

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2012/132637

発行日 平成26年7月24日 (2014.7.24)

(43) 国際公開日 平成24年10月4日 (2012.10.4)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00
G02B 23/24
(2006.01)
(2006.01)

F 1

A 61 B 1/00
G 02 B 23/24
A
2006.01
2006.01

テーマコード (参考)

2 H 04 0
4 C 16 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------------|----------|---|
| 出願番号 | 特願2012-543834 (P2012-543834) | (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 |
| (21) 国際出願番号 | PCT/JP2012/054088 | (74) 代理人 | 100108855 弁理士 蔵田 昌俊 |
| (22) 国際出願日 | 平成24年2月21日 (2012.2.21) | (74) 代理人 | 100109830 弁理士 福原 淑弘 |
| (11) 特許番号 | 特許第5165162号 (P5165162) | (74) 代理人 | 100088683 弁理士 中村 誠 |
| (45) 特許公報発行日 | 平成25年3月21日 (2013.3.21) | (74) 代理人 | 100103034 弁理士 野河 信久 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2011-73039 (P2011-73039) | (74) 代理人 | 100095441 弁理士 白根 俊郎 |
| (32) 優先日 | 平成23年3月29日 (2011.3.29) | (74) 代理人 | 100075672 弁理士 峰 隆司 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | | |

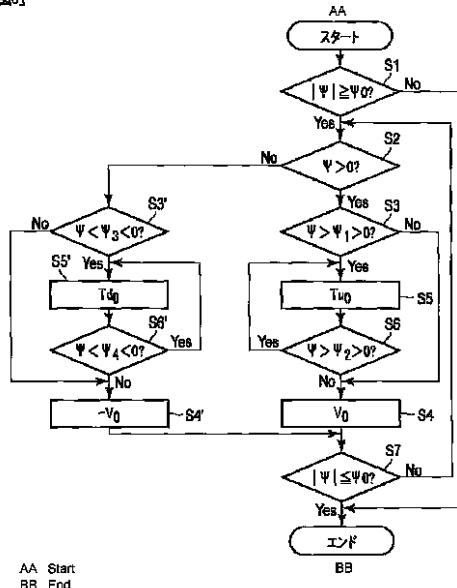
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

内視鏡は、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、湾曲操作入力量に応じた湾曲量に第1湾曲部を湾曲させる第1湾曲駆動機構と、第1湾曲部の湾曲量を算出する湾曲量算出部と、第2湾曲部を湾曲させる第2湾曲駆動機構と、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、第1湾曲部の湾曲量が第1閾値よりも大きいか否かを判定する判定部と、第1閾値よりも大きいと判定された場合に第2湾曲駆動機構を駆動させて第2湾曲部が第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。

[図6]



【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否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、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。

【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】

前記第2湾曲部には初期位置が設定され、

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、請求項1に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記第2湾曲部には初期位置が設定され、

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、

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 6】

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

10

20

30

40

50

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 7】

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 闘値の絶対値を越えた後、前記第 1 闘値の絶対値よりも小さい第 2 闘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 8】

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、

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 9】

前記第 1 闘値は、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】

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、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、となつ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できる。

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。

【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

10

20

30

40

50

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否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。

10

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。10

【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。20

【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。30

【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。

【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7G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。40

【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 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。

【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 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 C C D や C M O S 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。

【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 (U P / D O W N) 方向（図 2 中に U, D で示す）及び左右 (R I G H T / L E F T) 方向（図 2 中に R, L で示す）に湾曲させることができ、第 2 湾曲部 36 を上下方向に湾曲させることができある。

【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 の外部には、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 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 及び第 1 湾曲部 34 の湾曲可能角度 は、 U 方向及び D 方向と

もに、第1湾曲部34が真っ直ぐの状態（初期状態） $^{\circ}$ から例えればそれぞれ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の湾曲可能角度は、U方向及びD方向ともに、第2湾曲部36が真っ直ぐの状態（初期状態） $^{\circ}$ 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ョメータ（入力量検出部）56が取り付けられている。このポテンショメータ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ョメータ56を設定することにより、このポテンショメータ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）を検出することができる。このため、ポテンショメータ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、すなわち第1ドラム46の回転量と、第1湾曲部34のU方向及びD方向の湾曲量（湾曲角度）とは略対応している。このため、ポテンショメータ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湾曲駆動機構）64の回転量（回転角度）（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できない。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、ポテンショメータ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、これらポテンショメータ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を介してポテンショメータ56、モータ64及びエンコーダ66に対して電気的に接続される。

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】

モータ電源72は、モータ64に流される電流Iを測定する電流測定部82と、モータ64に加える電圧を設定する電圧設定部84とを有する。

制御マイコン74は、CPU(制御部)90と、ポテンショメータ56の抵抗値を測定する抵抗値測定部92と、エンコーダ66のパルスをカウントするカウント処理部94と、モータ64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)96と、閾値入力部(設定部)98と、記憶部100とを有する。

抵抗値測定部92、カウント処理部94、トルク算出部96、閾値入力部98及び記憶部100はCPU90に電気的に接続されて制御される。また、モータ64はCPU90に電気的に接続されて制御される。

このため、制御マイコン74の抵抗値測定部92で、ポテンショメータ56の抵抗値を測定することによって、第1アングルノブ52のUD方向の操作量、すなわち入力量(回転角度)を得ることができ、第1湾曲部34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74の抵抗値測定部92は第1湾曲駆動機構(アングルワイヤ42及び第1ドラム46)によって湾曲駆動された第1湾曲部34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74のカウント処理部94で、エンコーダ66のエンコーダパルスのカウントを処理してモータ64の回転位置情報(回転角度)を得ることができる。

