

(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2011-19548

(P2011-19548A)

(43) 公開日 平成23年2月3日 (2011. 2. 3)

(51) Int.Cl.	F 1	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
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2009-164692 (P2009-164692)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成21年7月13日 (2009. 7. 13)	(74) 代理人	100115107 弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100132986 弁理士 矢澤 清純
		(72) 発明者	芦田 毅 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	長谷川 博之 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324 番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

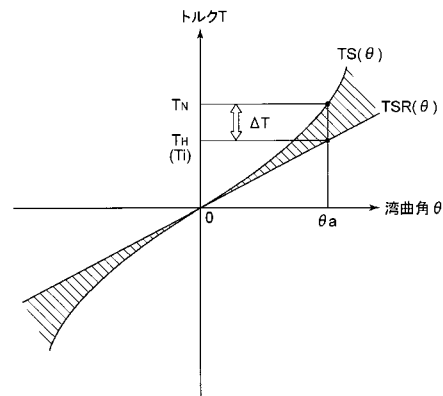
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡システム並びに内視鏡装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】湾曲部を湾曲させるための操作力と実際の湾曲量との関係を任意特性に合わせる。

【解決手段】先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、湾曲操作部への操作力に応じて湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、を備えた内視鏡装置に対して、湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を予め定めておき、湾曲部の湾曲量 θa を検出して、この検出された湾曲量 θa に対応した湾曲情報に基づいた駆動力を補助駆動手段により発生させるようにした。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、前記湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、該湾曲操作部への操作力に応じて前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、前記湾曲部の湾曲量を検出する湾曲量検出手段と、前記湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、前記湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を記憶する記憶手段と、前記湾曲量検出手段による湾曲量検出値に応じて前記補助駆動手段により前記駆動力を発生させる制御手段と、
を備え、

10

前記制御手段が、前記記憶手段に記憶した前記湾曲情報に基づいた駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、
前記湾曲情報とは、
前記湾曲部の湾曲動作に必要となる前記操作力を湾曲角度毎に規定した第 1 の湾曲特性、又は、
任意に定義される前記操作力を前記湾曲部の湾曲角度毎に規定した第 2 の湾曲特性、又は、
前記第 1 の湾曲特性と前記第 2 の湾曲特性との差を湾曲角度毎に規定した第 3 の湾曲特性、
のうち少なくとも一つである内視鏡装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡装置であって、
前記制御手段が、前記第 1 の湾曲特性と前記第 2 の湾曲特性との差分に基いて算出した駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 2 記載の内視鏡装置であって、
前記制御手段が、前記第 3 の湾曲特性に基いた駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

30

【請求項 5】

請求項 2～請求項 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、
前記記憶手段は、互いに異なる複数の前記第 2 の湾曲特性、又は前記第 3 の湾曲特性の候補を記憶する内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の内視鏡装置であって、
前記記憶手段に記憶された複数の前記第 2 の湾曲特性、又は複数の前記第 3 の湾曲特性の候補から特定の湾曲特性を選択する湾曲特性指示手段を備え、
前記制御手段が、前記湾曲特性指示手段によって選択された湾曲特性に基づいて、前記補助駆動手段から発生する前記駆動力を算出する内視鏡装置。

40

【請求項 7】

請求項 5 記載の内視鏡装置であって、
内視鏡装置に接続される内視鏡本体に応じて、前記複数の湾曲特性の候補から湾曲特性が自動的に選択され、該選択された湾曲特性が前記補助駆動手段から発生する駆動力の算出に用いられる内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 5 記載の内視鏡装置であって、
前記記憶手段に記憶された複数の前記第 2 湾曲特性、又は複数の前記第 3 の湾曲特性の候補から特定の湾曲特性を選択する湾曲特性指示手段を備え、
前記湾曲特性指示手段によって、選択された湾曲特性に基づいて前記操作力の算出に用

50

いる内視鏡装置。

【請求項 9】

請求項 1～請求項 8 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記補助駆動手段の発生する差分力に所定の一定レベルのバイアス補助力を重畳して、前記湾曲部が所定量湾曲した状態を湾曲駆動の中立点に再設定する内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 1～請求項 8 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記湾曲操作部に加える操作力を検出する操作力検出手段をさらに備え、

前記制御手段が、前記第 2 の湾曲特性又は前記第 3 の湾曲特性に基づいた前記湾曲量検出値に対応する任意の操作力と、前記操作力検出手段による操作力検出値との差分に対応して、前記補助駆動手段により発生させる駆動力を増減する内視鏡装置。

【請求項 11】

請求項 1～請求項 10 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記記憶手段が、前記第 1 の湾曲特性及び前記第 2 の湾曲特性及び前記第 3 の湾曲特性の情報の少なくとも一部を、前記内視鏡本体に内蔵された記憶部に記憶する内視鏡装置。

【請求項 12】

請求項 1～請求項 11 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置と、

該内視鏡装置と通信可能に接続される外部電子機器と、を具備する内視鏡システムであって、

前記記憶手段が、前記湾曲情報を前記外部電子機器に内蔵された記憶部に記憶させた内視鏡システム。

【請求項 13】

先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、前記湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、該湾曲操作部への操作力に応じて前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、前記湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、を備えた内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を予め定め、

前記湾曲部の湾曲量を検出して、該検出した湾曲量に対応した前記湾曲情報に基づいた駆動力を前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置の制御方法。

【請求項 14】

請求項 13 記載の内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲情報とは、

前記湾曲部の湾曲動作に必要なとなる前記操作力を湾曲角度毎に規定した第 1 の湾曲特性、又は、

任意に定義される前記操作力を前記湾曲部の湾曲角度毎に規定した第 2 の湾曲特性、又は、

前記第 1 の湾曲特性と前記第 2 の湾曲特性との差を湾曲角度毎に規定した第 3 の湾曲特性、

のうち少なくとも一つである内視鏡装置の制御方法。

【請求項 15】

請求項 14 記載の内視鏡装置に制御方法であって、

前記補助駆動手段は、前記第 1 の湾曲特性と前記第 2 の湾曲特性との差分に基いて算出した駆動力を発生させる内視鏡装置の制御方法。

【請求項 16】

請求項 14 記載の内視鏡装置の制御方法であって、

前記補助駆動手段は、前記第 3 の湾曲特性に基いて駆動力を発生させる内視鏡装置の制御方法。

【請求項 17】

請求項 15 又は請求項 16 記載の内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲部の湾曲量と、前記湾曲操作部に加える操作力をそれぞれ検出して、

前記検出した湾曲量に対する任意操作力を、前記第2の湾曲特性又は前記第3の湾曲特性から求め、

前記任意操作力と前記検出された操作力との差分に対応して、前記補助駆動手段により発生させる駆動力を増減する内視鏡装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置及び内視鏡システム並びに内視鏡装置の制御方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

体腔内や構造物の管内等を観察する装置として内視鏡装置が広く利用されている。内視鏡装置は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部と、内視鏡挿入部の基端に連設された本体操作部とを有しており、内視鏡挿入部の先端側に、内視鏡挿入部を挿通した操作ワイヤの牽引操作により湾曲する湾曲部を設けたものがある。操作ワイヤは、本体操作部に配置されたアングルノブの操作により所望の方向に牽引されて、湾曲部を所望の方向へ湾曲させる。このような内視鏡装置において、湾曲部を湾曲させるためのアングルノブの操作力を軽減するため、操作ワイヤの牽引を補助する操作補助力をアシスト用の駆動モータにより発生させ、ワイヤ牽引部材に付与するパワーアシスト機能付き内視鏡装置が特許文献1に記載されている。この内視鏡装置によれば、内視鏡装置の術者によるアングルノブの操作力に加えて、本体操作部内に設けた駆動モータによる操作補助力がアングルノブに加えられるため、操作力を軽減しつつ湾曲部を所望の量だけ湾曲させることができる。

20

【0003】

上記の操作補助力は、アングルノブの操作に応じてその大きさが設定され、術者の操作補助力として供される。しかし、湾曲操作部へ加える操作力は、術者の嗜好、内視鏡装置による診断や治療の手技内容、あるいは内視鏡挿入部の曲げ剛性等の内視鏡装置の個体差によって、望ましい特性がそれぞれ異なるため、アングルノブへの操作力と湾曲部の湾曲角との関係を表す湾曲特性自体を変更して、術者の使用感をより自然にすることが望まれている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-90087号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、湾曲部を湾曲させるための操作力と実際の湾曲量との関係を任意の特性に合わせることができる内視鏡装置及び内視鏡システム並びに内視鏡装置の制御方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0006】

本発明は下記構成からなる。

(1) 先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、前記湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、該湾曲操作部への操作力に応じて前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、

前記湾曲部の湾曲量を検出する湾曲量検出手段と、

前記湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、

前記湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を記憶する記憶手段と、

前記湾曲量検出手段による湾曲量検出値に応じて前記補助駆動手段により前記駆動力を発生させる制御手段と、

50

を備え、

前記制御手段が、前記記憶手段に記憶した前記湾曲情報に基づいた駆動力又は前記湾曲情報に基づき算出した駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

