図 7 C に示すように、大腸 L I の屈曲部 F にある第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に 90 度湾曲させながら挿入部 2 4 の先端を奥側に移動させようすると、図 7 D に示すように、大腸 L I の屈曲部 F a を押し上げてしまう。このため、術者は大腸 L I に負荷を与えないよう

10

にゆっくりと慎重に手技を行う。

図 7 E に示すように、第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に 90 度以上湾曲させると、第 2 湾曲部 3 6 が第 1 湾曲部 3 4 と同じ U 方向に湾曲する。このため、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端が屈曲部 F a の奥側に移動する。第 2 湾曲部 3 6 の例えば D 方向側の面が大腸 L I の内周面に当接すると、第 2 湾曲部 3 6 は大腸 L I の内周面から外力を受ける。そして、第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ が所定の角度 θ_1 (例えば 15 度) 以上となったときモータ 6 4 はトルク $T u_0$ よりも高いトルク $T u$ を第 3 ドラム 6 2 に与える。このため、第 1 湾曲部 3 4 及び第 2 湾曲部 3 6 で大腸 L I を押し上げそうになると、第 2 湾曲部 3 6 に次第に大きなトルクが加えられて大腸 L I の内壁から離れるように第 2 湾曲部 3 6 の湾曲角度を増大させる。一方、第 2 湾曲部 3 6 の D 方向側の面が大腸 L I の内壁から離れると、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲状態が維持される。すなわち、第 1 湾曲部 3 4 を第 1 アングルノブ 5 2 を操作して U 方向に湾曲させ、挿入部 2 4 を奥側に押し込む動作と組み合わせることによって、第 2 湾曲部 3 6 の D 方向側の面に外力が加えられるので、大腸 L I の形状に沿って挿入部 2 4 の先端を挿入していくことができる。

20

【 0 0 6 4 】

大腸 L I の奥側の屈曲部 F b を観察するように第 1 湾曲部 3 4 の湾曲量を減少させた場合、第 1 湾曲部 3 4 が 90 度以上である場合は第 2 湾曲部 3 6 が内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端が屈曲部 F a の奥側に移動したときと同様の湾曲状態を維持する。第 1 湾曲部 3 4 の湾曲量が 25 度未満となった場合、図 7 F に示すように、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を屈曲部 F a の奥側に移動させながら、第 2 湾曲部 3 6 の湾曲量が速度 V_0 で減少する。このため、図 7 G に示すように、第 1 湾曲部 3 4 及び第 2 湾曲部 3 6 が真っ直ぐの状態に近づき、挿入部 2 4 の先端を容易に大腸 L I の奥側に移動させることができる。このとき、可撓性を有する管状部 3 8 は大腸 L I の屈曲部 F a を通るので、曲げられている。

30

【 0 0 6 5 】

このように、第 1 湾曲部 3 4 を 4 方向に動かし、第 1 湾曲部 3 4 に対して第 2 湾曲部 3 6 を適宜に追従させる作業を繰り返して、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端を大腸 L I の奥側に移動させていく。

【 0 0 6 6 】

なお、図 7 D に示すように、第 1 湾曲部 3 4 を湾曲させた状態で大腸 L I を押し上げそうになったら、大腸 L I の内壁からの反力で図 7 E に示すように第 1 湾曲部 3 4 に追従して第 2 湾曲部 3 6 を湾曲させるので、大腸 L I の押し上げを防止できる。このため、大腸 L I の内壁に大きな負荷をかけるのを防止できる。

40

【 0 0 6 7 】

なお、第 2 湾曲部 3 6 に外力が負荷されている場合、第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に湾曲させると、第 2 湾曲部 3 6 は真っ直ぐの状態又は U 方向に湾曲するように調整されるが、第 2 湾曲部 3 6 の U 方向から外力を受けた場合、ワイヤ 4 4 にたるみ (s a g) 4 4 a , 4 4 b を有するので、第 2 湾曲部 3 6 に急激に大きな力が加えられるのが防止できる。