【0019】

ここで、モータ64の電流量からトルクTを算出する場合、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、 $T = k_m \cdot I$ として表わされる。 k_m はトルク定数でモータ64ごとに固有の値である。このため、制御マイコン74は、モータ64に流す電流Iを制御して、モータ64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74は、モータ電源72の電流測定部82で測定した電流Iに基づいてトルクを算出し、モータ64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)98は、後述する閾値角度0, 1, 2, 3, 4を設定するのに用いられる。記憶部100はこれら閾値角度0, 1, 2, 3, 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52のUD方向の操作量(回転角

10

20

30

40

50

度)、モータ64の回転位置情報(回転角度)等を記憶することができる。

【0021】

第1アンダルノブ52の回転角度と、第1湾曲部34の湾曲角度とは対応する。モータ64の回転角度と第2湾曲部36の湾曲角度とは対応する。

この実施形態では、第1アンダルノブ52の回転角度と、第1湾曲部34の湾曲角度とは一致又は略一致するものとして説明する。第1アンダルノブ52の回転角度を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34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34の湾曲の支点は第1湾曲部34の湾曲管34aの基端である。

モータ64の回転角度と第2湾曲部36の湾曲角度とは一致又は略一致するものとする。モータ64を制御して第3ドラム62の回転角度を0度から例えば90度に回転させた場合、第2湾曲部36もまっすぐの状態から90度湾曲する。なお、第2湾曲部36の湾曲の支点は第2湾曲部36の湾曲管36aの基端である。

【0022】

そして、外力が無負荷状態で第2湾曲部36が真っ直ぐの直線状態(ニュートラル状態)の内視鏡12のモータ64の回転位置を計測し、これを中立位置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36をニュートラル状態(角度₀)に対してU方向に角度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74の記憶部100に記憶させる。角度₁(15度), ₂(-15度)は、例示であって、第2湾曲部36の回動可能角度の範囲内で、閾値入力部98で適宜に設定できる。

【0023】

なお、モータ64に例えばトルクT_{u0}を発生させるために、モータ電源72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、PID制御がある。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である。本実施形態では、モータ電源72の電圧情報を入力値とし、現在モータ64が発生しているトルク情報を出力値とし、制御マイコン74内で導出されたトルク情報を目標値としてPID制御を適用し、モータ電源72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64のトルクTの発生を、モータ電源72の電圧の制御により実現する。

また、後述するように、速度V₀で第2湾曲部36を中立位置(初期位置)₀に向かわせる場合、モータ電源72の電圧情報を入力値とし、モータ64の回転位置情報から得られるモータ64の回転速度を出力値とし、制御マイコン74内で導出された速度情報を目標値として、PID制御を適用し、モータ電源72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64の回転速度は、モータ64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(t₂) - X(t₁), t₂ > t₁である。ここで、X(t₂)は時刻t₂でのモータ64の回転位置、X(t₁)は時刻t₁でのモータ64の回転位置である。

【0024】

以下、本実施形態に係る内視鏡システム10を用いて、第1湾曲部34が所定の湾曲状態のときに、第2湾曲部36を第1湾曲部34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64、第3ドラム62、ワイヤ44及び湾曲管36a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34, 36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98で閾値角度₀(例えば5度), ₁(例えば90度), ₂(例えば25度), ₃(例えば-90度), ₄(例えば-25度)を設定する。閾値角度₀は例えば0度から例えば10度の間の任意の値であることが好ましい。

10

20

30

40

50

なお、本実施形態では、ポテンショメータ56で検出される第1アングルノブ52のU方向の角度の閾値角度₁を90度として説明するが、閾値角度₁は90度に限ることではなく、80度や120度等、適宜に設定できる。また、閾値角度₂は25度に限ることではなく、20度や30度等、適宜に設定できる。閾値角度₃、₄も適宜に設定できる。ただし、閾値角度₁は閾値角度₂よりも大きい角度とし、閾値角度₃は閾値角度₄よりも小さい角度とする。なお、閾値角度₃、₄はマイナスの値であるため、閾値角度₃の絶対値は、閾値角度₄の絶対値よりも大きい。

【0025】

第1アングルノブ52を初期位置からU方向又はD方向に回転させると、ポテンショメータ56で第1アングルノブ52の回転角度を得ることができる。そして、第1アングルノブ52をU方向に回転させて、第1アングルノブ52の回転角度の絶対値(| |)が所定の閾値角度(例えば5度)₀以上となったとき、すなわち、第1湾曲部34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(S1)。ここで、このような処理の開始の判定は、CPU90及び記憶部100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(S2, S3, S6, S7, S3', S6')もCPU90及び記憶部100が判定部として機能することにより行われる。

10

【0026】

回転角度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52を回転させ始めている、と判断できる(S2)。以下、回転角度がプラスの値である、U方向に第1アングルノブ52を回転させる場合(>0)について説明する。

20

【0027】

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方向の回転角度を得る。第1アングルノブ52のU方向の回転角度が閾値角度₁(例えば90度)以上であるか、閾値角度₁未満であるか判断し(S3)、角度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V₀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。

30

【0028】

ポテンショメータ56で得た第1アングルノブ52の回転角度が角度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。

40

【0029】

一旦、第1アングルノブ52の回転角度が角度₁(例えば90度)以上となった後、第1アングルノブ52の回転角度を減らしてもなお回転角度が角度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の回転角度が角度₁(例えば90度)以上となった後、第1アングルノブ52の回転角度を減らして角度₂(例えば25度)未満とした場合(S