(2) 上記の内視鏡装置と、

該内視鏡装置と通信可能に接続される外部電子機器と、を具備する内視鏡システムであって、

前記記憶手段が、前記湾曲情報を前記外部電子機器に内蔵された記憶部に記憶させた内視鏡システム。

(3) 先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、前記湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、該湾曲操作部への操作力に応じて前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、前記湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、を備えた内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を予め定め、

前記湾曲部の湾曲量を検出して、該検出した湾曲量に対応した前記湾曲情報に基づいた駆動力を前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置の制御方法。

【発明の効果】

【0007】

本発明の内視鏡装置及び内視鏡システム並びに内視鏡装置の制御方法によれば、湾曲部を湾曲させるための操作力と実際の湾曲量との関係を任意の特性に合わせることができる。これにより、内視鏡装置の機種や個体差に依存せず、同じ操作力で湾曲操作が行え、診断・治療の手技や操作者の嗜好に合致した良好な操作性が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡システムを模式的に示したブロック構成図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置を概略的に示す外観図である。

【図3】湾曲部の湾曲機構を概略的に示す構成図である。

【図4】湾曲部を湾曲させる駆動機構を模式的に示す概略構成図である。

【図5】湾曲部の湾曲角に対する必要トルク特性 $T_S(\theta)$ と、任意に定義できる任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ とを示すグラフである。

【図6】湾曲部の中立点を示す図で、(a)は湾曲部がストレート状態である中立点、(b)は湾曲部を角度 θ_c だけ湾曲した状態に再設定した中立点を示す説明図である。

【図7】湾曲角と、湾曲のために必要なトルクとの関係を示す図で、(a)はストレート状態のトルク特性、(b)は中立点再設定のための駆動モータのトルク特性、(c)は中立点を再設定した状態のトルク特性を示す説明図である。

【図8】湾曲部の中立点を再設定する場合のトルク特性を示すグラフである。

【図9】湾曲部の中立点を再設定したときに、非線形の任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ を補正した任意トルク特性 $T_{SRB}(\theta)$ を示すグラフである。

【図10】湾曲部を湾曲させる駆動機構に操作トルクの検出機能を付加した構成を模式的に示す構成図である。

【図11】湾曲動作の動作説明図で、(a)は湾曲角に対する操作トルクとの関係、(b)は湾曲角に対する操作トルクと任意トルク特性との差分との関係、(c)は湾曲角に対する駆動トルクとの関係を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

まず、内視鏡システムの基本構成について説明する。図1は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡システムを模式的に示したブロック構成図である。

この内視鏡システム100は、内視鏡本体11と、内視鏡本体11から出力される画像情報を信号処理する信号処理装置13と、内視鏡本体11に照明光を供給する光源装置15とを有し、信号処理装置13には画像処理後の画像情報を表示するモニタ17が接続さ

10

20

30

40

50

れている。また、内視鏡本体 1 1、信号処理装置 1 3、光源装置 1 5を含む内視鏡装置は、必要に応じてネットワークを介してサーバ 1 9等の外部機器と接続される。なお、ネットワークには、図示はしないがストレージ装置等の各種のネットワーク接続機器が接続され、各種情報の共有が可能にされている。

【0010】

内視鏡本体 1 1は、その概略的な外観を図 2に示すように、本体操作部 2 1と、この本体操作部 2 1に連設され被検体内に挿入される内視鏡挿入部 2 3とを備える。また、本体操作部 2 1にはユニバーサルコード 2 5が接続され、このユニバーサルコード 2 5の先端にはライトガイドコネクタ 2 7が設けられる。ライトガイドコネクタ 2 7は図 1に示す光源装置 1 5に着脱自在に接続され、これによって内視鏡挿入部 2 3内の照明光学系に照明光が送られる。また、ライトガイドコネクタ 2 7にはビデオコネクタ 2 9が接続され、このビデオコネクタ 2 9は図 1に示す信号処理装置 1 3に着脱自在に接続される。

【0011】

内視鏡挿入部 2 3は、樹脂材料で被覆されており、本体操作部 2 1側から順に軟性部 3 1、湾曲部 3 3、及び先端部（内視鏡先端部とも呼称する）3 5で構成される。湾曲部 3 3は、本体操作部 2 1の湾曲操作部 3 7（アングルノブ 3 7 A、3 7 B）を回転することによって遠隔的に湾曲操作される。具体的には、アングルノブ 3 7 A、3 7 Bの回転軸にはプーリ 4 1が同軸で設けられ、このプーリ 4 1と内視鏡先端部 3 5との間に、プーリ 4 1に巻き掛けられた操作ワイヤ 4 3が内視鏡挿入部 2 3の内壁に沿って配置されている。この操作ワイヤ 4 3は、内視鏡先端部 3 5に両端が固定されている。これにより、アングルノブ 3 7 A、3 7 Bをそれぞれ回転操作することで、操作ワイヤ 4 3を牽引して湾曲部 3 3を湾曲させて、内視鏡先端部 3 5を所望の方向に向けることができる。

【0012】

なお、図示例ではアングルノブ 3 7 Aに対応して湾曲部を±θ方向に湾曲させる一系統のみ示しているが、アングルノブ 3 7 Bに対応して上記とは直交する方向（図 2の紙面垂直方向：上下方向と称する）へ湾曲させる他の系も本体操作部 2 1と内視鏡挿入部 2 3に内蔵されている。つまりアングルノブ 3 7 A、3 7 Bの操作により、内視鏡先端部 3 5を左右方向及びこれと直交する上下方向に自在に湾曲させることができる。

【0013】

また、本体操作部 2 1には、前述のアングルノブ 3 7 A、3 7 Bの他、送気・送水ボタン、吸引ボタン、シャッターボタン等の各種ボタン 3 9が並設され、術者はこれらのボタンを操作しながら、内視鏡先端部 3 5先方の被検体観察領域の観察、あるいは処置を行う。

【0014】

再び図 1に戻り、内視鏡本体 1 1の構成を説明する。

内視鏡本体 1 1の内視鏡先端部 3 5には、観察窓 4 5、結像レンズ 4 7、CCD（Charge Coupled Device）型やCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）型イメージセンサ等の撮像素子 4 9を含む撮像光学系 5 1が配置されている。また、内視鏡先端部 3 5には、照射窓 5 3、拡散レンズ 5 5、光ファイバ束からなるライトガイド 5 7を含む照明光学系 5 9も配置されている。

【0015】

ここで、撮像素子 4 9からの出力信号は、アナログフロントエンド（AFE）回路 6 1に取り込まれる。AFE回路 6 1は、相関二重サンプリング（CDS）回路 6 3と、オートゲインコントロール（AGC）回路 6 5と、アナログデジタル（A/D）変換器 6 7とを有し、タイミングジェネレータ（TG）6 9からのトリガ信号を受けて、撮像素子 4 9からの出力信号をデジタル画像信号に変換して出力する。また、撮像素子 4 9にはTG 6 9からのトリガ信号に基づく駆動信号がドライブ回路 7 1から印加される。

【0016】

上記の撮像光学系 5 1による撮像処理は撮像コントローラ 7 3により制御される。撮像コントローラ 7 3は、前述のユニバーサルコード 2 5とビデオコネクタ 2 9（図 2 参照）

10

20

30

40

50

を介して信号処理装置 13 の制御部 77 と通信可能に接続される。また、内視鏡本体 11 には、制御部 77 と接続され、各種情報が記憶される内視鏡本体側記憶部 75 を備えている。

【0017】

また、制御部 77 は、撮像画像の画像処理を行う画像処理部 79 に接続される。この画像処理部 79 は AFE 回路 61 の出力側に接続されており、制御部 77 の指令により、画像処理後の撮像画像の情報をモニタ 17 に表示して、観察画像による内視鏡診断を可能にしている。

【0018】

そして、一端側が照明光学系 59 に接続されたライトガイド 57 は、他端側がユニバーサルコード 25 とライトガイドコネクタ 27 (図 2 参照) を介して光源装置 15 に接続され、キセノンバルブ等を用いたランプ 81 からの光を、透過光量を調整する光学絞り装置 83 を通じて導入している。ランプ 81 は、ランプ駆動回路 85 により駆動制御され、光学絞り装置 83 は絞り駆動部 87 により制御されており、これらは、信号処理装置 13 の制御部 77 と接続された照明コントローラ 89 により制御される。

【0019】

図 3 に湾曲部の湾曲機構を概略的に示した。

湾曲部 33 は、アングルノブ 37A, 37B の回動操作によって左右方向、及びこれと直交する上下方向に湾曲させることができる。図示例のように、湾曲部 33 は、公知の内視鏡の湾曲部と同様に、多数の円形の節輪 91A, 91B を交互に連ねた構成を有する。湾曲部 33 を構成する各節輪 91A, 91B の内壁面には、湾曲部 33 を L, R 方向に湾曲させるための操作ワイヤ 43A と、U, D 方向に湾曲させるための操作ワイヤ 43B が配設され、操作ワイヤ 43A, 43B の端部は内視鏡先端側のスリーブ 93 に形成された固定部 95 に固定されている。