【 0 0 6 8 】

次に、第 3 実施形態について図 10 から図 12 を用いて説明する。この実施形態は第 1 及び第 2 実施形態の変形例であって、第 1 及び第 2 実施形態と同一の部材又は同一の機能

50

を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0069】

モータ64に流れる電流 I と、モータ64の出力トルク T との関係は、上述したように、 $T = k_m \cdot I$ として表わすことができる。そして、モータ64のトルク T をワイヤ44の張力 F に変換する場合、 $T = F \cdot r$ と表わすことができる。ここで、 r は第3ドラム62の半径である。このため、図5に示す制御マイコン74中のトルク T の算出部96を、図10に示すように、張力 F の算出部(張力検知部)106に置き換えることができる。

【0070】

したがって、例えば第1実施形態の図6に示すフローチャートにおけるトルク T_{u0} を張力 F_{u0} と置き換え、トルク T_{d0} を張力 F_{d0} と置き換えて、同様の制御を行うことができる(図11参照)。同様に、トルク T_{u1} を張力 F_{u1} に、トルク T_{d1} を張力 F_{d1} に、トルク T_{u2} を張力 F_{u2} に、トルク T_{d2} を張力 F_{d2} に置き換えて同様に制御を行うことができる。

10

【0071】

同様に、第2実施形態の図9に示すフローチャートにおけるトルク T_{u0} を張力 F_{u0} と置き換え、トルク T_{d0} を張力 F_{d0} と置き換え、トルク T_u を張力 F_u に、トルク T_d を張力 F_d に置き換えて、同様の制御を行うことができる(図12参照)。

【0072】

なお、上述した第1及び第2実施形態ではモータ64のトルク T を算出して各種の制御を行う場合について説明したが、モータ64のトルク T を算出する代わりに、ワイヤ44の張力 F を用いた張力センサ(図示せず)を用いても良いし、モータ64のトルク T 及びワイヤ44の張力 F の両方を用いた制御をしても良い。

20

また、第1アングルノブ52の代わりに、ジョイスティック等を用いて第1湾曲部34を操作(操作量を入力)しても良い。この場合、図示しないモータで第1ドラム46を回転させる。

【0073】

これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

【0074】

30

[付記]

内視鏡は、第1湾曲部と、前記第1湾曲部の基端側に設けられた第2湾曲部とを有する挿入部と、前記第1湾曲部を湾曲させる湾曲操作が入力される第1の湾曲操作入力部を有し、前記挿入部の基端側に設けられた操作部と、前記第1湾曲操作入力部に入力された前記湾曲操作を湾曲操作入力量として検出する入力量検出部と、前記湾曲操作入力量に応じた湾曲量に前記第1湾曲部を湾曲させる第1湾曲駆動機構と、前記第1湾曲駆動機構によって湾曲駆動された前記第1湾曲部の湾曲量を算出する湾曲量算出部と、前記第2湾曲部を湾曲させる第2湾曲駆動機構と、前記第2湾曲駆動機構に連結され、前記第2湾曲駆動機構を駆動させる駆動力を発生する駆動部と、予め記憶され、前記第1湾曲部の湾曲量と比較される第1閾値が設定される設定部と、前記湾曲量算出部で算出される第1湾曲部の湾曲量が前記第1閾値よりも大きいかなかを判定する判定部と、前記判定部により前記第1湾曲部の湾曲量が前記第1閾値よりも大きいと判定された場合に前記第2湾曲駆動機構を駆動させて前記第2湾曲部が前記第1湾曲部の湾曲方向と同じ方向へ湾曲させる湾曲駆動信号を前記駆動部に対して出力し続ける制御部とを有することを特徴とする。

40

このように、第1湾曲部が所定量湾曲された場合に第1湾曲部が曲がった部位に引掛けられたものと判断し、第2の湾曲部を湾曲させることで、第1湾曲部の先端は管孔の奥側に挿入、すなわち奥側に移動することになり、結果、挿入部の先端を奥側に挿入する際の挿入性を向上させることができる。

