

(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2011-19549

(P2011-19549A)

(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 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-164693 (P2009-164693)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成21年7月13日 (2009.7.13)		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
		(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
		Fターム(参考)	2H040 BA21 CA09 CA11 CA23 DA14
			DA21 GA02 GA11
			4C061 DD03 HH47 HH51 JJ11 YY01

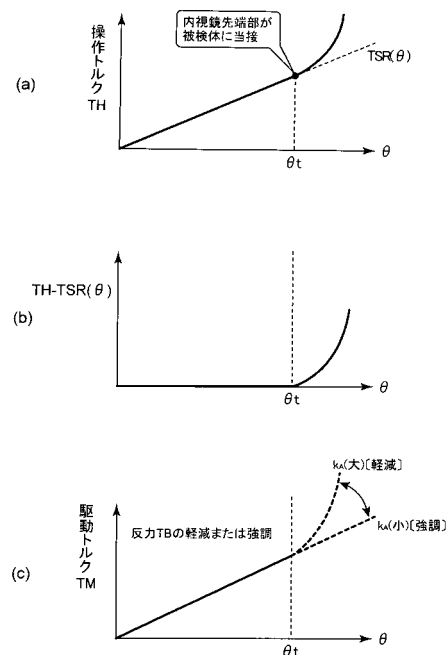
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡システム並びに内視鏡装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】湾曲部を湾曲させる際に被検体から受ける反力を術者へ確実に伝える。

【解決手段】被検体に挿入される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、湾曲部の湾曲動作に要する操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性 $TSR(\theta)$ を予め定めておき、湾曲部の湾曲量 θ と、湾曲操作部に加える操作力 TH をそれぞれ検出し、湾曲特性 TSR と、湾曲部の湾曲量と、湾曲操作部に加える操作力とに応じて、補助駆動手段により発生させる駆動力を変更し、術者に反力 TB を強調、軽減して伝えるようにした。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される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、

前記湾曲操作部に加える操作力を検出する操作力検出手段と、

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、

前記湾曲部の湾曲動作に要する前記操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性の情報を記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶した湾曲特性の情報、及び前記湾曲量検出手段による湾曲量検出値、並びに前記操作力検出手段による操作力検出値に応じて、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、を備える内視鏡装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記湾曲量検出手段から検出した湾曲量と前記記憶手段に記憶した前記湾曲特性の情報とから算出した操作力と、前記操作力検出手段による操作力検出値との差分に基いて、前記補助駆動手段より前記駆動力を発生させる内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記湾曲量検出値を θ 、前記操作力検出値を T_H 、前記の湾曲特性により規定された操作力規定値を T_S としたときに、前記補助駆動手段により発生させる駆動力 T_M を、

20

$$T_M = k_A (T_H - T_S) \quad (\text{ただし、} k_A \text{ は定数パラメータ})$$

の関係に基づいて決定する内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記湾曲特性は、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、および任意の操作力を前記湾曲部の湾曲角度毎に規定した第 2 の湾曲特性とを含む内視鏡装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記湾曲量検出値を θ 、前記操作力検出値を T_H 、前記第 1 の湾曲特性に規定された操作力を T_S 、前記第 2 の湾曲特性による任意操作力を T_{SR} としたときに、前記補助駆動手段により発生させる駆動力 T_M を、

$$T_M = (T_S - T_{SR}) + k_B (T_H - T_{SR})$$

(ただし、 k_B は定数パラメータ)

の関係に基づいて決定する内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 4 または請求項 5 記載の内視鏡装置であって、

40

前記記憶手段は、互いに異なる複数の前記第 2 の湾曲特性の候補を記憶し、

該湾曲特性の候補の中からいずれかの候補を、前記任意の操作力を求める第 2 の湾曲特性に選定する特性選定手段をさらに備えた内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 3 または請求項 5 記載の内視鏡装置であって、

前記定数パラメータの値を指定する入力部を備え、

前記制御手段は、前記入力部から指定を受けた定数パラメータの値により前記駆動力を決定する内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

50

前記記憶手段が、前記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 9】

請求項 1～請求項 8 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、前記湾曲特性の情報の少なくとも一部を、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 10】

被検体に挿入される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、

前記湾曲部の湾曲動作に要する前記操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性を予め定めておき、

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、

前記湾曲特性と、前記湾曲部の湾曲量と、前記湾曲操作部に加える操作力とに応じて、前記補助駆動手段により発生させる駆動力を変更する内視鏡装置の制御方法。

【請求項 11】

請求項 10 記載の内視鏡装置の制御方法であって、

前記内視鏡挿入部の先端側が被検体から受ける反力を、前記湾曲特性に規定され前記湾曲量の検出値に対する操作力規定値と、前記検出した操作力との差分から検出し、

前記補助駆動手段が発生させる駆動力を、前記差分の大きさに応じて変更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】

【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アングルノブへ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。