【0020】

操作ワイヤ 43A は、湾曲部 33 の長手方向に沿って並設され、スリーブ 93 側の一方の端部と他方の端部とが直径方向に離間した位置で対となって配置されている。また、操作ワイヤ 43B も同様に、操作ワイヤ 43A と 90 度位相をずらした周位置で対となって配置されている。

【0021】

節輪 91A, 91B は、直径方向に一对が配置される連結ピン 95A, 95B によって互いに連結されており、連結ピン 95A の対と、連結ピン 95B の対とは互いに 90 度位相をずらした周位置に配置されている。即ち、節輪 91A, 91B は、L, R 方向及び U, D 方向に交互に回動自在に連結されている。

【0022】

上記の基本構成を有する内視鏡システム 100 は、湾曲部 33 を湾曲させる際のアングルノブ 37A, 37B への操作性、つまり、アングルノブ 37A, 37B へ加える操作力に対する湾曲部 33 の湾曲角との関係が所望の関係となるように操作補助力を発生するパワーアシスト機能を有する。以下に、このパワーアシスト機能について説明する。

【0023】

まず、上記の操作補助力を発生させる駆動機構の一例を説明する。

図 4 は湾曲部を湾曲させる湾曲駆動部を模式的に示す構成図である。この湾曲駆動部には、湾曲部 33 を湾曲させる手動操作を行う湾曲操作部 37 と、湾曲操作部 37 からの操作力を湾曲部 33 に伝える操作ワイヤ 43 と、湾曲操作部 37 と同軸に配置され操作ワイヤ 43 を巻掛けたプーリ 41 とが備わる。湾曲操作部 37 と、操作ワイヤ 43 を繰り出すプーリ 41 とは、連結軸 44 を中心に回動可能に軸支され、湾曲操作部 37 への回動操作力が連結軸 44 を介して直接的にプーリ 41 に伝達される。したがって、湾曲操作部 37 を手動により回動動作させると、その操作に応じてプーリ 41 が回動され、操作ワイヤ 43 の牽引と繰り出しが行われ、前述の湾曲機構 (図 3 参照) により湾曲部 33 が湾曲する。

。

10

20

30

40

50

【0024】

また、この湾曲駆動部は、操作補助トルクを連結軸44に付与するための駆動モータ101を備えている。駆動モータ101は、駆動ギア103と従動ギア105を介して連結軸44に回転駆動力を供給する補助駆動手段として機能する。駆動モータ101には、制御部77に接続されたモータ駆動回路107（図1参照）から、操作補助トルクを発生させるために必要なモータ駆動電力が印加される。なお、駆動モータ101は、駆動ギア103、従動ギア105を介して連結軸44を駆動する以外にも、連結軸44をダイレクトドライブする構成等、適宜な変更が可能である。

【0025】

さらに、湾曲駆動部には、連結軸44の回転量を検出するエンコーダ109が備えられ、エンコーダ109は、連結軸44の回転量を表す信号を制御部77に逐次出力する。図示例では、エンコーダ109はプーリ41の円周部の変位から、連結軸44の回転量を検出している。制御部77は、エンコーダ109が出力する連結軸44の回転量信号に基づいて、プーリ41の半径距離等の諸条件を用いて操作ワイヤ43の牽引量を求め、この牽引による湾曲部33の湾曲量（湾曲角）を算出する。つまり、エンコーダ109は湾曲部33の湾曲量検出手段として機能している。

【0026】

なお、エンコーダ109は、プーリ41の変位量から連結軸44の回転量を検出する以外にも、湾曲操作部37に従動する他の部材の変位量を基準に検出する構成であってもよい。例えば、操作ワイヤ43の移動量を検出するセンサや、アングルノブ37A、37Bの回転角度を検出するポテンシオメータなどの回転角度センサ等を用いた構成にしてもよい。また、駆動モータ101がエンコード信号を出力するモータであれば、このエンコード信号を利用することもできる。

【0027】

制御部77には、湾曲部33の湾曲量と発生させる操作補助トルクとの関係を表す湾曲特性情報（詳細は後述）が記憶された記憶部が接続又は内蔵されている。制御部77は、湾曲部33の湾曲量に対応して、必要とされる操作補助トルクを求め、この操作補助トルクを駆動モータ101により発生させ、湾曲部33の湾曲駆動を補助する制御を行う。つまり、制御部77は、予め定めた湾曲特性情報に基づいて駆動モータ101を駆動するためのモータ駆動電力を求め、モータ駆動回路107にモータ駆動電力を出力させる。

【0028】

上記構成により、湾曲操作部37に加える操作力によって発生する湾曲部33の湾曲量に基づいて、この湾曲量に対応付けられた操作補助トルクが駆動モータ101の駆動により連結軸44に付与され、プーリ41が回動して、湾曲部33の湾曲動作が補助される。

【0029】

次に、術者による湾曲操作が所望の操作感となるように、湾曲操作部37（アングルノブ37A、37B）へ加える操作力と湾曲部33の湾曲角 θ との関係が規定された湾曲特性情報、つまり、連結軸44に付与する操作補助力を湾曲角度毎に規定する湾曲特性について説明する。

【0030】

図5に湾曲部の湾曲角に対する必要トルク特性 $TS(\theta)$ （第1の湾曲特性）と、任意に定義できる任意トルク特性 $TSR(\theta)$ （第2の湾曲特性）の関係を示した。

必要トルク特性 $TS(\theta)$ は、内視鏡挿入部23の材質や構造によって決定される湾曲部33の曲げ剛性に起因して、湾曲部33を特定の湾曲角 θ に維持するために連結軸44に加える必要のあるトルク値を湾曲角毎に規定した特性である。

【0031】

任意トルク特性 $TSR(\theta)$ は、内視鏡装置の術者が任意に設定できるトルク特性であり、湾曲操作部37への操作により連結軸44で生じる操作トルクと、これにより変化する湾曲部33の湾曲角 θ との関係の任意特性を表す。制御部77は、実際の湾曲部33の湾曲操作が、この任意トルク特性 $TSR(\theta)$ に基づいた操作となるように制御する。

【0032】

ここで、湾曲操作部37を操作して、湾曲部33をある湾曲角 θa に湾曲させたときの連結軸44に作用するトルクの内訳を説明する。

図5に示すように、湾曲部33を湾曲角 θa に湾曲させるために必要なトルク T_N は、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ により求められる。ここで、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ は、湾曲角 θ が大きくなるほどトルク増加率が大きくなる等の非線形な特性を有する。一方、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ は、ここでは湾曲角 θ の全域にわたってトルク増加率が一定となる線形の関係を規定している。

【0033】

湾曲部33の湾曲角が θa である場合、湾曲に必要なトルク T_N は、実際に湾曲操作部37に加える操作力による操作トルク T_H と、前述の駆動機構により発生させる操作補助力による駆動トルクにより得る。そのときの操作トルク T_H は、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に基づく任意トルク T_i に等しくなるように制御される。つまり、制御部77からの指令により、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ に基づく必要トルク T_N から任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に基づく任意トルク T_i を減じた差分トルク(差分力) ΔT を駆動モータ101から湾曲補助力として発生させることにより、操作トルク T_H は、任意トルク T_i に等しくなる。この制御により、操作補助力は必要トルク T_N の非線形性を解消するように設定され、操作トルク T_H が任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ と一致する。

【0034】

これにより、内視鏡装置の術者は、各内視鏡装置で異なる湾曲部33の曲げ剛性等によらず、常に、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ で規定した通りの湾曲特性で湾曲操作が行える。また、図示例の場合、湾曲操作部37への操作により連結軸44に作用する操作トルク T_H は、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ で規定される必要トルク T_N より小さく、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ で規定された小さなトルク値で済むことになり、手動による湾曲操作がアシストされる。

【0035】

ここでは、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ は湾曲角 θ の全域にわたってトルク増加率が一定となる線形の関係とすることを例示したが、必ずしも線形の関係である必要はない。術式の内容等に応じ、非線形の任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ を用いることも可能である。

【0036】

また、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ に基づく必要トルク T_N から任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に基づく任意トルク T_i を減じた差分トルク(差分力) ΔT を駆動モータ101から湾曲補助力として発生させているが、必ずしもこれに限らず、差分トルク ΔT を示す差分トルク特性を任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の代わりに記憶させ、差分トルク特性を使用して差分トルク ΔT を求めても、同様の効果が得られる。この場合、差分トルクを逐一演算する必要がなくなり、制御の応答性をより高められる。