すなわち、この内視鏡は、例えば大腸等、曲がった部位を有する管孔に挿入部を挿入していく際により確実に挿入することができる。

50

【 0 0 7 5 】

前記第 2 湾曲駆動機構は、前記駆動部と前記第 2 湾曲部とを接続するワイヤを備え、前記駆動部は、前記第 1 湾曲部が湾曲している方向と反対の方向に前記第 2 湾曲部が湾曲するのを防止するトルクを前記ワイヤに付加するようにしたことが好適である。

このため、第 1 湾曲部を例えば大腸等の管孔に引っ掛けた状態が意図せず解除されるのをより確実に防止できる。

前記第 2 湾曲駆動機構は、前記駆動部と前記第 2 湾曲部とを接続するワイヤを備え、前記駆動部は、前記入力量検出部の入力量が前記第 1 閾値の絶対値を越えた後、前記第 1 閾値の絶対値よりも小さい第 2 閾値の絶対値よりも小さくした場合に、前記第 2 湾曲部を前記初期位置まで戻すトルクを前記ワイヤに付加するようにしたことが好適である。

10

このため、第 1 湾曲部の湾曲量を減少させたときに、第 2 湾曲部の湾曲量を追従して減少させることができるので、2 つの湾曲部の湾曲状態を簡単に調整できる。

【 0 0 7 6 】

前記駆動部には、前記駆動部に設けられ前記駆動部に付加されるトルク量を検知するトルク量検知部が接続され、前記記憶部には、無負荷状態の前記第 2 湾曲部を初期位置から湾曲量を増大させたときに前記駆動部に付加され前記トルク量検知部により検知されるトルクと、前記第 2 湾曲部の湾曲量との関係が記憶され、前記駆動部は、前記第 2 湾曲部の湾曲量が大きくなるにつれて増大させ、かつ、前記記憶部に記憶された前記第 2 湾曲部の湾曲量に対するトルクよりも小さいトルクを前記駆動部に付加するようにしたことが好適である。

20

このため、第 2 湾曲部を湾曲させる際、第 2 湾曲部の湾曲量に応じて大きなトルクで駆動部を駆動させるので、第 2 湾曲部に外力が加えられたときに、第 2 湾曲部の湾曲状態を維持するための差分トルクを少なくして、外力に対する耐性を良好にすることができる。