【0003】

ところで、内視鏡装置の術時には、被検体内に挿入した内視鏡挿入部の先端側が、湾曲部の湾曲操作により被検体の内壁面に当接することがある。そのとき、内視鏡装置の術者は、手技の状況を正確に把握するために、内視鏡挿入部が被検体と当接状態にあることを確認できることが望ましいが、上記のパワーアシスト機能付き内視鏡装置は、内視鏡の湾曲部を湾曲させるために必要な操作力だけでなく、内視鏡挿入部が被検体から受ける反力による操作力も一律に軽減するため、被検体から受ける反力が微弱の場合は、これを正確に感じ取ることが難しい。このため、内視鏡挿入部の先端側が被検体から受ける反力を、より確実に術者に伝えることができる内視鏡装置が望まれている。

【先行技術文献】

【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際に内視鏡挿入部の先端側が被検体から受ける反力を術者へ確実に伝え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。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は下記構成からなる。

(1) 被検体に挿入される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、

前記湾曲操作部に加える操作力を検出する操作力検出手段と、

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、

前記湾曲部の湾曲動作に要する前記操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性の情報を記憶する記憶手段と、

20

前記記憶手段に記憶した湾曲特性の情報、及び前記湾曲量検出手段による湾曲量検出値、並びに前記操作力検出手段による操作力検出値に応じて、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、前記湾曲特性の情報の少なくとも一部を、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。

30

(3) 被検体に挿入される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、

前記湾曲部の湾曲動作に要する前記操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性を予め定め

ておき、

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、

前記湾曲特性と、前記湾曲部の湾曲量と、前記湾曲操作部に加える操作力とに応じて、

前記補助駆動手段により発生させる駆動力を変更する内視鏡装置の制御方法。

【発明の効果】

【0007】

40

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際に、内視鏡挿入部の先端側が被検体から受ける反力を術者へ確実に伝えることができる。これにより、術者は手技の状況を正確に把握でき、内視鏡装置の的確な操作をより簡単に行うことができる。

【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。

50

【図４】湾曲部を湾曲させる駆動機構を模式的に示す構成図である。

【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 $T_{SR}(\theta)$ の関係を示すグラフである。

【図６】内視鏡装置による湾曲動作の説明図で、(a)は湾曲角と操作トルクとの関係、(b)は操作トルクと任意トルクの差分の湾曲角に対する関係、(c)は湾曲角と駆動トルクとの関係を示す説明図である。

【図７】被検体から反力が生じた場合のトルク特性を示す説明図である。

【図８】変形例の内視鏡装置による湾曲動作の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

10

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

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が接続されている。また、内視鏡本体１１、信号処理装置１３、光源装置１５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１９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。

20

【００１０】

内視鏡本体１１は、その概略的な外観を図２に示すように、本体操作部２１と、この本体操作部２１に連設され被検体内に挿入される内視鏡挿入部２３とを備える。また、本体操作部２１にはユニバーサルコード２５が接続され、このユニバーサルコード２５の先端にはライトガイドコネクタ２７が設けられる。ライトガイドコネクタ２７は図１に示す光源装置１５に着脱自在に接続され、これによって内視鏡挿入部２３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２７にはビデオコネクタ２９が接続され、このビデオコネクタ２９は図１に示す信号処理装置１３に着脱自在に接続される。

【００１１】

内視鏡挿入部２３は、樹脂材料で被覆されており、本体操作部２１側から順に軟性部３１、湾曲部３３、及び先端部（内視鏡先端部とも呼称する）３５で構成される。湾曲部３３は、本体操作部２１の湾曲操作部３７（アングルノブ３７Ａ，３７Ｂ）を回動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３７Ａ，３７Ｂの回転軸にはプーリ４１が同軸で設けられ、このプーリ４１と内視鏡先端部３５との間に、プーリ４１に巻き掛けられた操作ワイヤ４３が内視鏡挿入部２３の内壁に沿って配置されている。この操作ワイヤ４３は、内視鏡先端部３５に両端が固定されている。これにより、アングルノブ３７Ａ，３７Ｂをそれぞれ回動操作することで、操作ワイヤ４３を牽引して湾曲部３３を湾曲させて、内視鏡先端部３５を所望の方向に向けることができる。

30

【００１２】

なお、図示例ではアングルノブ３７Ａに対応して湾曲部を $\pm\theta$ 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３７Ｂ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２１と内視鏡挿入部２３に内蔵されている。つまりアングルノブ３７Ａ，３７Ｂの操作により、内視鏡先端部３５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。

40

【００１３】

また、本体操作部２１には、前述のアングルノブ３７Ａ，３７Ｂ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３９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３５先方の被検体観察領域の観察、あるいは処置を行う。

【００１４】

50

再び図 1 に戻り、内視鏡本体 11 の構成を説明する。

内視鏡本体 11 の内視鏡先端部 35 には、観察窓 45、結像レンズ 47、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 49 を含む撮像光学系 51 が配置されている。また、内視鏡先端部 35 には、照射窓 53、拡散レンズ 55、光ファイバ束からなるライトガイド 57 を含む照明光学系 59 も配置されている。