【0037】

制御部77は、上記制御を行うために、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ と任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の各情報を内視鏡本体側記憶部75(図1参照)に予め記憶させておき、エンコーダ109からの出力信号に基づいて湾曲部33の湾曲量を演算し、所定のタイミングで各情報を参照しつつ、発生させる操作補助力を求めてモータ駆動回路107に駆動信号を出力する。そして、モータ駆動回路107は、入力された駆動信号に基づいて、上記の差分トルク ΔT 分の操作補助力を発生させるモータ駆動電力を駆動モータ101に印加する。なお、上記の各情報としては、各トルク特性の差分トルクである $T_S(\theta) - T_{SR}(\theta)$ の情報を予め記憶させて、この差分トルクを参照することでもよい。その場合は、制御部77の演算負担が軽減される。

【0038】

ここで、実際の内視鏡装置の使用時に連結軸44に作用するトルクは、具体的には次のようにバランスしている。

湾曲操作時に連結軸44に作用するトルクは、湾曲部33の湾曲操作のために術者が湾

10

20

30

40

50

曲操作部 37 に加える操作力に起因する操作トルクを T_H 、駆動モータ 101 が発する駆動力に起因する駆動トルクを T_M 、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ に規定され湾曲部 33 を湾曲角 θ まで湾曲させるために必要な操作力既定値である必要トルクを T_S 、内視鏡先端部 35 等の内視鏡挿入部の先端側が湾曲動作により被検体の内壁面に当接した場合に、湾曲部 33 が被検体から受ける反力に起因するトルクを T_B とすると、(1) 式の関係が成り立つ。

$$T_H + T_M = T_S + T_B \quad \dots (1)$$

【0039】

いま、前述の通りに駆動トルク T_M を、必要トルク T_S と、予め記録された任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に基づく任意トルク T_{SR} との差分 ($T_M = T_S - T_{SR}$) として、制御部 77 がモータ駆動回路 107 に駆動信号を出力すると、操作トルク T_H は (2) 式の関係として得られる。

$$\begin{aligned} T_H + T_S - T_{SR} &= T_S + T_B \\ T_H &= T_{SR} + T_B \quad \dots (2) \end{aligned}$$

つまり、湾曲操作時の湾曲操作部 37 への操作力に起因する操作トルク T_H は、任意トルク T_{SR} と、被検体から受ける反力に起因するトルク T_B との和になる。

【0040】

したがって、内視鏡先端部 35 に被検体からの反力が作用した場合には、この反力の分だけ任意トルク T_{SR} とのずれを生じ、これによって術者に反力が生じたことを認識させることができる。

【0041】

以上の通り、本構成の内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部 23 の材料や構造による曲げ剛性を意識することなく、任意に設定する任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の特性に操作トルクの特性を合わせることができ、湾曲部 33 の湾曲操作を術者の嗜好通りの操作性に設定できる。

【0042】

さらに、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ を、操作トルクと湾曲量とが正比例する線形な特性に設定することで、より自然な操作感が得られるようになる。つまり、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ の特性は、湾曲量を増すことで、湾曲に必要とされる力が加速度的に増大する非線形な特性であるが、これに起因する不自然な操作性が是正される。

【0043】

また、上記の必要トルク特性 $T_S(\theta)$ や任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の情報は、予め複数種のトルク特性を内視鏡本体側記憶部 75 (図 1 参照) に記憶させておき、選択対象の候補として含ませることができる。その場合には、信号処理装置 13 の制御部 77 に接続され、特性選定手段である入力部 123 (図 1 参照) からの入力指示により、所望のトルク特性を任意に選定可能にする。

【0044】

例えば、信号処理装置側記憶部 111 や内視鏡本体側記憶部 75 に予め記憶された複数の必要トルク特性 $T_S(\theta)$ 、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の候補情報をモニタ 17 にリスト表示させて、マウスやキーボード等により術者が所望のトルク特性を選定する。また、簡単なスイッチ切り替え操作により所望のトルク特性を選定する構成としてもよい。なお、入力部 123 は、信号処理装置 13 に配置することに限らず、内視鏡本体 11 の本体操作部 21 等に設けてもよく、制御部 77 に選択情報が通信できれば何処に配置してもよい。

【0045】

加えて、内視鏡本体 11 を信号処理装置 13 に接続した時点で、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の候補から自動的にトルク特性を選定する機能を持たせても良い。この場合、自動選定するトルク特性を、マウスやキーボード等により予め指定しておき、この指定内容を記憶部 111 等に記憶することで実現できる。

【0046】

10

20

30

40

50

このように、複数種の任意トルク特性 $TSR(\theta)$ を予め用意しておくことで、例えば、複数の術者が同じ内視鏡本体 11 を使用する場合に、各術者が自分の嗜好通りの操作性に簡単に設定できる。また、内視鏡装置による診断や治療の手技内容によって、所望のトルク特性を選択的に設定することができ、最適な操作性が得られるようになる。

【0047】

また、複数種の必要トルク特性 $TS(\theta)$ を予め用意しておくことで、例えば内視鏡装置による診断後、続けて治療を実施する等、手技内容を順次に変える場合に、複数台あるいは異なる機種の内視鏡装置を順番に扱うことになるが、その場合でも、各内視鏡装置の機種や個体差によらず、操作力と湾曲量との関係を常に一定に合わせることができる。よって、各内視鏡装置で異なる操作感にならず、術者は安定した手技を実施できる。

10

【0048】

また、内視鏡装置の術者は、それぞれ手の大きさや腕力が異なり、ある術者にとっては操作力が過大で疲労に繋がり易い内視鏡装置でも、別の術者にとっては操作力が軽すぎて微妙な操作が行い難く感じるが生じ得るが、上記内視鏡システムの構成とすれば、双方の術者が共に満足する操作力で内視鏡装置の湾曲操作を行うことができる。

【0049】

また、同じ術者であっても、内視鏡装置の使用目的によって最適な操作性が異なる場合がある。例えば、内視鏡装置をスクリーニングに用いる場合には、湾曲部 33 を反復的に大きく動かすため、術者の疲労軽減のため湾曲操作部 37 への操作力が軽い方が望ましい。一方、内視鏡装置を治療に用いる場合には、内視鏡先端部の微妙な位置合わせのため適度な操作感（操作トルク）が必要となる。このような診断や治療の手技内容によって任意の操作トルクが異なる場合でも、常に最適な操作性を簡単に得ることができる。

20

【0050】

上記の任意トルク特性 $TSR(\theta)$ 、必要トルク特性 $TS(\theta)$ の情報は、それぞれを 1 箇所に纏めて記憶する以外にも、それぞれを別々の記憶部に記憶させてもよい。

【0051】

例えば、内視鏡本体 11 の内視鏡本体側記憶部 75 に必要トルク特性 $TS(\theta)$ の情報を記憶させた場合は、内視鏡本体固有の必要トルク特性 $TS(\theta)$ が内視鏡本体自身に記憶されるため、使用する内視鏡に合わせた必要トルク特性の設定を省くことができる。さらに、信号処理装置 13 の信号処理装置側記憶部 111 に任意トルク特性 $TSR(\theta)$ の情報を記憶させた場合は、多種多様な状況に応じた多数の湾曲特性の情報を一元的に管理でき、個々の内視鏡装置に保存する場合と比較して情報の管理が容易となる。

30

【0052】

また、任意トルク特性 $TSR(\theta)$ の情報、必要トルク特性 $TS(\theta)$ の情報を、内視鏡本体 11 の固体識別情報（例えば、機種や ID 等の内視鏡本体 11 の個体情報）と合わせて、制御部 77 と通信可能に接続される外部電子機器の記憶部に記憶させた構成としてもよい。

【0053】

外部電子機器としては、制御部 77 がインターフェース 113 を通じて接続されたネットワークに対し、このネットワークに接続されたサーバ 19、あるいは図示しないストレージ装置等が利用できる。

40

【0054】

内視鏡装置に接続された外部電子機器に、湾曲特性の情報の少なくとも一部を記憶させることで、内視鏡装置を簡略化できる。また、外部電子機器との通信により必要な情報を取り出すことが可能となり、内視鏡装置の使用形態を煩雑化させることなく、利便性を高められる。

【0055】

また、サーバ 19 等のネットワーク接続機器に記憶させた場合には、ネットワークに接続される範囲内であれば、適合する湾曲特性の情報を、通信により取り出すことが可能となり、内視鏡本体 11 の使用範囲が広げられ、使い勝手が向上する。

50

【0056】

次に、上記内視鏡本体11の変形例を説明する。

ここでは、内視鏡本体11による診察、治療の際に、内視鏡挿入部23の先端部35をストレートの状態から所定角度だけ傾斜させた状態に保持し、この状態で被検体内の特定部位を観察することを想定している。このときには、内視鏡先端部35を傾斜させた位置を中心として先端部35を傾斜させる制御を行う。つまり、湾曲部33を所定角度だけ湾曲させた状態を中立点として再設定して、湾曲部33をこの中立点を中心に湾曲させる。まず、この中立点を再設定する制御について説明する。