50

6)、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()を減らす(S4)。言い換えると、第1アンダルノブ52の回転角度 θ を角度 θ_1 以上とした後、第1アンダルノブ52の回転角度 θ を減らして角度 θ_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 Tu_2 (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)。

【0031】

そして、第1アンダルノブ52の回転角度の絶対値 $|\theta|$ が所定の角度(例えば5度) θ_0 に到達した場合(S7)、処理を終了する。第1アンダルノブ52の回転角度の絶対値 $|\theta|$ が所定の角度 θ_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 θ を角度 θ_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 Tu_0 を発生させる(S5)。

10

【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 $\theta < 0$)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アンダルノブ52のD方向の回転角度 θ が角度 θ_3 (例えば-90度)以下であるか、角度 θ_3 よりも大きいか判断し(S3')、角度 θ_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 Td_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。

20

【0033】

ボテンショメータ56で得た第1アンダルノブ52の回転角度 θ が角度 θ_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。

30

【0034】

一旦、第1アンダルノブ52の回転角度 θ が角度 θ_3 (例えば-90度)以下となった後、第1アンダルノブ52の回転角度 θ を増やしてもなお回転角度 θ が角度 θ_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。

30

【0035】

第1アンダルノブ52の回転角度 θ が角度 θ_3 (例えば-90度)以下となった後、第1アンダルノブ52の回転角度 θ を増やしても角度 θ_4 (例えば-25度)よりも大きくなした場合(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')。

40

【0036】

そして、第1アンダルノブ52の回転角度 θ の絶対値 $|\theta|$ が所定の角度(例えば5度) θ_0 に到達した場合(S7)、処理を終了し、第1アンダルノブ52の回転角度 θ の絶対値 $|\theta|$ が所定の角度 θ_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アンダルノブ52を回転操作して、第1湾曲部34を所定の湾曲量 θ_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 θ が所定の湾曲角度 θ_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3

50

4 の湾曲角度 θ_4 が所定の湾曲角度 θ_1 (例えは 90 度) を超える前、又は、所定の湾曲角度 θ_1 (例えは 90 度) を超えた後、所定の湾曲角度 θ_2 (例えは 25 度) 未満となつたときに、第 2 湾曲部 36 を真っ直ぐの状態にすることができる。

【 0038 】

したがつて、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、ポテンショメータ 56 によって検出された第 1 アングルノブ 52 の回転角度 θ_1 が閾値入力部 98 で設定した閾値 (第 1 閾値) $\theta_{1,3}$ 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 $\theta_{1,2}$ まで湾曲させて、その第 2 湾曲部 36 を所定の湾曲量 $\theta_{1,2}$ まで湾曲させた状態を維持するためのトルク T_{u_0}, T_{d_0} をモータ 64 に付加し続ける。

このように、ポテンショメータ 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 $\theta_{1,3}$ 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 $\theta_{1,2}$ まで湾曲させてその第 2 湾曲部 36 を湾曲量 $\theta_{1,2}$ まで湾曲させた状態を維持するためのトルク T_{u_0}, T_{d_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 $\theta_{1,3}$ 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。したがつて、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 を例えは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 $T_{u_0}, T_{d_0}, T_{u_1}, T_{d_1}, T_{u_2}, T_{d_2}$ をワイヤ 44 に付加する。このため、第 1 湾曲部 34 を湾曲させて例えは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、ポテンショメータ 56 による第 1 アングルノブ 52 の回転角度 θ_1 が閾値入力部 98 で設定した閾値 (第 1 閾値) $\theta_{1,3}$ の絶対値を越えた後、閾値 $\theta_{1,3}$ の絶対値よりも小さい閾値 (第 2 閾値) $\theta_{2,4}$ 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 $\theta_{1,2}$ の状態に維持し、閾値 (第 2 閾値) $\theta_{2,4}$ 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 T_{u_2}, T_{d_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。

【 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 (例えは小腸や胃側) 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 】

例えは図 7 A に示す大腸 L I の屈曲部 F a, F b 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 F a に挿入部 24 の先端を配置する。

図 7 B に示すように、挿入部 24 の先端が大腸 L I の屈曲部 F a にあるときに第 1 アングルノブ 52 を例えは 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 に大腸 L I の内壁が当たつても第 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 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。

【 0 0 4 2 】

図 7 C に示すように、大腸 L I の屈曲部 F a にある第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に 90 度を越えるように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とする（図 6 中の S 3 ）と、第 1 湾曲部 3 4 の湾曲角度が 90 度よりも小さい場合、第 2 湾曲部 3 6 は真っ直ぐの状態を維持する。このため、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にゆっくりと慎重に手技を行う。

【 0 0 4 3 】

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（図 6 中の S 3 ）。なお、第 1 湾曲部 3 4 を U 方向に 90 度に湾曲させる意図は、屈曲部 F a に第 1 湾曲部 3 4 を確実に引っ掛けるとともに、屈曲部 F a の奥側を観察するためである。そして、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（図 6 中の S 5 ）。このため、内視鏡 1 2 の挿入部 2 4 の先端が屈曲部 F a の奥側の屈曲部 F b に向かって移動する。このとき、第 2 湾曲部 3 6 が湾曲すると、第 1 湾曲部 3 6 が屈曲部 F a の奥側の屈曲部 F b に向かって移動するので、第 1 湾曲部 3 4 による大腸 L I の屈曲部 F a の押し上げ状態は緩和される。このため、挿入部 2 4 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 3 4 , 3 6 で屈曲部 F a をしっかりと保持しているので、挿入部 2 4 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。