【0015】

ここで、撮像素子 49 からの出力信号は、アナログフロントエンド (AFE) 回路 61 に取り込まれる。AFE 回路 61 は、相関二重サンプリング (CDS) 回路 63 と、オートゲインコントロール (AGC) 回路 65 と、アナログデジタル (A/D) 変換器 67 とを有し、タイミングジェネレータ (TG) 69 からのトリガ信号を受けて、撮像素子 49 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 49 には TG 69 からのトリガ信号に基づく駆動信号がドライブ回路 71 から印加される。

【0016】

上記の撮像光学系 51 による撮像処理は本体コントローラ 73 により制御される。本体コントローラ 73 は、前述のユニバーサルコード 25 とビデオコネクタ 29 (図 2 参照) 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、本体コントローラ 73 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 が接続されている。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

上記の基本構成を有する内視鏡システム 1 0 0 は、湾曲部 3 3 を湾曲させる際のアングルノブ 3 7 A , 3 7 B への操作性、つまり、アングルノブ 3 7 A , 3 7 B へ加える操作力に対する湾曲部 3 3 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。

【 0 0 2 3 】

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 3 3 を湾曲させる手動操作を行う湾曲操作部 3 7 と、湾曲操作部 3 7 からの操作力を湾曲部 3 3 に伝える操作ワイヤ 4 3 と、湾曲操作部 3 7 と同軸に配置され操作ワイヤ 4 3 を巻掛けたプーリ 4 1 とが備わる。湾曲操作部 3 7 と、操作ワイヤ 4 3 を繰り出すプーリ 4 1 とは、連結軸 4 4 を中心に回動可能に軸支され、湾曲操作部 3 7 への回動操作力が連結軸 4 4 を介して直接的にプーリ 4 1 に伝達される。したがって、湾曲操作部 3 7 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 4 1 が回動され、操作ワイヤ 4 3 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 3 3 が湾曲する。

10

【 0 0 2 4 】

また、この湾曲駆動部は、操作補助トルクを連結軸 4 4 に付与するための駆動モータ 1 0 1 を備えている。駆動モータ 1 0 1 は、駆動ギア 1 0 3 と従動ギア 1 0 5 を介して連結軸 4 4 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 1 0 1 には、制御部 7 7 に接続されたモータ駆動回路 1 0 7 （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供給される。なお、駆動モータ 1 0 1 は、駆動ギア 1 0 3 、従動ギア 1 0 5 を介して連結軸 4 4 を駆動する以外にも、連結軸 4 4 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。

20

【 0 0 2 5 】

更に、連結軸 4 4 には、操作力検出手段としてのトルクセンサ 1 2 1 （図 1 参照）が設けられ、トルクセンサ 1 2 1 は、湾曲操作部 3 7 の回動操作により連結軸 4 4 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 7 7 に出力する。連結軸 4 4 に配置するトルクセンサ 1 2 1 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。

30

【 0 0 2 6 】

また、湾曲駆動部には、連結軸 4 4 の回転量を検出するエンコーダ 1 0 9 が備えられ、エンコーダ 1 0 9 は、連結軸 4 4 の回転量を表す信号を制御部 7 7 に逐次出力する。図示例では、エンコーダ 1 0 9 はプーリ 4 1 の円周部の変位から、連結軸 4 4 の回転量を検出している。制御部 7 7 は、エンコーダ 1 0 9 が出力する連結軸 4 4 の回転量信号に基づいて、プーリ 4 1 の半径距離等の諸条件を用いて操作ワイヤ 4 3 の牽引量を求め、この牽引による湾曲部 3 3 の湾曲量（湾曲角）を算出する。つまり、エンコーダ 1 0 9 は湾曲部 3 3 の湾曲量検出手段として機能している。

【 0 0 2 7 】

なお、エンコーダ 1 0 9 は、プーリ 4 1 の変位量から連結軸 4 4 の回転量を検出する以外にも、湾曲操作部 3 7 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 4 3 の移動量を検出するセンサや、アングルノブ 3 7 A , 3 7 B の回転角度を検出するポテンショ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 1 0 1 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。

40

【 0 0 2 8 】

制御部 7 7 には、湾曲部 3 3 の湾曲量と、湾曲部 3 3 を湾曲させるために必要な操作トルクとの関係を表す湾曲特性情報と定数パラメータ（いずれも詳細は後述）が記憶された記憶部が接続又は内蔵されている。制御部 7 7 は、トルクセンサ 1 2 1 による操作トルク

50

と、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、操作トルクと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。

【0029】

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、この操作力と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 が回転して、湾曲部 33 の湾曲動作が補助される。

10

【0030】

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。

【0031】

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

必要トルク特性 $T_S(\theta)$ 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 20

20

【0032】

任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ は、内視鏡装置の術者の嗜好や術式などに合わせて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 との関係の理想的な特性を表す。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 $T_{SR}(\theta)$ に基づいた操作となるように制御する。

【0033】

ここで、湾曲操作部 37 を操作して、湾曲部 33 をある湾曲角 θ_a 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。