【0057】

湾曲部33は、湾曲すると自身の弾性によってストレート状に戻ろうとする反力（弾性復元力）が発生する。この復元力に逆らって、湾曲部33を所定角度だけ湾曲させた状態に維持するために湾曲操作部37に加えた操作力による連結軸44への操作トルクと同じ大きさのトルクを駆動モータ101により発生させることで、この湾曲状態が維持可能となる。

【0058】

また、駆動モータ101により湾曲状態を維持した状態から、更に湾曲操作部37を回転操作すると、その回転操作の方向と操作力に応じて、維持した湾曲状態を中心とした湾曲操作が可能となる。

【0059】

これにより、図6(a)に概念的に示すように、通常はストレート状態である湾曲部33の中立点を、図6(b)に示すように湾曲部33を角度 θ_c だけ湾曲した状態に再設定することができる。

【0060】

また、通常ストレート状態の中立点を中心とする、湾曲角 θ と、湾曲のために必要なトルク T （湾曲部33の曲げ剛性に起因するトルク）との関係は、概念的には図7(a)に示すような特性となっている。即ち、操作トルクを負荷しない場合の湾曲角 θ は0度となっている。これに対し、湾曲部33の湾曲角 θ_c を中立点とするための駆動モータ101は、図7(b)に示すように、湾曲角 θ によらず一定レベルのバイアス補助力を発生する。

【0061】

そのため、例えば、湾曲角 θ が $+\theta$ の状態から角度 α だけ湾曲角 θ を変更する際、図6(a)に示すような中立点を再設定しない通常通りの場合では、図7(a)に示すように湾曲角 $(\theta + \alpha)$ の増加に対する操作トルク T_0 が必要になる。また、図6(b)に示すような中立点を再設定する場合では、図7(c)に示すように湾曲角 α の増加に対する操作トルク T_c だけで済む。このため、中立点を再設定した場合には、中立点付近で湾曲操作を行う際の湾曲操作部37への操作力を軽減でき、術者の負担を軽減できる。特に、湾曲角が大きくなるほど操作力が必要となるので、湾曲量を増加させる場合には操作力を大幅に低減できる。

【0062】

本変形例においては、上記のように湾曲部33の中立点を再設定する場合に、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ が非線形の特性を有していても湾曲角と操作トルクとが正比例するトルク特性として、湾曲部33を湾曲操作することができる。

【0063】

図8に湾曲部の中立点を再設定する場合のトルク特性を示した。図中点線で示す中立点を再設定しない場合の必要トルク特性 $T_S(\theta)$ は、湾曲部33の湾曲量の増分に対して必要トルクの増分が湾曲角毎に変化する非線形のトルク特性である。この必要トルク特性 $T_S(\theta)$ を、中立点を再設定する場合には、再設定する中立点の維持に必要なトルクをオフセットする。つまり、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ を図中下方にシフトさせて、図中一点鎖線で示す補正トルク特性 $T_{SA}(\theta)$ とする。補正トルク特性 $T_{SA}(\theta)$ は、駆動モータ101と協働して操作トルクが0のときに湾曲角 θ が中立点の湾曲角 θ_c となるト

10

20

30

40

50

ルク特性である。

【0064】

しかし、この補正トルク特性 $TSA(\theta)$ は非線形のトルク特性である。そのため、補正トルク特性 $TSA(\theta)$ に基づいて湾曲部 33 を湾曲動作させる場合には、中立点の湾曲角 θ_c から湾曲部 33 の湾曲量を増加させる方向と減少させる方向とで必要なトルクが異なるため、術者による湾曲操作部 37 への湾曲操作に違和感を与えてしまう。そこで、本変形例の内視鏡装置においては、任意トルク特性 $TSRA(\theta)$ を、湾曲角 θ_c で操作トルクが 0 となり、湾曲量の増分に対して操作トルクの増分が湾曲角度によらず一定となる線形なトルク特性に定義する。これにより、再設定された中立点を中心に、湾曲部 33 の湾曲角の増加・減少方向で、必要トルクの増分を略等しくすることができる。

10

【0065】

また、任意トルク特性 $TSRA(\theta)$ を、上記の線形なトルク特性とせずに、湾曲部 33 の湾曲量の増分に対して操作トルクの増分が変化する非線形のトルク特性に定義する場合であっても、次のようにすると、再設定された中立点を中心に、湾曲部 33 の湾曲角の増加・減少方向で、必要トルクの増分を等しくできる。

【0066】

図 9 に湾曲部の中立点を再設定したときに、非線形の任意トルク特性 $TSR(\theta)$ を補正した任意トルク特性 $TSRB(\theta)$ を示した。図中点線で示すように、中立点を再設定しない場合の任意トルク特性 $TSR(\theta)$ を非線形なトルク特性とした場合、再設定した中立点における湾曲部 33 の湾曲角 θ_c を前述のエンコーダ 109 により検出して、その湾曲角 θ_c 分だけ任意トルク特性 $TSR(\theta)$ をシフト（図中右方向へのシフト）させる。このトルク特性を、中立点を再設定した場合の任意トルク特性 $TSRB(\theta)$ として定義する。

20

【0067】

つまり、非線形のトルク特性であっても、再設定しない中立点の前後の湾曲角におけるトルク特性を、再設定後の中立点の前後の湾曲角で使用することで、湾曲部 33 の湾曲角の増加・減少方向で、必要トルクの増分を等しくできる。

【0068】

即ち、中立点を再設定したときの任意トルク特性 $TSRB(\theta)$ は、中立点を再設定しない場合の任意トルク特性 $TSR(\theta)$ から (3) 式により求められる。

30

$$TSRB(\theta) = TSR(\theta - \theta_c) \quad \dots (3)$$

ここで、湾曲角 θ_c は中立点再設定時の湾曲角である。

【0069】

そして、湾曲操作時に連結軸 44 に作用する駆動モータ 101 が発する駆動力に起因する駆動トルク TM は、前述と同様に、必要トルク特性 $TS(\theta)$ に基づく湾曲に必要な必要トルク TS と、補正した任意トルク特性 $TSRB(\theta)$ に基づくトルク $TSRB$ との差分として求める。

$$TM = TS - TSRB \quad \dots (4)$$

これにより、再設定された中立点を中心に、湾曲部 33 の湾曲量の増加・減少方向で、操作トルクの増分を略等しくすることができる。

40

【0070】

したがって、この変形例の構成によれば、湾曲部 33 の中立点を再設定した場合に、その中立点の湾曲角 θ_c に応じて $TSRA(\theta)$ や $TSRB(\theta)$ のように任意トルク特性を変更することで、術者による湾曲操作に違和感を感じさせることがなくなる。

【0071】

なお、上記の内視鏡装置、及び変形例で説明した各構成は、それぞれ独立して採用してもよく、組み合わせて採用してもよい。

【0072】

次に、湾曲部 33 の湾曲操作時に、湾曲操作部に加える操作力による操作トルクを検出して、この操作トルクと湾曲部 33 の湾曲量との関係から、内視鏡先端部が被検体から受

50

ける反力を制御できるようにした内視鏡装置について説明する。

図10は湾曲部を湾曲させる駆動機構に操作トルクの検出機能を付加した構成を模式的に示す構成図である。この駆動機構は、図4に示す駆動機構の湾曲操作部37の回転軸に操作力検出手段としてのトルクセンサ121を設けた以外は共通の構成であるので、同じ構成部材には同じ符号を付与することで、その説明を省略あるいは簡単にする。

【0073】

連結軸44には、操作力検出手段としてのトルクセンサ121が設けられ、トルクセンサ121は、湾曲操作部37の回転操作により連結軸44に作用する回転トルクを検出し、これを操作トルクとして制御部77に出力する。連結軸44に配置するトルクセンサ121としては、歪みゲージを用いたトルクセンサや、磁歪式のトルクセンサ等、公知の各種のトルクセンサが利用できる。なお、この操作トルクの検出には、トルクセンサ以外にも、各種の力の検出手段を利用することができる。

【0074】

上記トルクセンサ121を有する湾曲駆動部を備えた内視鏡本体においても、先述の内視鏡本体11と同様に、エンコーダ109からの検出信号に基づいて湾曲部33の湾曲角を求め、この求めた湾曲角に対する駆動モータ101による駆動トルクを任意トルク特性の情報を参照して求める。そして、制御部77は、求めた駆動トルクを発生させるための駆動信号をモータ駆動回路107に出力して駆動モータ101を駆動させ、湾曲部33が所望の湾曲角になる湾曲補助力を発生させる。これにより、湾曲操作部37に加える操作力による操作トルクを任意トルク特性に一致させる。

【0075】

そして、トルクセンサ121により、湾曲部33を湾曲させるために湾曲操作部37へ加えた操作力による操作トルクを検出する。そして、検出された操作トルクと、予め設定した任意トルク特性によるトルク値との差分を求め、この差分を、内視鏡先端部35と被検体とが当接状態になり、内視鏡先端部35が被検体から受けた反力によるものとして、駆動モータ101を制御することにより、その反力を軽減又は強調して術者に伝える。