【 0 0 4 4 】

第 1 湾曲部 3 4 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 F b を観察するというよりも、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 V₀ 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。

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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 ₁ (例えれば 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。

【 0 0 4 7 】

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、例えは大腸 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 8 】

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。

10

【 0 0 4 9 】

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。

20

【 0 0 5 0 】

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。

20

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 θ_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 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 $\theta_{estimated}$ とする。

30

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ト処理部 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 $\theta_{estimated}$ 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 $T = \cdot \cdot \cdot + T_r$ と近似する。 T_r 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 $\theta_{estimated}$ 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 に記憶しておく。

40

なお、第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 $\theta_{estimated}$ 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

50

、 $T_u = \cdot + T_i$ 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。

【0054】

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。

【0055】

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 α_1 (例えば 90 度) 以上とした場合 (S 3) 、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_u_0 を発生させ続ける (S 5)。このため、一定のトルク T_u_0 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。

【0056】

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。

【0057】

第 2 湾曲部 3 6 の推定湾曲角度 θ が α_1 (例えば 15 度) よりも小さい場合 (S 5 a) 、モータ 6 4 で第 3 ドラム 6 2 にそのままトルク T_u_0 を与え続けて (S 5 b) 、第 2 湾曲部 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 α_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 α_1 (例えば 15 度) で停止する。ここまででは、第 1 実施形態で説明した場合と同じである。

【0058】

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 α_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 5 c)。

このとき、外力が加えられ続ければ、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。

【0059】

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_u 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。

【0060】

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 α が例えば α_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 α を減らしてもなお回転角度 α が α_2 (例えば 25 度) 以上である場合 (S 6) 、モータ 6 4 で一定量のトル

10

20

30

40

50

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 θ_1 (例えれば 90 度) 以上となつた後、第 1 アングルノブ 5 2 の回転角度 θ_1 を減らして例えれば θ_2 (例えれば 25 度) 未満とした場合 (S 6) 、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 (S 4) 。

【 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 $|\theta_1|$ が所定の角度 (例えれば 5 度) θ_0 に到達した場合 (S 7) 、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 $|\theta_1|$ が所定の角度 θ_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。

10

【 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_0 に応じて大きなトルク T_u でモータ 6 4 を駆動させてるので、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、例えれ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。

【 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。

20

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 を例えれば 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とすると、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にゆっくりと慎重に手技を行う。

30

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 の例えれば 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_2 が所定の角度 θ_1 (例えれば 15 度) 以上となつたときモータ 6 4 はトルク T_u 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。

40

【 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

50

の湾曲量が25度未満となった場合、図7Fに示すように、内視鏡12の挿入部24の先端を屈曲部Faの奥側に移動させながら、第2湾曲部36の湾曲量が速度V₀で減少する。このため、図7Gに示すように、第1湾曲部34及び第2湾曲部36が真っ直ぐの状態に近づき、挿入部24の先端を容易に大腸LI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38は大腸LIの屈曲部Faを通るので、曲げられている。

【0065】

このように、第1湾曲部34を4方向に動かし、第1湾曲部34に対して第2湾曲部36を適宜に追従させる作業を繰り返して、内視鏡12の挿入部24の先端を大腸LIの奥側に移動させていく。

【0066】

なお、図7Dに示すように、第1湾曲部34を湾曲させた状態で大腸LIを押し上げそうになら、大腸LIの内壁からの反力で図7Eに示すように第1湾曲部34に追従して第2湾曲部36を湾曲させて、大腸LIの押し上げを防止できる。このため、大腸LIの内壁に大きな負荷をかけるのを防止できる。

【0067】

なお、第2湾曲部36に外力が負荷されている場合、第1湾曲部34をU方向に湾曲させると、第2湾曲部36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36のU方向から外力を受けた場合、ワイヤ44にたるみ(sag)44a, 44bを有するので、第2湾曲部36に急激に大きな力が加えられるのが防止できる。

【0068】

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Tu₀を張力Fu₀と置き換え、トルクTd₀を張力Fd₀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Tu₁を張力Fu₁に、トルクTd₁を張力Fd₁に、トルクTu₂を張力Fu₂に、トルクTd₂を張力Fd₂に置き換えて同様に制御を行うことができる。

【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Tu₀を張力Fu₀と置き換え、トルクTd₀を張力Fd₀と置き換えて、トルクTuを張力Fuに、トルクTdを張力Fd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。

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

10

20

30

40

50

行なわれるすべての実施を含む。

【0074】

[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否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。

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していく際により確実に挿入することができる。

【0075】

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。

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。

【0076】

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。

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てるので、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】

【0077】

10 ... 内視鏡システム、12 ... 内視鏡、14 ... 光源装置、16 ... ビデオプロセッサ、18 ... モニタ、22 ... 操作部、24 ... 挿入部、26 ... ユニバーサルコード、28 ... コネクタ部、32 ... 先端硬質部、34 ... 第1湾曲部、36 ... 第2湾曲部、34a ... 湾曲管（第1湾