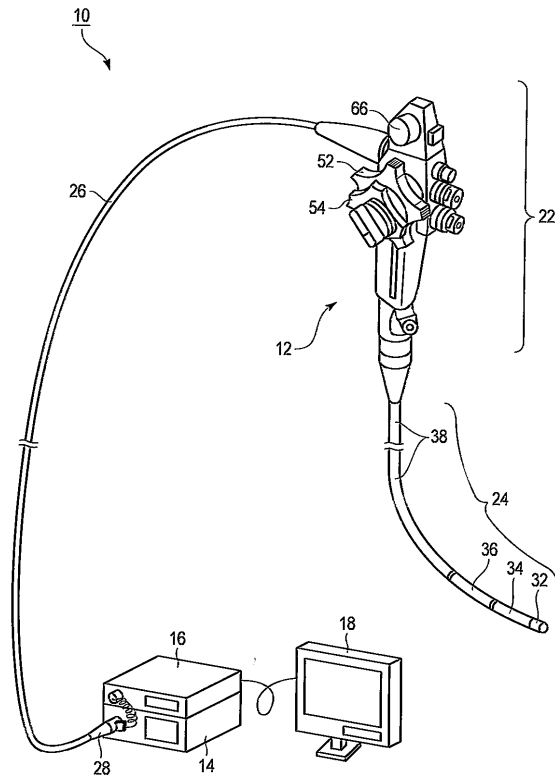
【 符号の説明 】

【 0 0 7 7 】

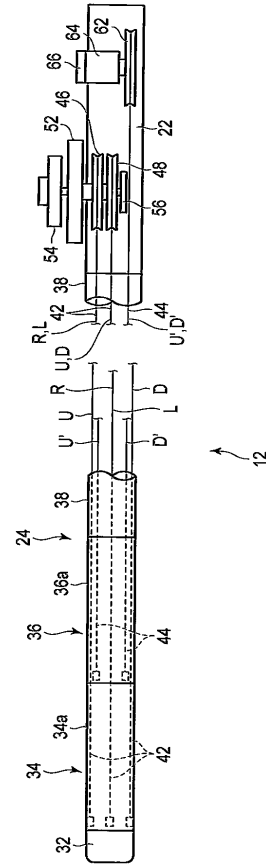
1 0 ... 内視鏡システム、1 2 ... 内視鏡、1 4 ... 光源装置、1 6 ... ビデオプロセッサ、1 8 ... モニタ、2 2 ... 操作部、2 4 ... 挿入部、2 6 ... ユニバーサルコード、2 8 ... コネクタ部、3 2 ... 先端硬質部、3 4 ... 第 1 湾曲部、3 6 ... 第 2 湾曲部、3 4 a ... 湾曲管（第 1 湾曲駆動機構）、3 6 a ... 湾曲管（第 2 湾曲駆動機構）、3 8 ... 管状部、4 2 ... アングルワイヤ（第 1 湾曲駆動機構）、4 4 ... アングルワイヤ（第 2 湾曲駆動機構）、4 6 ... 第 1 ドラム（第 1 湾曲駆動機構）、4 8 ... 第 2 ドラム、5 2 ... 第 1 アングルノブ（第 1 湾曲操作入力部）、5 2 ... 第 2 アングルノブ、5 6 ... ノブ位置検知用ポテンシオメータ（操作入力量検出部）、6 2 ... ドラム（第 2 湾曲駆動機構）、6 4 ... モータ（駆動部、第 1 湾曲駆動機構）、6 6 ... エンコーダ（モータ 6 4 の位置情報検知部）、7 2 ... モータ電源（トルク量検知部、張力検知部）、7 4 ... 制御マイコン（制御部）、8 2 ... 電流測定部（トルク量検知部、張力検知部）、8 4 ... 電圧設定部（トルク量検知部、張力検知部）、9 0 ... CPU、9 2 ... 抵抗値測定部、9 4 ... カウント処理部、9 6 ... トルク算出部（トルク量検知部）、9 8 ... 閾値入力部（閾値設定部）、1 0 0 ... 記憶部。