30

図 5 に示すように、湾曲部 33 を湾曲角 θ_a 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、例えば湾曲角 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。

【0034】

湾曲部 33 の湾曲角が θ_a 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。

40

【0035】

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

50

特性 $T S R(\theta)$ 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。

【0036】

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 $T S R(\theta)$ 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 $T S(\theta) - T S R(\theta)$ 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。

10

【0037】

次に、湾曲部 33 の湾曲操作時に、湾曲操作部 37 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、術者が内視鏡挿入部 23 の先端側が被検体から受ける反力を容易に認識可能にした構成について説明する。

【0038】

概略的には、図 2, 図 4 に示すように、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トルクセンサ 121 により検出し、この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基づくトルク値との差分を求める。この差分の大きさを、内視鏡挿入部 23 の先端側と被検体とが当接状態になって内視鏡挿入部 23 の先端側が被検体から受けた反力の大きさとみなし、差分の大きさに応じて、駆動モータ 101 により発生させる操作補助力の大きさを変更する。これによって、術者が行う湾曲操作の操作感を変化させ、術者に被検体から受けた反力を伝える。

20

【0039】

つまり、湾曲部 33 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 を通常通りに操作して湾曲部 33 を所望の湾曲角まで到達させた時、術者は通常以上の操作トルクを必要とし、操作トルクに抵抗を感じる。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可能となるように強調 (あるいは軽減) するように、湾曲操作時の駆動モータ 101 による駆動トルク発生量を変更する。即ち、発生した抵抗をそのまま術者に伝える場合には、予め定めた任意トルク特性に基づいて駆動モータ 101 により駆動トルクを発生させ、抵抗によるトルク損失をそのまま残存させる。この場合、術者は湾曲操作部 37 を所望の湾曲量まで操作する際、駆動モータ 101 によるアシストを実施していない場合と同じ抵抗を感じ、湾曲部 33 が被検体に接触していることを容易に感じ取ることができる。

30

【0040】

更に、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く駆動トルクの値から、抵抗によりトルク損失を減ずる。この場合、術者は所望の湾曲角まで湾曲操作を行うに際し、駆動モータ 101 によるアシストを実施していない場合より大きな抵抗を感じ、湾曲部 33 が被検体に接触していることを、より容易に感じ取ることができる。

40

【0041】

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の値に、抵抗によるトルク損失分の一部又は全てを重畳する。つまり、駆動トルクを増加させる。この場合、術者は湾曲操作に対する抵抗の発生を感じ取ることに鈍くなる。

【0042】

このようにして、術者による内視鏡装置の手技使用中に、湾曲部 33 が被検体から受ける反力を術者が認識する程度を自在に変更できる。

【0043】

次に、術者に伝える反力を強調、軽減させるための、駆動モータ 101 により発生させる駆動トルクの制御について、詳細に説明する。

50

実際の内視鏡装置の術時に連結軸 4 4 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。

図 4 に示すように、湾曲操作時に連結軸 4 4 に作用するトルクは、湾曲部 3 3 の湾曲操作のために術者が湾曲操作部 3 7 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 1 0 1 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 3 3 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 3 5 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 3 3 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。

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

10

【 0 0 4 4 】

制御部 7 7 は、エンコーダ 1 0 9 と、トルクセンサ 1 2 1 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 1 0 1 により発生させる駆動トルク T_M を (2) 式から求める。

$$T_M = (T_S - T_{SR}) + k_A (T_H - T_{SR}) \quad \cdots (2)$$

ここで、 T_{SR} は任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に規定される任意トルクで、 k_A は操作補助トルクの量を決定する定数パラメータである。

【 0 0 4 5 】

制御部 7 7 は、これにより得られた駆動トルク T_M を駆動モータ 1 0 1 により発生させる。その場合の連結軸 4 4 回りの力の釣り合いは (3) 式で表され、更に操作トルク T_H は (4) 式で表される。

20

$$T_H + (T_S - T_{SR}) + k_A (T_H - T_{SR}) = T_S + T_B \quad \cdots (3)$$

$$T_H = T_{SR} + \{ 1 / (1 + k_A) \} T_B \quad \cdots (4)$$

【 0 0 4 6 】

(4) 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 $T_{SR}(\theta)$ による任意トルク値と、被検体からの反力によるトルク T_B に定数 $1 / (1 + k_A)$ を乗じた値との和になる。

【 0 0 4 7 】

すなわち、 $1 / (1 + k_A)$ 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、 $1 / (1 + k_A)$ 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。

30

【 0 0 4 8 】

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 (4) 式における軽減率 $1 / (1 + k_A)$ を適切な値に設定して乗じた値を加算して設定する。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。

40

【 0 0 4 9 】

ここで、図 6 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。

図 6 (a) に示すように、湾曲部 3 3 の湾曲角 θ を増加させるに伴って操作トルク T_H が増加するが、内視鏡挿入部 2 3 の先端側が被検体に当接した湾曲角 θ_t 以降は、湾曲部 3 3 が被検体から受ける反力によるトルク T_B により、操作トルク T_H が更に増加する。このときの操作力をトルクセンサ 1 2 1 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 6 (b) に示すように、被検体と当接した湾曲角 θ_t 以降は差分が発生する。