10

20

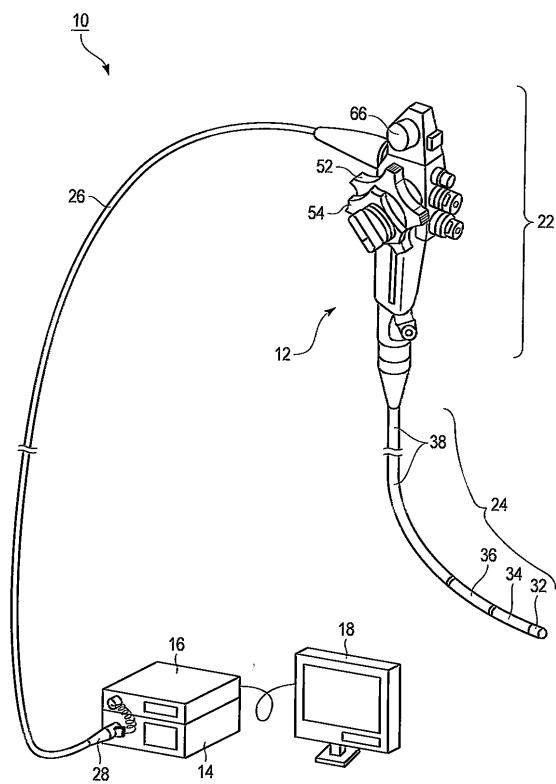
30

40

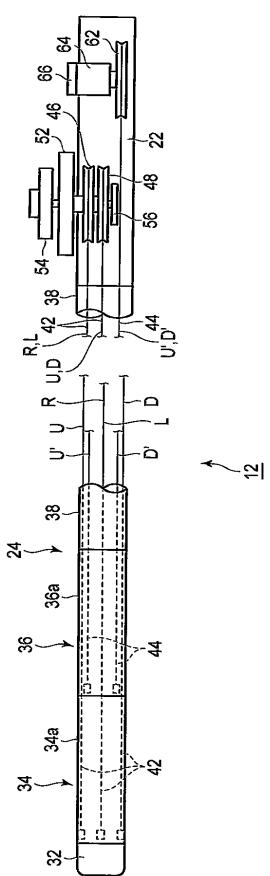
50

曲駆動機構)、36a…湾曲管(第2湾曲駆動機構)、38…管状部、42…アンダルワイヤ(第1湾曲駆動機構)、44…アンダルワイヤ(第2湾曲駆動機構)、46…第1ドラム(第1湾曲駆動機構)、48…第2ドラム、52…第1アンダルノブ(第1湾曲操作入力部)、52…第2アンダルノブ、56…ノブ位置検知用ポテンショメータ(操作入力量検出部)、62…ドラム(第2湾曲駆動機構)、64…モータ(駆動部、第1湾曲駆動機構)、66…エンコーダ(モータ64の位置情報検知部)、72…モータ電源(トルク量検知部、張力検知部)、74…制御マイコン(制御部)、82…電流測定部(トルク量検知部、張力検知部)、84…電圧設定部(トルク量検知部、張力検知部)、90…CPU、92…抵抗値測定部、94…カウント処理部、96…トルク算出部(トルク量検知部)、98…閾値入力部(閾値設定部)、100…記憶部。