【0076】

つまり、内視鏡先端部35が被検体から反力を受ける等の湾曲動作に抵抗が生じた場合には、湾曲操作部37を操作して操作トルクを加えても、湾曲部33は加えた操作トルクに対応する任意トルク特性における湾曲角まで到達しない。そこで、湾曲部33の湾曲動作に抵抗が生じたときに、この抵抗の発生を術者が容易に認識できるように、あるいは操作力を軽減するように、湾曲操作時の駆動トルクの発生量を変更する。即ち、発生した抵抗を強調して術者に伝える場合には、任意トルク特性に基づいて算出した駆動モータ101により発生させるべき駆動トルクを減少させる。この場合、術者は湾曲操作に必要な操作力が増大することで、被検体からの反力があることを容易に感じ取ることができる。

【0077】

また、発生した抵抗を軽減して術者に伝える場合には、任意トルク特性に基づく駆動トルクに、抵抗によるトルク損失分の一部又は全てを重畳する。この場合、被検体からの反力に逆らって操作する術者の操作力を軽減することができる。

【0078】

このようにして、内視鏡先端部35が受ける反力を術者が認識する程度や操作力を自在に変更できる。

【0079】

ここで、駆動モータ101により発生させる駆動トルクについて、詳細に説明する。

湾曲操作時に連結軸44に作用するトルクは、湾曲操作部37に加える操作力に起因する操作トルクをTH、駆動モータ101の駆動力に起因する駆動トルクをTM、内視鏡先端部35が受ける被検体からの反力に起因するトルクをTBとすると、(5)式の関係が成り立つことは先述の通りである。

$$TH + TM = TS + TB \quad \cdots (5)$$

【0080】

制御部 77 は、図 10 に示すエンコーダ 109 と、トルクセンサ 121 により、時々刻々の湾曲角 θ と操作トルク T_H とを検出し、これらの値に応じて、駆動モータ 101 により発生させる駆動トルク T_M を (6) 式から求める。

$$T_M = (T_S - T_{SR}) + k(T_H - T_{SR}) \cdots (6)$$

ここで、 k は操作補助トルクの量を決める定数パラメータである。

【0081】

これにより得られた駆動トルク T_M を駆動モータ 101 により発生させる。その場合の連結軸 44 回りの力の釣り合いは (7) 式で表され、更に操作トルク T_H は、(8) 式で表される。

$$T_H + (T_S - T_{SR}) + k(T_H - T_{SR}) = T_S + T_B \cdots (7)$$

10

$$T_H = T_{SR} + \{1 / (1 + k)\} T_B \cdots (8)$$

(8) 式に示すように、操作トルク T_H は、予め記憶しておいた任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ によるトルク値と、被検体からの反力によるトルク T_B に定数 $1 / (1 + k)$ を乗じたトルクとの和になる。

【0082】

すなわち、 $1 / (1 + k)$ を 1 未満の定数とすると、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ による任意トルク T_{SR} はそのままとして、被検体からの反力を適切に軽減させて術者に伝えることができる。また、 $1 / (1 + k)$ を 1 を超えた定数とすると、被検体からの反力を強調して術者に伝えることができる。

20

【0083】

つまり、操作トルク T_H は、被検体からの反力が生じない場合 ($T_B = 0$) では、任意に設定可能な任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に合わせ、また、被検体からの反力が生じた場合 ($T_B > 0$) は、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に、この反力によるトルク T_B を (8) 式における軽減率 $1 / (1 + k)$ を適切な値に設定して乗じた値を重畳して設定する。これにより、術者に伝える反力の大きさを、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に合わせるための駆動トルク成分とは独立して、強調、軽減制御することができる。

【0084】

ここで、図 11 を用いて本構成の内視鏡装置による湾曲動作を説明する。

反力の強調、軽減制御を実施していない場合、すなわち、(6) 式において k がゼロの場合、図 11 (a) に示すように、操作トルク T_H の増加に伴って湾曲部 33 の湾曲角 θ が増加するが、内視鏡挿入部 23 の先端側が被検体に当接した湾曲角 θ_t 以降は、湾曲部 33 が被検体から受ける反力によるトルク T_B により、湾曲部 33 が湾曲しにくくなる。このときの操作力をトルクセンサ 121 で検出して、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ で規定されるトルク値との差分を求めると、図 11 (b) に示すように、被検体と当接した湾曲角 θ_t 以降は差分が増加する。

30

【0085】

そこで、図 11 (c) に示すように、湾曲角 θ_t 以降の駆動モータ 101 による駆動トルクを、定数パラメータ k の設定により増減させ、 k を大きくした場合は (6) 式の $k(T_H - T_{SR})$ の項が大きくなり、駆動トルク T_M は反力によるトルク T_B に起因する操作トルク T_H の変化を軽減する。 k を小さくした場合は、逆に反力によるトルク T_B に起因する操作トルク T_H の変化を強調する。

40

【0086】

したがって、湾曲部 33 に被検体からの反力が作用した場合には、操作トルク T_H は、この反力の分だけ任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ とのずれを生じ、これによって術者に反力が生じたことを認識させることができる。そして、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ とのずれを術者へ伝える大きさは、定数パラメータ k を増減させることで任意に設定できる。

【0087】

なお、上記の構成例では、特定の湾曲特性を選択することによりアシストの駆動トルクが決定され、その結果、操作トルクが決定されるが、これに限らず、特定の湾曲特性より

50

操作トルクを算出して、その結果に応じてアシストの駆動トルクを決定してもよい。また、上記の構成例では、内視鏡装置がＣＣＤイメージセンサ等の撮像素子を用いて観察部位を撮像する電子スコープである場合を示しているが、これに限らず、内視鏡装置が先端部に観察レンズ及び観察窓等が設けられて観察部位を直接的に観察するファイバースコープであってもよい。

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【００８８】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(１) 先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、前記湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、該湾曲操作部への操作力に応じて前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、

前記湾曲部の湾曲量を検出する湾曲量検出手段と、

前記湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、

前記湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を記憶する記憶手段と、

前記湾曲量検出手段による湾曲量検出値に応じて前記補助駆動手段により前記駆動力を発生させる制御手段と、

を備え、

前記制御手段が、前記記憶手段に記憶した前記湾曲情報に基づいた駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

【００８９】

(２) (１)の内視鏡装置であって、

前記湾曲情報とは、

前記湾曲部の湾曲動作に必要となる前記操作力を湾曲角度毎に規定した第１の湾曲特性、又は、

任意に定義される前記操作力を前記湾曲部の湾曲角度毎に規定した第２の湾曲特性、又は、

前記第１の湾曲特性と前記第２の湾曲特性との差を湾曲角度毎に規定した第３の湾曲特性、

のうち少なくとも一つである内視鏡装置。

【００９０】

(３) (２)の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記第１の湾曲特性と前記第２の湾曲特性との差分に基いて算出した駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、操作部からの湾曲操作により湾曲部を湾曲させる際に、湾曲量検出手段により湾曲量を検出し、この湾曲量検出値に対応する必要操作力を第１の湾曲特性に基づいて、また、任意操作力を第２の湾曲特性に基づいて求める。そして、これら必要操作力と任意操作力との差分力を補助駆動手段により発生させることで、操作部に加えた操作力に応じて湾曲部が第２の湾曲特性に基づいて湾曲するようになる。つまり、湾曲部の曲げ剛性によらずに任意の特性で湾曲操作が可能となり、湾曲部の湾曲操作を術者の希望通りの操作性に設定することができる。

【００９１】

(４) (２)の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記第３の湾曲特性に基いた駆動力を、前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、第３の湾曲特性を用いることで、第１の湾曲特性と第２の湾曲特性との差分を逐一演算して求める必要がなくなり、制御の応答性をより高めることができる。

【００９２】

(5) (2)～(4)のいずれかの内視鏡装置であって、

前記記憶手段は、互いに異なる複数の前記第2の湾曲特性、又は前記第3の湾曲特性の候補を記憶する内視鏡装置。

【0093】

(6) (5)の内視鏡装置であって、

前記記憶手段に記憶された複数の前記第2の湾曲特性、又は複数の前記第3の湾曲特性の候補から特定の湾曲特性を選択する湾曲特性指示手段を備え、

前記制御手段が、前記湾曲特性指示手段によって選択された湾曲特性に基づいて、前記補助駆動手段から発生する前記駆動力を算出する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、任意湾曲特性の候補を複数用意しておき、特性選定手段により所望の任意湾曲特性を選定することで、術者の嗜好の違い、内視鏡装置の個体差、診断や治療の手技内容等によらず、常に最適な操作性で内視鏡装置を湾曲操作できる。

【0094】

(7) (5)の内視鏡装置であって、

内視鏡装置に接続される内視鏡本体に応じて、前記複数の湾曲特性の候補から湾曲特性が自動的に選択され、該選択された湾曲特性が前記補助駆動手段から発生する駆動力の算出に用いられる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡本体を内視鏡装置に接続すると、この接続された内視鏡本体に応じた湾曲特性に基づいた駆動力が算出される。