【 0 0 5 0 】

そこで、図 6 (c) に示すように、駆動モータ 1 0 1 による駆動トルクを、定数パラメ

50

ータ k_A の設定により増減させ、 k_A を小さくした場合は (2) 式の $k_A (T_H - T_{SR})$ の項が小さくなり、駆動トルク T_M は $(T_S - T_{SR})$ に近づき、反力によるトルク T_B に起因する操作トルク T_H の変化が強調される。 k_A を大きくした場合は、逆に反力によるトルク T_B に起因する操作トルク T_H の変化が軽減される。

【0051】

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_A を増減させることで任意に設定できる。

【0052】

図 7 は、図 5 に示す必要トルク特性 $T_S(\theta)$ と任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に対して、被検体からの反力が生じた場合のトルク特性を示す説明図である。

図 7 に示すように、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ は、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 以降で必要トルクが増加して、湾曲角 θ_{t1} では当初の必要トルク特性の値 $T_S(\theta_{t1})$ から T_B だけ増加する。これに伴って、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ は、湾曲角 θ_t 以降のトルク特性を、定数パラメータ k_A に応じて変更する。例えば、定数パラメータ k_A を大きくした場合には、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ に沿ったトルク特性となり、定数パラメータ k_A を小さくするに従い、図中点線で示すような $T_{SR}(\theta_{t1})$ から増加したトルク特性になる。

【0053】

以上の通り、本構成の内視鏡装置によれば、実際に加えた操作力に起因する操作トルクと、湾曲特性に基づいた湾曲量検出値に対する操作トルクとの差分から湾曲部 33 が被検体から受ける反力を検出し、この差分の大きさに応じた駆動力を駆動モータ 101 により発生させることで、術者に反力を受けたことを確実に伝えることができる。

【0054】

また、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。

【0055】

更に、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。

【0056】

ところで、上記の定数パラメータ k_A の値は、信号処理装置側記憶部 111、又は内視鏡本体側記憶部 75 に記憶されており、制御部 77 に接続された入力部 123 (図 1 参照) から定数パラメータ k_A の値を任意に指定することができる。定数パラメータ k_A は、個々の術者や、内視鏡装置による診断や治療の手技内容に対応してそれぞれ設定した複数の候補として予め複数種を用意することが望ましく、その場合、術者が所望の候補を入力部 123 から選択的に指定可能にする。また、定数パラメータ k_A の値を入力部 123 の

【0057】

また、上記の任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ についても同様に、個々の術者や、内視鏡装置による診断や治療の手技内容に対応してそれぞれ設定した複数種のトルク特性を選択対象の候補として予め用意することが望ましい。また、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ も、使用する内視鏡本体の個体毎に予め用意しておくことが望ましい。

【0058】

複数種のトルク特性を用意して、いずれかを選択的に用いる場合には、特性選定手段としての入力部 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できるようにする。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

10

20

30

40

50

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、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。

【0059】

また、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ については使用する内視鏡本体の個体に固有の情報であるため、使用する内視鏡の機種や個体を選定することで、これに合致する必要トルク特性 $T_S(\theta)$ が選択される構成とすることで、術者の利便性が向上する。更に、接続された内視鏡の機種や個体を自動判別して、これに合致した必要トルク特性 $T_S(\theta)$ が自動選択される構成とすれば、更に術者の利便性が向上する。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。

10

【0060】

このように、複数種のトルク特性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。

【0061】

更には、術者や内視鏡装置の機種・個体差に依存することなく、常に最適な操作感で湾曲部33を湾曲操作することが可能となる。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は、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。その場合でも、定数パラメータ k_A や湾曲特性を随時所望のものに切り替えることで、反力の強調や軽減を術者の嗜好に適合した特性にでき、しかも、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所望の湾曲特性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、術者は高精度な手技を安定して実施できる。

20

【0062】

上記の定数パラメータ k_A 、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ 、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ の情報は、それぞれを1箇所に纏めて記録する以外にも、それぞれを別々の記憶部に記憶させてもよい。例えば、内視鏡本体11に内蔵された内視鏡本体側記憶部75に全てを記憶させた場合は、各情報に基づく湾曲特性を内視鏡本体側で設定することができ、通信等により外部から設定する手間が省け、利便性が向上する。

30

【0063】

また、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 $T_S(\theta)$ 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 $T_S(\theta)$ が内視鏡本体自身に記憶されるため、トルク特性の設定が簡単に行える。更に、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 $T_{SR}(\theta)$ 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。なお、定数パラメータ k_A についても同様に、記憶場所に依じたそれぞれの利便性が得られることになる。

40

【0064】

また、定数パラメータ k_A 、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ の情報、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ 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。

【0065】

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。

【0066】

50

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。

【0067】

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。

【0068】

以上説明した内視鏡システム100によれば、被検体から受ける反力を術者に確実に伝えることができ、更に、次に示す場合においても良好な湾曲操作を実現できる。

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。しかし、上記の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。