30

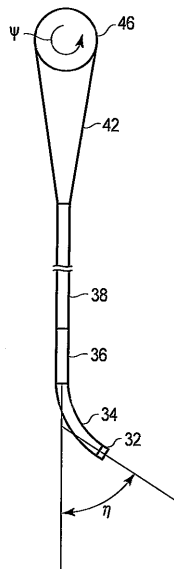
【図 1】



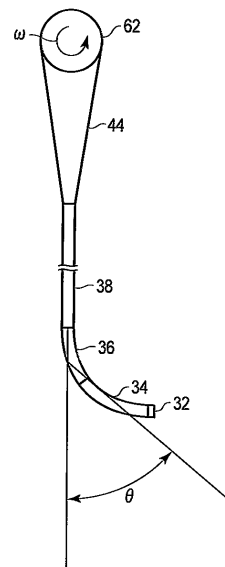
【図 2】



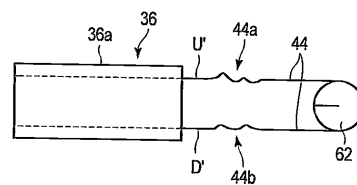
【図 3 A】



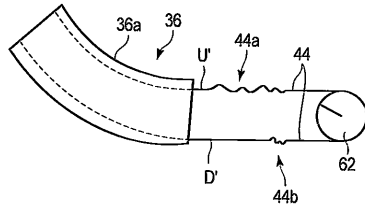
【図 3 B】



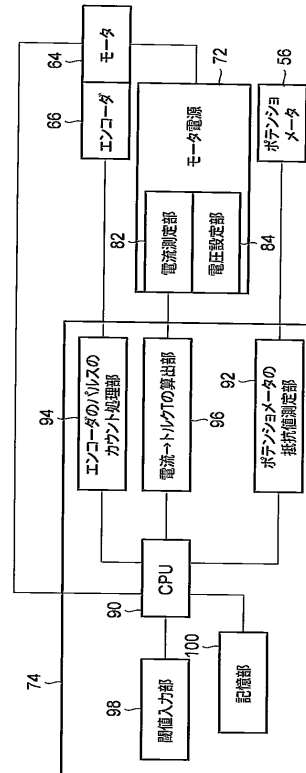
【図 4 A】



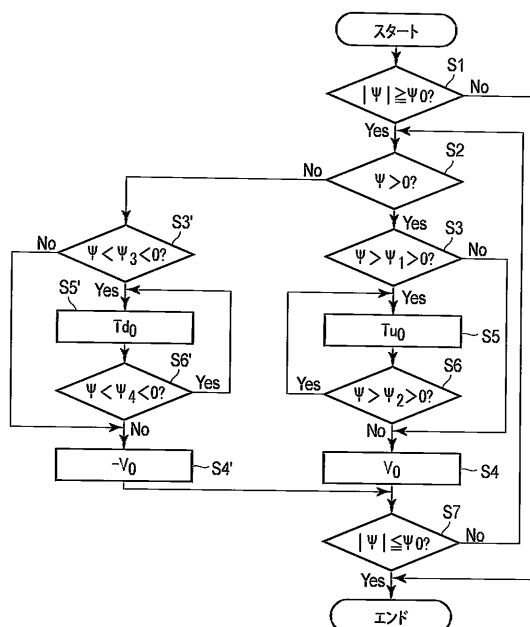
【図 4 B】



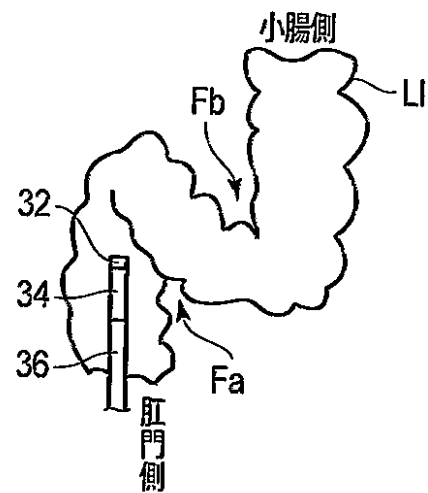
【図 5】



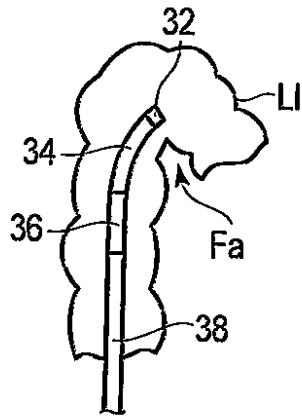
【図 6】



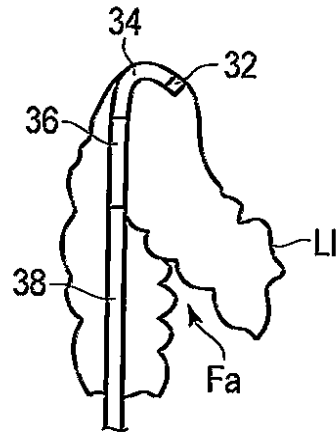
【図 7 A】



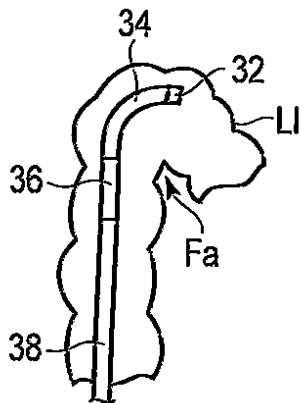
【図 7 B】



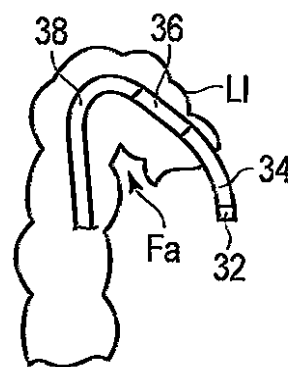
【図 7 D】



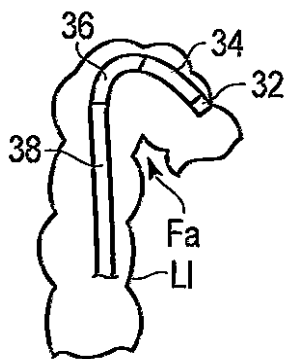
【図 7 C】



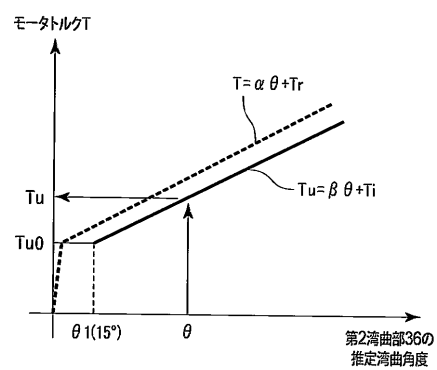
【図 7 G】



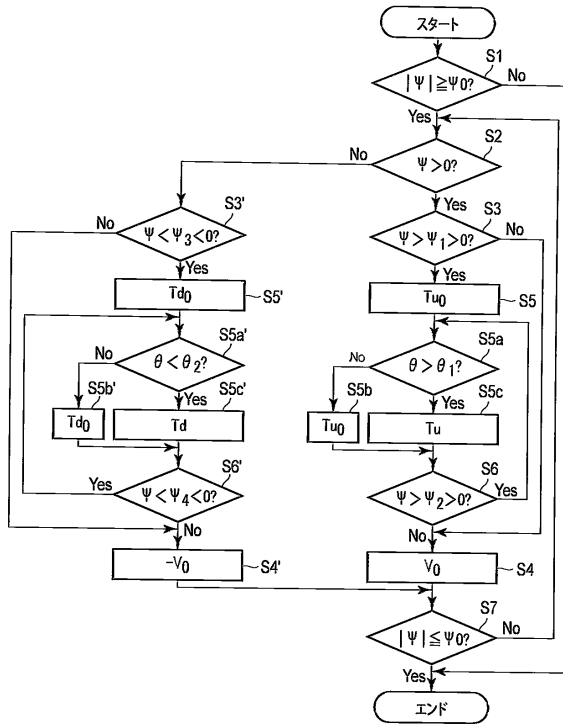
【図 7 F】



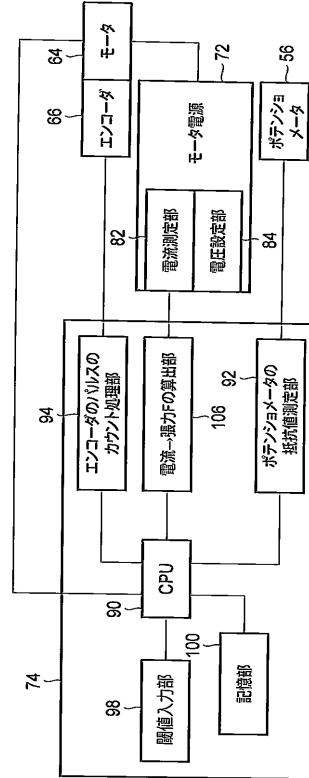
【図 8】