【0095】

(8) (5)の内視鏡装置であって、

前記記憶手段に記憶された複数の前記第2湾曲特性、又は複数の前記第3の湾曲特性の候補から特定の湾曲特性を選択する湾曲特性指示手段を備え、

前記湾曲特性指示手段によって、選択された湾曲特性に基づいて前記操作力の算出に用いる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、選択された湾曲特性に基づいた操作力が算出され、この操作力となるように駆動力が決定される。

【0096】

(9) (1)～(8)のいずれかの内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記補助駆動手段の発生する差分力に所定の一定レベルのバイアス補助力を重畳して、前記湾曲部が所定量湾曲した状態を湾曲駆動の中立点に再設定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、補助駆動手段によってバイアス補助力を重畳させることで、湾曲部の中立点を再設定でき、この再設定された中立点を中心に、湾曲部を術者の希望通りの操作性で湾曲操作することができる。

【0097】

(10) (1)～(8)のいずれかの内視鏡装置であって、

前記湾曲操作部に加える操作力を検出する操作力検出手段をさらに備え、

前記制御手段が、前記第2の湾曲特性又は前記第3の湾曲特性に基づいた前記湾曲量検出値に対応する任意の操作力と、前記操作力検出手段による操作力検出値との差分に対応して、前記補助駆動手段により発生させる駆動力を増減する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、実際に加えた操作力と任意湾曲特性に基づく操作力との差分が生じた場合に、補助駆動手段による駆動力を増減することで、この差分を術者に強調、軽減して伝えることができる。

【0098】

(11) (1)～(10)のいずれかの内視鏡装置であって、

前記記憶手段が、前記第1の湾曲特性及び前記第2の湾曲特性及び前記第3の湾曲特性の情報の少なくとも一部を、前記内視鏡本体に内蔵された記憶部に記憶する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、記憶手段が内視鏡本体に内蔵されることで、第1の湾曲特性、第2の湾曲特性の情報を内視鏡本体に合わせて設定することができ、通信等により外部

10

20

30

40

50

から設定する手間が省け、利便性が向上する。

【0099】

(12) (1)～(11)のいずれかの内視鏡装置と、

該内視鏡装置と通信可能に接続される外部電子機器と、を具備する内視鏡システムであって、

前記記憶手段が、前記湾曲情報を前記外部電子機器に内蔵された記憶部に記憶させた内視鏡システム。

この内視鏡システムによれば、内視鏡装置に接続された外部電子機器に湾曲情報を記憶させることで、内視鏡装置を簡略化でき、また、通信により外部電子機器から必要な情報を取り出すことが可能となり、内視鏡装置の構成を煩雑化させることなく、利便性を高められる。

10

【0100】

(13) 先端側に湾曲部を有する内視鏡挿入部、前記湾曲部を湾曲操作する湾曲操作部、該湾曲操作部への操作力に応じて前記湾曲部を湾曲駆動する湾曲駆動部を有する内視鏡本体と、前記湾曲駆動部による湾曲駆動を補助する駆動力を発生する補助駆動手段と、を備えた内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲部の湾曲量に相当する湾曲角度毎に規定した湾曲情報を予め定め、

前記湾曲部の湾曲量を検出して、該検出した湾曲量に対応した前記湾曲情報に基づいた駆動力を前記補助駆動手段により発生させる内視鏡装置の制御方法。

20

【0101】

(14) (13)の内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲情報とは、

前記湾曲部の湾曲動作に必要となる前記操作力を湾曲角度毎に規定した第1の湾曲特性、又は、

任意に定義される前記操作力を前記湾曲部の湾曲角度毎に規定した第2の湾曲特性、又は、

前記第1の湾曲特性と前記第2の湾曲特性との差を湾曲角度毎に規定した第3の湾曲特性、

のうち少なくとも一つである内視鏡装置の制御方法。

【0102】

30

(15) (14)の内視鏡装置に制御方法であって、

前記補助駆動手段は、前記第1の湾曲特性と前記第2の湾曲特性との差分に基いて算出した駆動力を発生させる内視鏡装置の制御方法。

この内視鏡装置の制御方法によれば、必要操作力と任意操作力との差分力に応じて補助駆動手段により湾曲駆動部に駆動力を発生させることで、操作部に加えた操作力に応じて湾曲部が第2の湾曲特性に基づいて湾曲するようになる。つまり、湾曲部の曲げ剛性によらずに任意の特性で湾曲操作が可能となり、湾曲部の湾曲操作を術者の希望通りの操作性に設定することができる。

【0103】

(16) (14)の内視鏡装置の制御方法であって、

40

前記補助駆動手段は、前記第3の湾曲特性に基いて駆動力を発生させる内視鏡装置の制御方法。

【0104】

(17) (15)又は(16)の内視鏡装置の制御方法であって、

前記湾曲部の湾曲量と、前記湾曲操作部に加える操作力をそれぞれ検出して、

前記検出した湾曲量に対する任意操作力を、前記第2の湾曲特性又は前記第3の湾曲特性から求め、

前記任意操作力と前記検出された操作力との差分に対応して、前記補助駆動手段により発生させる駆動力を増減する内視鏡装置の制御方法。

この内視鏡装置の制御方法によれば、湾曲操作部に加える操作力と任意操作力との差分

50

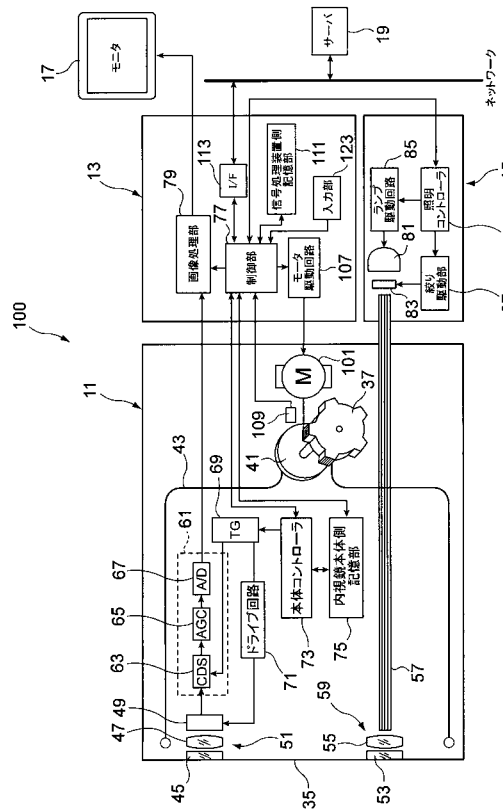
が生じた場合に、この差分に対応して補助駆動手段による駆動力を増減することで、操作力と任意操作力との差分を術者に強調、軽減して伝えることができる。

【符号の説明】

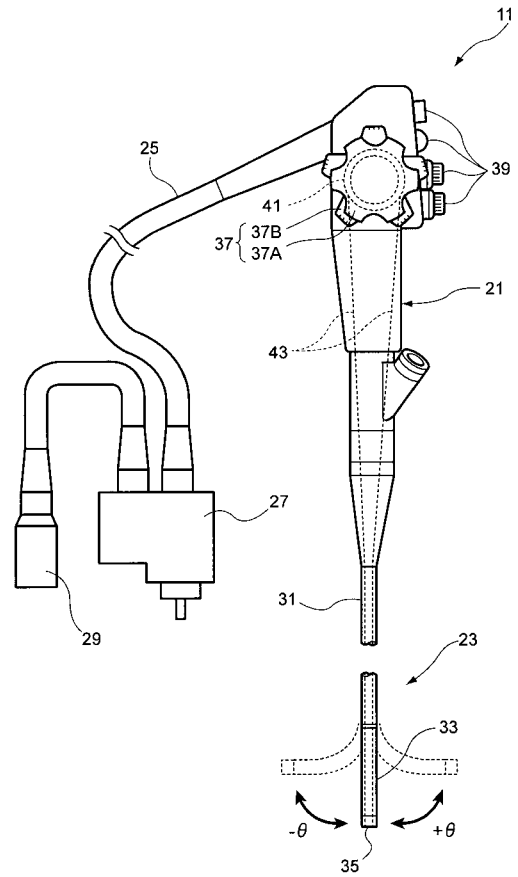
【0105】

11	内視鏡本体	
13	信号処理装置	
17	モニタ	
19	サーバ（外部電子機器）	
21	本体操作部	
23	内視鏡挿入部	10
33	湾曲部	
35	先端部	
37	湾曲操作部	
37A, 37B	アングルノブ	
41	プーリ	
43	操作ワイヤ	
44	連結軸	
75	内視鏡本体側記憶部（記憶手段）	
77	制御部（制御手段）	
79	画像処理部	20
91A, 91B	節輪	
93	スリーブ	
95A, 95B	連結ピン	
100	内視鏡装置	
101	駆動モータ	
103	駆動ギア	
105	従動ギア	
107	モータ駆動回路	
109	エンコーダ	
111	信号処理装置側記憶部（記憶手段）	30
113	インターフェース	
121	トルクセンサ（操作力検出手段）	
123	入力部（特性選定手段）	
TS(θ)	必要トルク特性（第1の湾曲特性）	
TS A(θ)	修正トルク特性	
TS R(θ)	任意トルク特性（第2の湾曲特性）	
TS R A(θ)	任意トルク特性（第2の湾曲特性）	
TS R B(θ)	任意トルク特性（第2の湾曲特性）	