【0069】

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理想的な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。

【0070】

次に、湾曲部33が被検体から受ける反力を、更に簡単に術者に伝えることができる内視鏡装置の変形例について以下に説明する。

本変形例においては、図4に示すように、エンコーダ109により湾曲角 θ 、トルクセンサ121により操作トルク T_H を検出し、これらの検出値と、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ に基づいて駆動モータ101により発生させる操作補助トルクを決定する。即ち、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ に基づいたエンコーダ109による湾曲量検出値に対する操作力と、トルクセンサ121による操作力検出値との差分を求め、差分が生じた場合、つまり、内視鏡挿入部23の先端側が被検体から反力を受けた場合に、その差分（反力の大きさ）に相当する操作補助力を駆動モータ101から発生させる。また、差分の大きさに相当する操作補助力は、その大きさを任意に増減させて、術者に反力の発生を強調、軽減して伝える。

【0071】

実際の内視鏡装置の術時に連結軸44に作用するトルクは、前述の(1)式のようにバランスしている。そして、制御部77は、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(5)式から求める。

$$T_M = k_B (T_H - T_S) \quad \dots (5)$$

ここで、 k_B は操作補助トルクの量を決定する定数パラメータである。

【0072】

制御部77は、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(6)式で表される。

$$T_H + T_M = T_S + T_B \quad \dots (6)$$

【0073】

いま、駆動モータ101から(5)式の駆動トルク T_M を発生させたとすると、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。

$$T_H + k_B (T_H - T_S) = T_S + T_B \quad \dots (7)$$

$$T_H = T_S + \{1 / (1 + k_B)\} T_B \quad \dots (8)$$

【 0 0 7 4 】

(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必要トルク特性 $T_S(\theta)$ に規定された必要トルク T_S と、被検体からの反力によるトルク T_B に定数 $1/(1+k_B)$ を乗じた値との和になる。

【 0 0 7 5 】

すなわち、 $1/(1+k_B)$ を 1 未満の定数とすると、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ による必要トルク T_S はそのまま、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、 $1/(1+k_B)$ を 1 を超えた定数とすると、湾曲部 33 が被検体から受けた反力を強調して術者に伝えることができる。

【 0 0 7 6 】

10

ここで、本変形例の内視鏡装置による湾曲動作の図 8 に示す説明図に基づいて説明する。

図 8 に示すように、湾曲部 33 の湾曲角 θ の増加に伴って操作トルク T_H が増加するが、内視鏡先端部 35 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トルク T_B により、操作トルク T_H が更に増加する。このときの操作力をトルクセンサ 121 で検出して、必要トルク特性 $T_S(\theta)$ で規定されるトルク値との差分を求めると、図中点線で示すように、被検体と当接した湾曲角 θ_t 以降は差分が発生する。この差分が反力による T_B に相当する。

【 0 0 7 7 】

20

例えば、湾曲角が θ_t のときに湾曲に必要なとされるトルクは、必要トルク特性 $T_S(\theta_t)$ の値に、反力によるトルク T_B を加えた値となる。いま、トルク T_B による増加分の大半を駆動モータ 101 による駆動トルク T_M で賄おうとすると、(5) 式から、定数パラメータ k_B の値を大きくすれば操作トルク T_H と必要トルク T_S との差の大半に相当するトルクが、駆動モータ 101 による駆動トルク T_M で発生する。この場合、トルク T_B によるトルク増分の大半が駆動トルク T_M により負担されて、操作力 T_H は必要トルク特性 $T_S(\theta)$ の値と等しくなる。その結果、術者に反力の発生を感じさせないことになる。

【 0 0 7 8 】

30

また、定数パラメータ k_B の値を 0 とすると、駆動トルク T_M は発生させないことになり、トルク T_B によるトルク増分の全てが操作トルク T_H で負担される。その結果、発生した反力を術者にそのままの大きさを伝えることができる。なお、定数パラメータ k_B を負の値とすれば、発生した反力以上のトルクを操作トルク T_H で負担させ、反力を強調して術者に伝えることができる。

【 0 0 7 9 】

以上、任意トルク特性 $T_{SR}(\theta)$ を用いない本変形例の場合も、湾曲部 33 を湾曲させる際に内視鏡先端部 35 が被検体から受ける反力を確実に、術者へ強調、軽減して伝えることができる。

【 0 0 8 0 】

40

なお、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を備えた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。

【 0 0 8 1 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 被検体に挿入される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、

50

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、
 前記湾曲部の湾曲動作に要する前記操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性の情報を記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶した湾曲特性の情報、及び前記湾曲量検出手段による湾曲量検出値、並びに前記操作力検出手段による操作力検出値に応じて、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、を備える内視鏡装置。