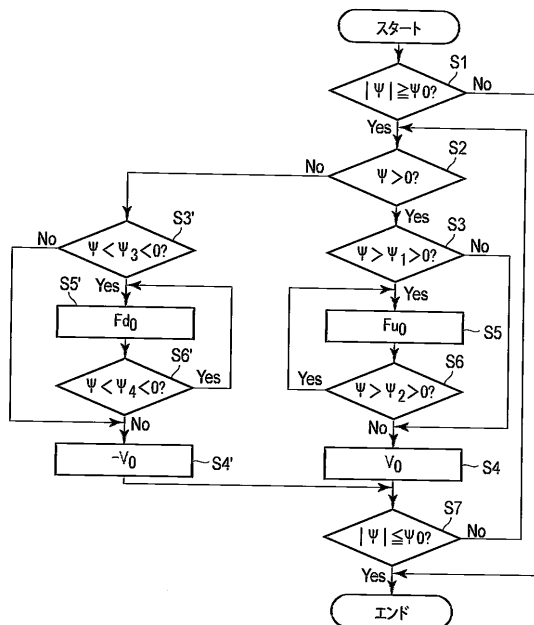
【図 9】



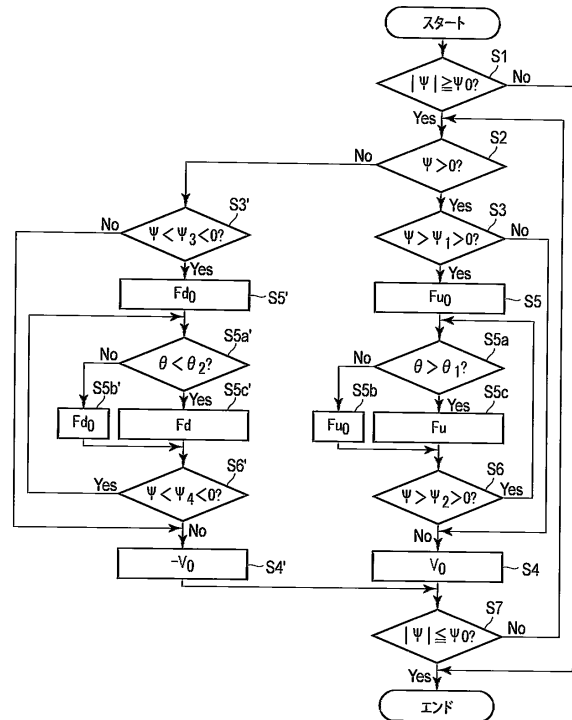
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 杉山 勇太
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 田中 秀樹
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 0 0 2 0 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 3 0 1 8 9 (J P , A)
特開昭 6 2 - 2 9 2 1 3 4 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 7 9 4 0 5 (J P , A)
特開平 0 4 - 2 4 6 3 2 2 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 2 2 0 9 6 1 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 1 / 0 4 0 1 0 4 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00

G02B 23/24

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP5165162B2	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2012543834	申请日	2012-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	杉山 勇太 田中 秀樹		
发明人	杉山 勇太 田中 秀樹		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/00071 A61B1/00133 A61B1/0016 A61B1/0052 A61B1/0057 A61B1/01 A61B34/20 A61M25/0147 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.310.H		
代理人(译)	中村 诚 河野直树 井上 正 冈田 隆		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2011073039 2011-03-29 JP		
其他公开文献	JPWO2012132637A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜包括：输入量检测单元，其将弯曲操作检测为弯曲操作输入量；第一弯曲驱动机构，其将第一弯曲部分弯曲至根据弯曲操作输入量的弯曲量；以及第一弯曲部分。计算弯曲量的弯曲量计算单元，使第二弯曲部分弯曲的第二弯曲驱动机构，产生驱动第二弯曲驱动机构的驱动力的驱动单元，以及预先存储的第一弯曲部分确定设定要与弯曲量进行比较的第一阈值的设定单元，确定第一弯曲部分中的弯曲量是否大于第一阈值的确定单元，以及大于第一阈值的确定单元并且，控制单元连续地向驱动单元输出弯曲驱动信号，以驱动第二弯曲驱动机构，以使第二弯曲单元在与第一弯曲单元的弯曲方向相同的方向上弯曲。

【 図 1 】