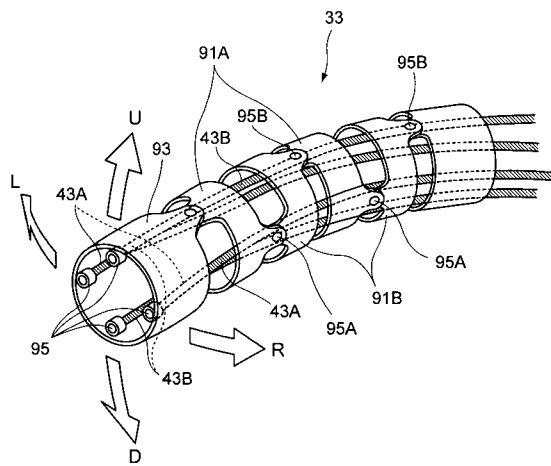
【図 1】



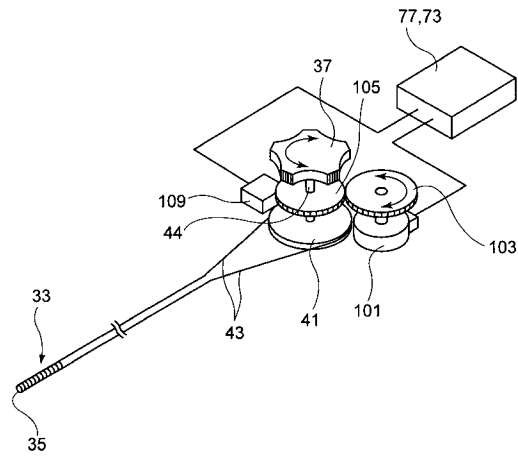
【図 2】



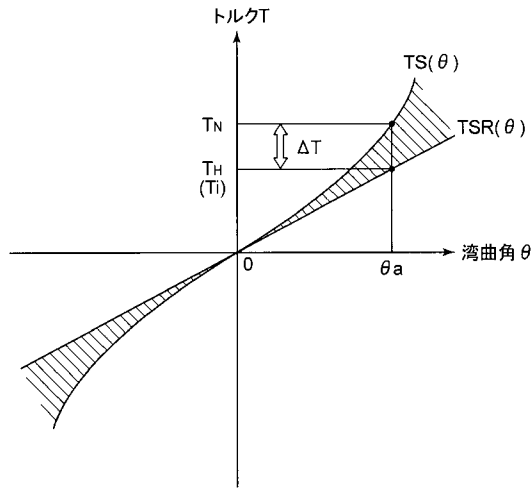
【図 3】



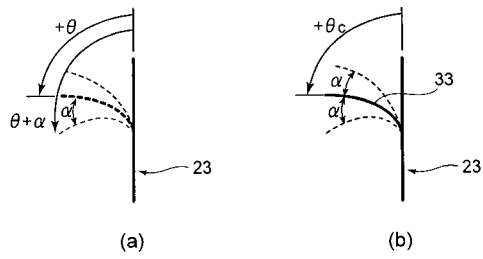
【図 4】



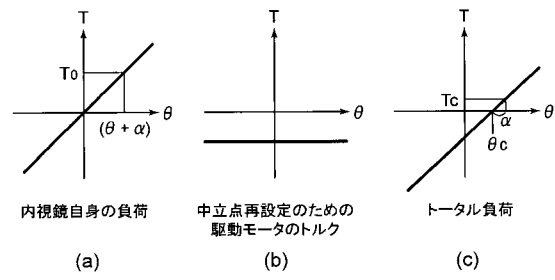
【図 5】



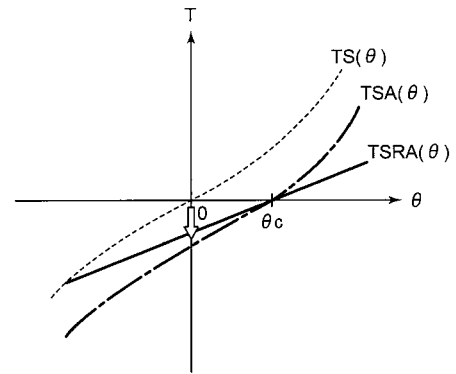
【図 6】



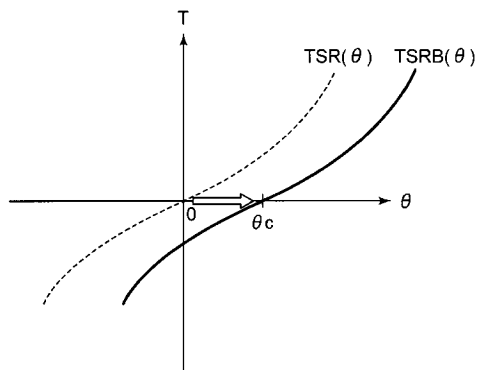
【図 7】



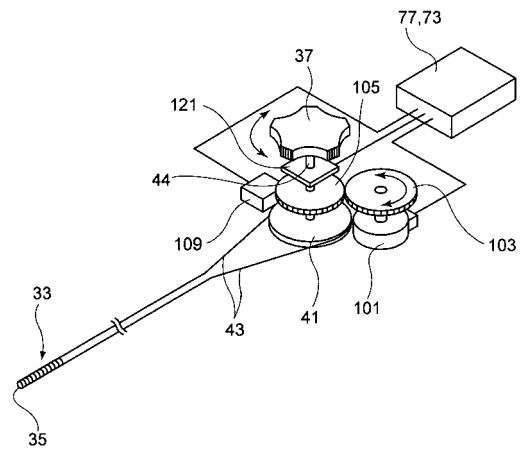
【図 8】



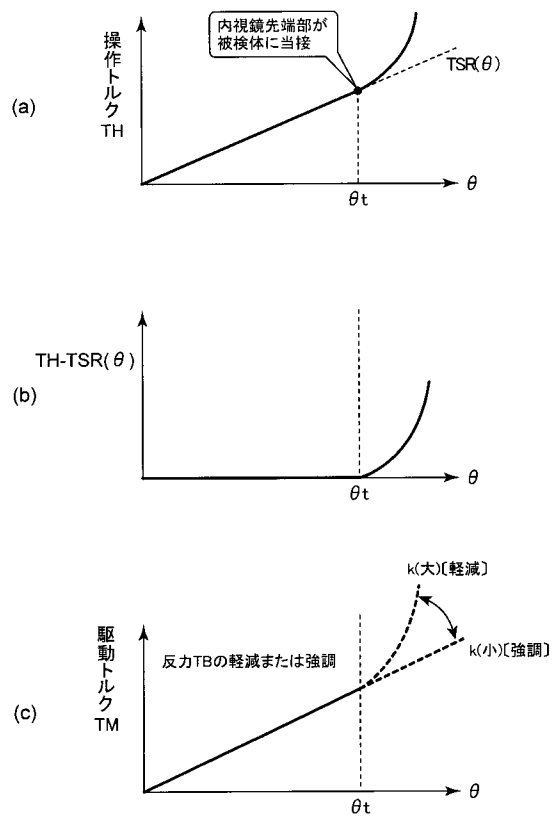
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 BA21 CA06 CA11 CA22 DA12 DA14 DA19 DA21 DA41 DA57
GA02 GA10 GA11
4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF12 HH47 HH51 JJ17 LL02

专利名称(译)	内窥镜装置，内窥镜系统和内窥镜装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2011019548A	公开(公告)日	2011-02-03
申请号	JP2009164692	申请日	2009-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	芦田 毅 長谷川 博之		
发明人	芦田 毅 長谷川 博之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B1/00006 A61B1/00147 A61B1/0016 A61B1/05 A61B34/71 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.310.H G02B23/24.A A61B1/005.523 A61B1/005.524		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA41 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF12 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF12 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02		
其他公开文献	JP5559996B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使弯曲部分的弯曲操作力与实际弯曲量之间的关系适应任意特征。解决方案：内窥镜装置包括：内窥镜主体，包括内窥镜插入部分，在远端具有弯曲部分侧面，用于弯曲弯曲部分的弯曲操作部分，和用于根据对弯曲操作部分的操作力驱动弯曲部分的弯曲驱动部分；辅助驱动装置，用于产生驱动力，以辅助弯曲驱动部分的弯曲驱动。在内窥镜装置中，预定针对与弯曲部分的弯曲量对应的每个弯曲角度定义的弯曲信息，并且检测弯曲部分的弯曲量 θ_a ，使得基于与检测到的弯曲信息对应的弯曲信息的驱动力弯曲量 θ_a 由辅助驱动装置产生。