【0082】

(2) (1)の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記湾曲量検出手段から検出した湾曲量と前記記憶手段に記憶した前記湾曲特性の情報とから算出した操作力と、前記操作力検出手段による操作力検出値との差分に基づいて、前記補助駆動手段より前記駆動力を発生させる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、実際に加えた操作力と湾曲特性に基づいた湾曲量検出値に対応する操作力との差分から内視鏡挿入部の先端側が受ける反力を検出し、この差分の大きさに応じた駆動力を補助駆動手段により発生させることで、術者に反力を受けたことを確実に伝えることができる。

【0083】

(3) (2)の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記湾曲量検出値を θ 、前記操作力検出値を T_H 、前記の湾曲特性により規定された操作力規定値を T_S としたときに、前記補助駆動手段により発生させる駆動力 T_M を、

$$T_M = k_A (T_H - T_S) \quad (\text{ただし、} k_A \text{ は定数パラメータ})$$

の関係に基づいて決定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、定数パラメータ k_A の値を変更することで、発生した反力の大きさを強調、軽減して術者に伝えることができる。

【0084】

(4) (1)の内視鏡装置であって、

前記湾曲特性は、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、及び任意の操作力を前記湾曲部の湾曲角度毎に規定した第2の湾曲特性とを含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、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して必要な操作力を第1の湾曲特性に基づいて求め、また、この湾曲量検出値に対する任意の操作力を第2の湾曲特性に基づいて求める。そして、必要な操作力と任意の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、湾曲操作部に加える操作力に応じて、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、内視鏡挿入部の先端側に発生した反力を術者へ確実に伝えることができ、また、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。

【0085】

(5) (4)の内視鏡装置であって、

前記制御手段は、前記湾曲量検出値を θ 、前記操作力検出値を T_H 、前記第1の湾曲特性に規定された操作力を T_S 、前記第2の湾曲特性による任意操作力を T_{SR} としたときに、前記補助駆動手段により発生させる駆動力 T_M を、

$$T_M = (T_S - T_{SR}) + k_B (T_H - T_{SR})$$

(ただし、 k_B は定数パラメータ)

の関係に基づいて決定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、定数パラメータ k_B の値を変更することで、発生した反力の大きさを強調、軽減して術者に伝えることができる。

【0086】

(6) (4)又は(5)の内視鏡装置であって、

10

20

30

40

50

前記記憶手段は、互いに異なる複数の前記第2の湾曲特性の候補を記憶し、

該湾曲特性の候補の中からいずれかの候補を、前記任意の操作力を求める第2の湾曲特性に選定する特性選定手段を更に備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、第2の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。

【0087】

(7) (3)又は(5)の内視鏡装置であって、

前記定数パラメータの値を指定する入力部を備え、

前記制御手段は、前記入力部から指定を受けた定数パラメータの値により前記駆動力を決定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、湾曲部が被検体から受けた反力の大きさを、入力部から指定する定数パラメータの値に応じて自在に強調、軽減して術者に伝えることができる。

【0088】

(8) (1)~(7)のいずれかの内視鏡装置であって、

前記記憶手段が、前記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、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、通信等により外部から設定する手間が省け、利便性が向上する。

【0089】

(9) (1)~(8)のいずれか1つの内視鏡装置と、

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、前記湾曲特性の情報の少なくとも一部を、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。

【0090】

(10) 被検体に挿入される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、

前記湾曲部の湾曲動作に要する前記操作力を湾曲角度毎に規定した湾曲特性を予め定め

ておき、

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、

前記湾曲特性と、前記湾曲部の湾曲量と、前記湾曲操作部に加える操作力とに応じて、前記補助駆動手段により発生させる駆動力を変更する内視鏡装置の制御方法。

【0091】

(11) (10)の内視鏡装置の制御方法であって、

前記内視鏡挿入部の先端側が被検体から受ける反力を、前記湾曲特性に規定され前記湾曲量の検出値に対する操作力規定値と、前記検出した操作力との差分から検出し、

前記補助駆動手段が発生させる駆動力を、前記差分の大きさに応じて変更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操作力検出値との差分が生じた場合に、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、操作力と操作力検出値との差分として現れる内視鏡挿入部の先端側が被検体から受ける反力を、術者に強調、軽減して伝えることができる。