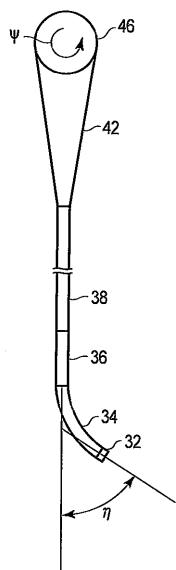
【図1】



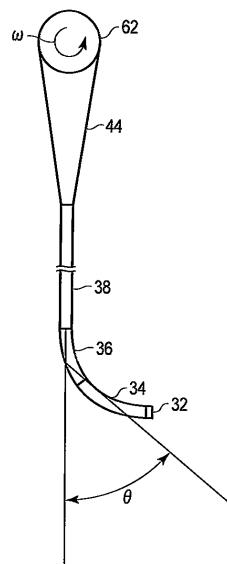
【図2】



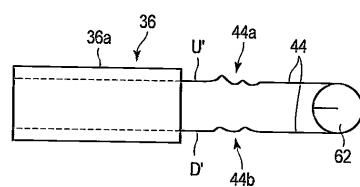
【図 3 A】



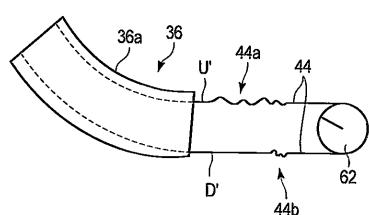
【図 3 B】



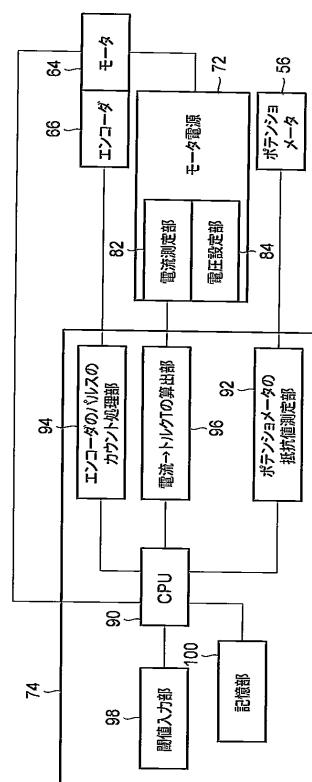
【図 4 A】



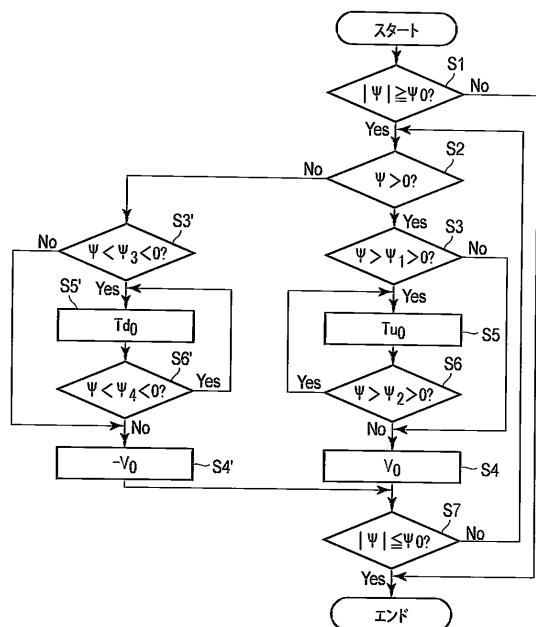
【図 4 B】



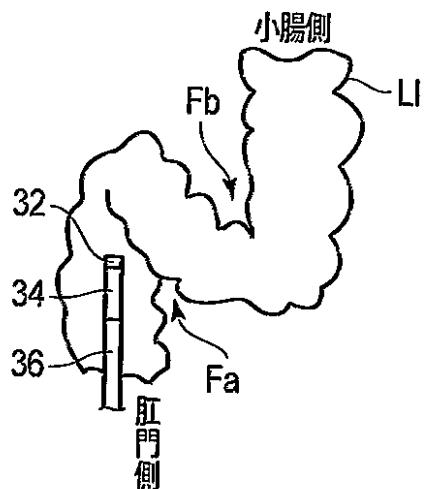
【図 5】



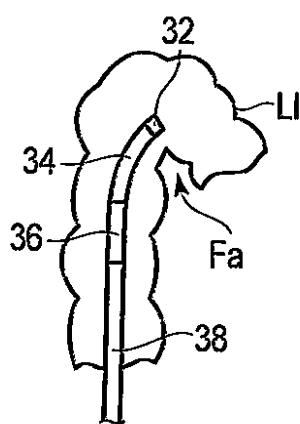
【図 6】



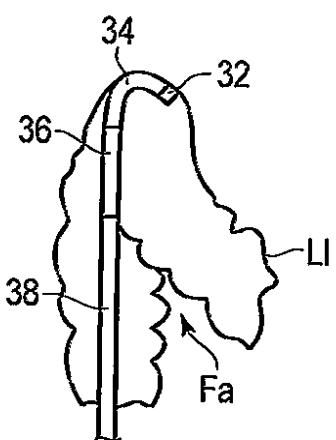
【図 7 A】



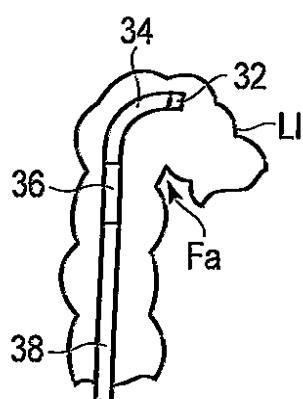
【図 7 B】



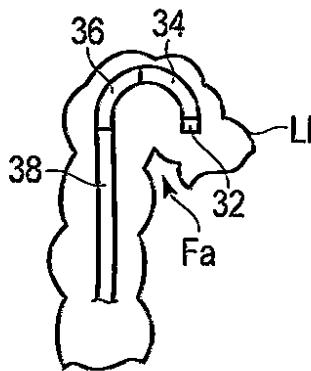
【図 7 D】



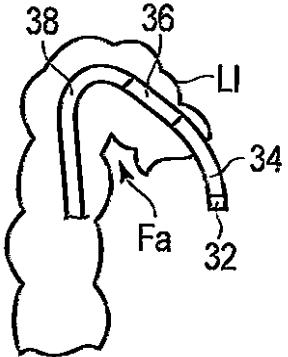
【図 7 C】



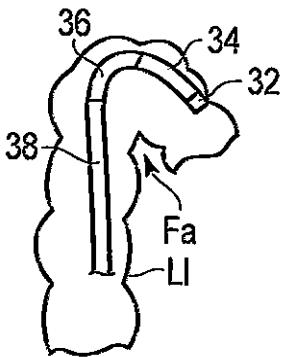
【 図 7 E 】



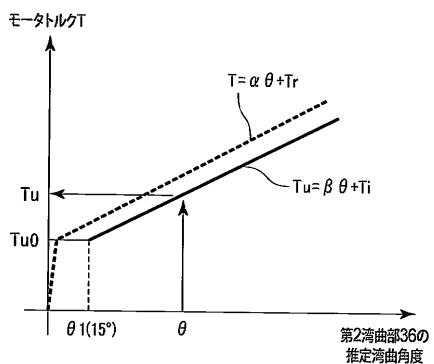
【 図 7 G 】



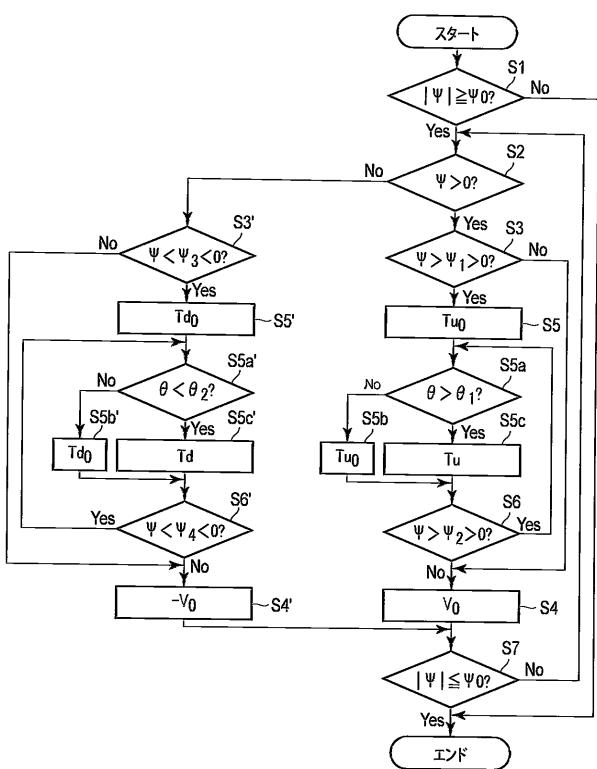
【 図 7 F 】



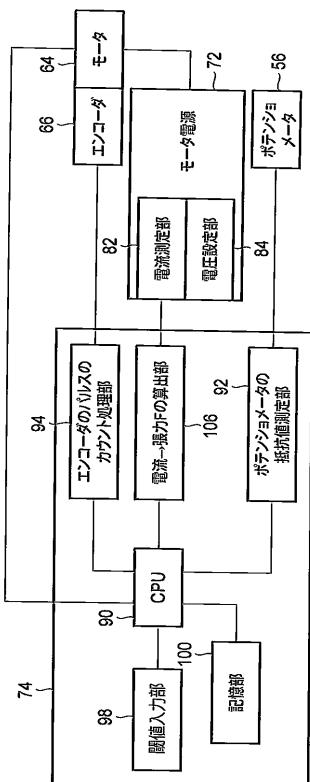
【 図 8 】



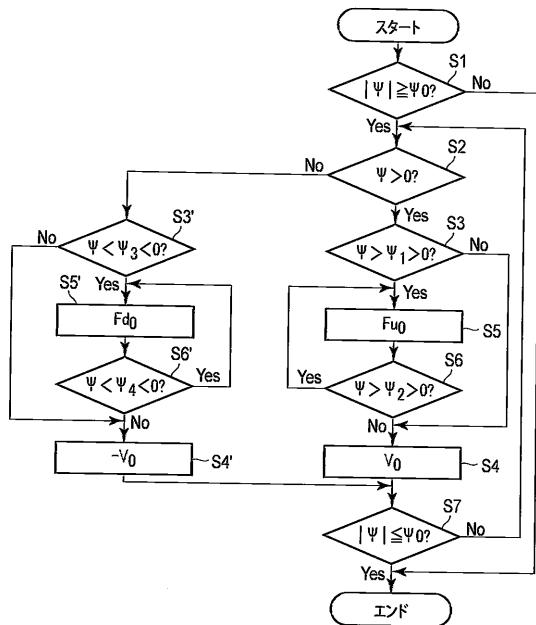
〔 図 9 〕



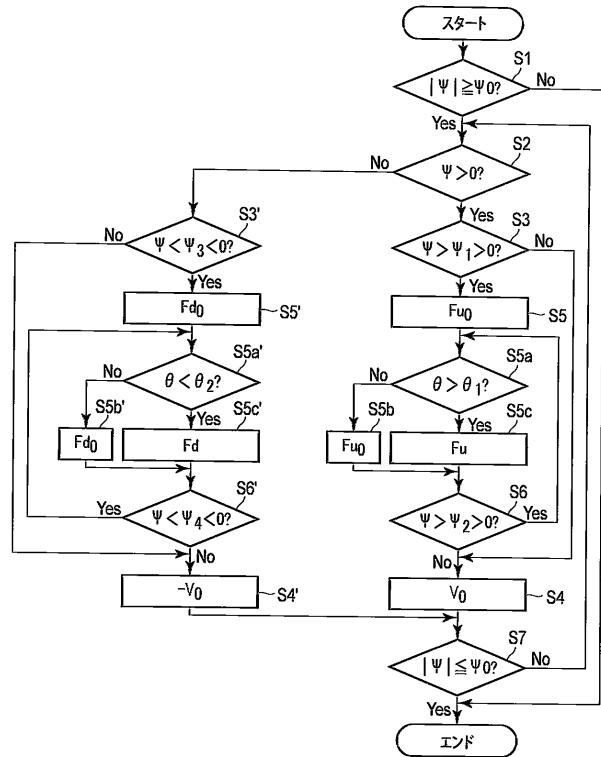
〔 図 1 0 〕



【図11】



【図12】



【手続補正書】

【提出日】平成24年9月26日(2012.9.26)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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否か

を判定することができるとともに、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否かを判定可能な判定部と、

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、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。

【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、

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】

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、

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。

【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/JP2012/054088 |
|---|--|---|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i | | |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, G02B23/24 | | |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| Y A | JP 2010-201 A (Olympus Medical Systems Corp.), 07 January 2010 (07.01.2010), paragraphs [0084] to [0094], [0098] to [0106]; fig. 16, 20 to 22 (Family: none) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 |
| Y A | JP 2004-230189 A (Olympus Corp.), 19 August 2004 (19.08.2004), paragraphs [0046], [0047]; fig. 5 (Family: none) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex. | | |
| <p>* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> | | <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family</p> |
| Date of the actual completion of the international search 15 March, 2012 (15.03.12) | | Date of mailing of the international search report 27 March, 2012 (27.03.12) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office | | Authorized officer |
| Facsimile No. | | Telephone No. |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/054088