10

20

30

40

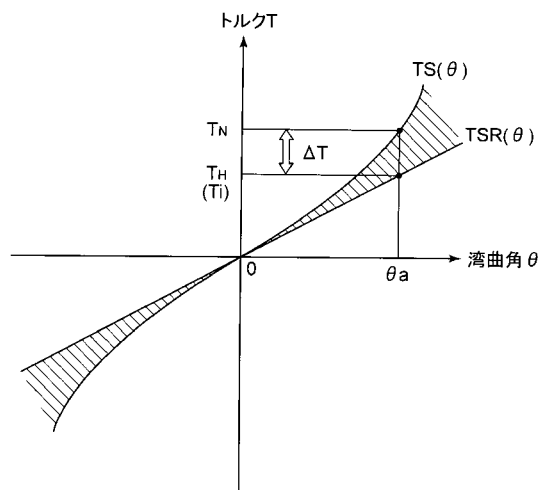
50

【符号の説明】

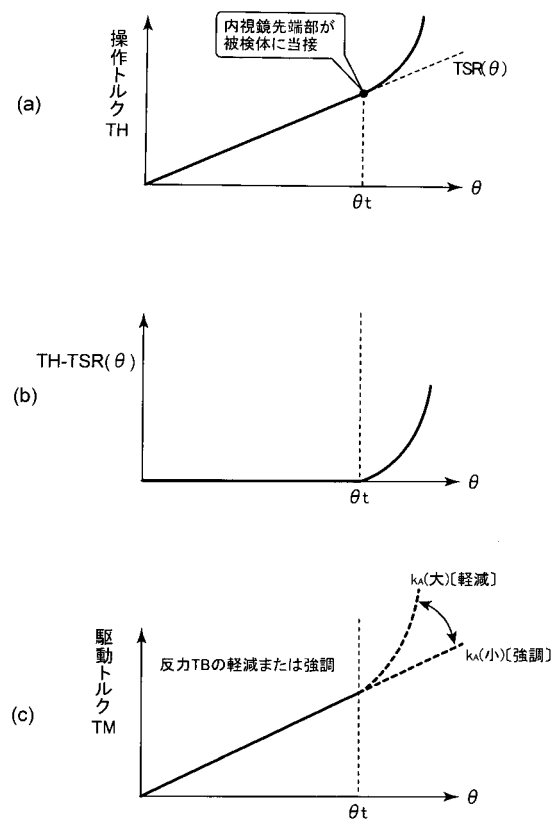
【0092】

11	内視鏡本体	
13	信号処理装置	
19	サーバ（外部電子機器）	
21	本体操作部	
23	内視鏡挿入部	
33	湾曲部	
35	先端部	
37	湾曲操作部	10
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）	
91A, 91B	節輪	
93	スリーブ	
95A, 95B	連結ピン	
100	内視鏡装置	20
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）	
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）	30
TSR(θ)	理想トルク特性（第2の湾曲特性）	
k _A , k _B	定数パラメータ	

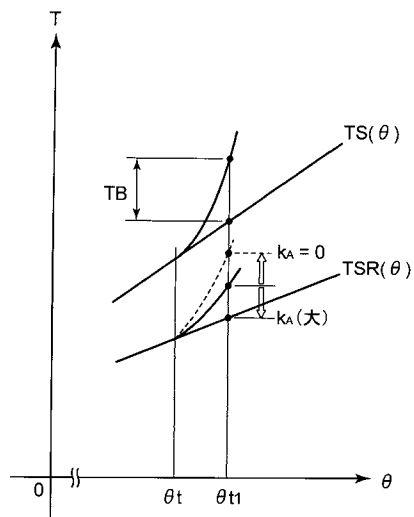
【図 5】



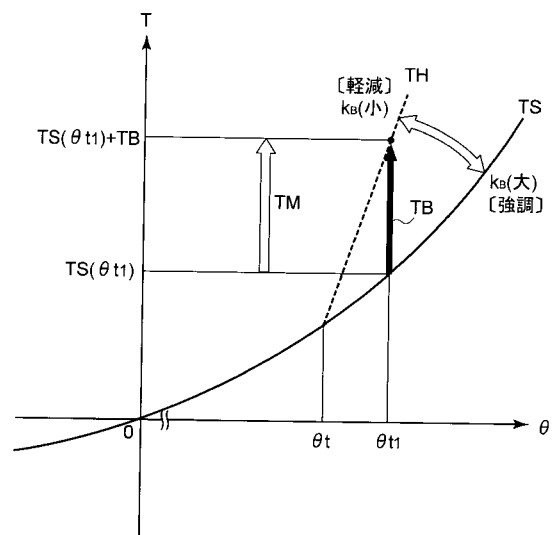
【図 6】



【図 7】



【図 8】



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	JP2011019549A	公开(公告)日	2011-02-03
申请号	JP2009164693	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	A61B1/0016		
FI分类号	A61B1/00.310.H G02B23/24.A A61B1/00.553 A61B1/005.523 A61B1/005.524		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/DD03 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/YY01 4C161/DD03 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/YY01		
其他公开文献	JP5396178B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当弯曲部分弯曲到操作员时，可靠地传递从主体接收的反作用力。弯曲部分弯曲的弯曲操作部分，弯曲部分，其响应于对弯曲操作部分的操作力而弯曲并驱动弯曲部分，一种内窥镜装置，包括具有驱动部分的内窥镜主体和用于产生用于辅助弯曲驱动部分的弯曲驱动的驱动力的辅助驱动部分，弯曲部分的弯曲操作所需的操作力被设定为预先确定针对每个弯曲角度规定的弯曲特性 $TSR(\theta)$ ，分别检测弯曲部分的弯曲量 θ 和施加到弯曲操作部分的操作力 TH ，以及弯曲特性 TSR 和弯曲部分的弯曲量并且，施加到弯曲操作部分的操作力，辅助驱动部分产生的驱动力改变，并且反作用力 TB 被强调，减小并传送给操作者。点域

6