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-------------------------|
| Y A | JP 62-292134 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 08 December 1987 (08.12.1987), page 2, upper left column, line 18 to upper right column, line 1; page 2, lower right column, line 17 to page 3, upper right column, line 17; fig. 2 to 4 (Family: none) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 |
| Y | JP 2009-279405 A (Olympus Medical Systems Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), entire text & US 2009/0287054 A1 & EP 2123231 A1 | 3, 6 |
| A | JP 2010-220961 A (Fujifilm Corp.), 07 October 2010 (07.10.2010), paragraphs [0020] to [0029]; fig. 3 (Family: none) | 5, 8 |
| A | JP 4-246322 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 September 1992 (02.09.1992), paragraphs [0031], [0032] (Family: none) | 5, 8 |
| P, X | WO 2011/040104 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 07 April 2011 (07.04.2011), claim 12; paragraphs [0043] to [0059] (Family: none) | 1, 2 |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/JP2012/054088 | | | | | | | | | | |
|---|--|--|------|-----------------|-----------------------------------|----------------|------------|--|-------------------------|-------------|---|-------------------------|
| <p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i</p> | | | | | | | | | | | | |
| <p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24</p> | | | | | | | | | | | | |
| <p>最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの</p> <table> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table> | | | | 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2012年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2012年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2012年 | |
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | | | | | | | | | | | |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2012年 | | | | | | | | | | | |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2012年 | | | | | | | | | | | |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2012年 | | | | | | | | | | | |
| <p>国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）</p> | | | | | | | | | | | | |
| <p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2010-201 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.01.07, 段落【0084】-【0094】、【0098】-【0106】、図16、20-22 (ファミリーなし)</td> <td>1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2004-230189 A (オリンパス株式会社) 2004.08.19, 段落【0046】、【0047】、図5 (ファミリーなし)</td> <td>1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8</td> </tr> </tbody> </table> | | | | 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 | Y A | JP 2010-201 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.01.07, 段落【0084】-【0094】、【0098】-【0106】、図16、20-22 (ファミリーなし) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 | Y A | JP 2004-230189 A (オリンパス株式会社) 2004.08.19, 段落【0046】、【0047】、図5 (ファミリーなし) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 | | | | | | | | | | |
| Y A | JP 2010-201 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.01.07, 段落【0084】-【0094】、【0098】-【0106】、図16、20-22 (ファミリーなし) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 | | | | | | | | | | |
| Y A | JP 2004-230189 A (オリンパス株式会社) 2004.08.19, 段落【0046】、【0047】、図5 (ファミリーなし) | 1-3, 6, 9 4, 5, 7, 8 | | | | | | | | | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 | | <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。 | | | | | | | | | | |
| <p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの</p> <p>「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</p> <p>「&」同一パテントファミリー文献</p> | | | | | | | | | | | | |
| 国際調査を完了した日 15.03.2012 | 国際調査報告の発送日 27.03.2012 | | | | | | | | | | | |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号 | 特許庁審査官（権限のある職員） 権熊 政一 | 2Q | 4460 | | | | | | | | | |
| | 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | | | | | | | | | | | |

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/JP2012/054088 |
|-----------------------|---|--------------------------|
| C (続き) . 関連すると認められる文献 | | 関連する 請求項の番号 |
| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 |
| Y | JP 62-292134 A (旭光学工業株式会社) 1987.12.08, 第2頁左上欄 | 1-3, 6, 9 |
| A | 第18行-右上欄第1行、第2頁右下欄第17行-第3頁右上欄第17行、第2-4図 (ファミリーなし) | 4, 5, 7, 8 |
| Y | JP 2009-279405 A (オリンパスメディカシステムズ株式会社) 2009.12.03, 全文 & US 2009/0287054 A1 & EP 2123231 A1 | 3, 6 |
| A | JP 2010-220961 A (富士フイルム株式会社) 2010.10.07, 段落【0020】-【0029】、図3 (ファミリーなし) | 5, 8 |
| A | JP 4-246322 A (オリンパス光学工業株式会社) 1992.09.02, 段落【0031】、【0032】 (ファミリーなし) | 5, 8 |
| P, X | WO 2011/040104 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.04.07, 【請求項12】、段落【0043】-【0059】 (ファミリーなし) | 1, 2 |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,R0,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

(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 田中 秀樹

日本国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

Fターム(参考) 2H040 BA21 BA23 DA19 DA21 DA43

4C161 AA04 CC06 DD03 FF32 HH32 HH33 HH35 HH47 JJ17

(注)この公表は、国際事務局 (W I P O) により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願 (日本語実用新案登録出願) の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内视镜 | | |
| 公开(公告)号 | JPWO2012132637A1 | 公开(公告)日 | 2014-07-24 |
| 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 | | |
| [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 G02B23/24 | | |
| 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.G G02B23/24.A | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA43 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/HH32 4C161/HH33 4C161/HH35 4C161/HH47 4C161/JJ17 | | |
| 代理人(译) | 中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆 | | |
| 优先权 | 2011073039 2011-03-29 JP | | |
| 其他公开文献 | JP5165162B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

内窥镜包括输入量检测器，该输入量检测器被配置为将弯曲操作输入检测为弯曲操作输入量，第一弯曲驱动机构被配置为将第一弯曲部弯曲成与弯曲操作输入量相对应的弯曲量；弯曲量计算器，其构造成计算第一弯曲部的弯曲量；第二弯曲驱动机构，构造成使第二弯曲部弯曲；驱动部，构造成产生驱动力以驱动第二弯曲驱动器机构，设置部，其被设置为设置预先存储的第一阈值，并且与第一弯曲部的弯曲量相比较，确定部，其被配置为确定第一弯曲部的弯曲量是否大于第一弯曲部的弯曲量。阈值和控制器，该控制器被配置为向驱动部分连续输出弯曲驱动。当确定部分确定第一弯曲部分的弯曲量大于第一阈值时，ve信号驱动第二弯曲驱动机构沿与第一弯曲部分的弯曲方向相同的方向弯曲第二弯曲部分。

