

(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2014-68894
(P2014-68894A)

(43) 公開日 平成26年4月21日 (2014. 4. 21)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-218551 (P2012-218551)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年9月28日 (2012. 9. 28)		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	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	安藤 茂
			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	宮本 学
			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
		Fターム(参考)	2H040 CA10 CA11 GA02
			4C161 AA29 CC06 DD02 FF06 FF46
			FF47 GG01 GG22 LL02 QQ02
			RR02 RR15 TT04 TT07 UU03

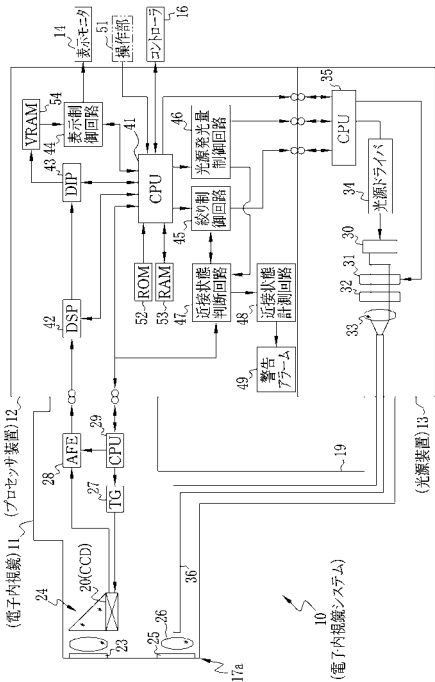
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の先端部が検体に押し付けられて近接状態になったことを容易に知ることが可能な内視鏡システムを提供する。

【解決手段】電子内視鏡システム10は、電子内視鏡11、プロセッサ装置12、光源装置13を備えている。電子内視鏡11の先端部17aにはCCD20が内蔵される。プロセッサ装置12は、CPU41、DSP42、絞り制御回路45、光源発光量制御回路46、近接状態判断回路47、近接状態計測回路48、警告アラーム49を備える。DSP42は、CCD20から出力された撮像信号から輝度データを得る。CPU41は、輝度データが予め設定された基準輝度値になるように絞り制御回路45、光源発光量制御回路46、及び電子内視鏡11のCPU29を制御する。近接状態判断回路47は、絞り制御回路45、光源発光量制御回路46、及びCPU29の制御に基づき、先端部17aが検体に近接しているかを判断する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体内に挿入される挿入部及び、前記挿入部の先端部に設けられ、検体内を撮像する固体撮像素子とを備えた電子内視鏡と、

前記固体撮像素子が撮像するための照明光を前記検体に照射する照明手段と、

前記固体撮像素子の撮像により得られた画像データに基づき、輝度データを取得する輝度データ取得手段と、

前記輝度データ取得手段で取得される前記輝度データが基準値となるように前記固体撮像素子の露光量を制御する露光制御手段と、

前記露光制御手段が行う露光制御に基づき、前記先端部が前記検体に近接しているかを判断する判断手段とを備えたことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記照明手段は、照明光を発する光源と、前記照明光の光量を調節する絞り機構とを有し、

前記露光制御手段は、前記絞り機構を制御する絞り制御手段であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記照明手段は、照明光を発する光源を有し、

前記露光制御手段は、前記光源の発光量を制御する発光量制御手段であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記露光制御手段は、前記固体撮像素子が撮像するときの電荷蓄積時間を制御する電子シャッタ制御手段であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記判断手段により前記先端部が前記検体に近接していると判断されたとき、警告を行う警告手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記先端部に推進力を与え、前記検体内への挿入を補助する内視鏡挿入補助装置を備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記判断手段により前記先端部が前記検体に近接していると判断されたとき、前記内視鏡挿入補助装置の推進速度を低下させる制御を行う速度制御手段を備えたことを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記判断手段により前記先端部が前記検体に近接していると判断されたとき、前記内視鏡挿入補助装置を停止させる制御を行う速度制御手段を備えたことを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記内視鏡挿入補助装置は、前記先端部に装着される装着部と、前記装着部の外側に配置される支持筒と、前記支持筒の内周面と外周面とを覆った状態で前記支持筒の軸方向に沿って循環移動する弾性変形可能な循環体とを備えることを特徴とする請求項 6 ないし 8 のいずれか 1 項記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記警告手段は、前記露光制御手段が前記露光量を下げる制御を所定時間継続したとき、警告を行うことを特徴とする請求項 5 ないし 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検体を観察するため、照明光を検体内に照射する内視鏡システムに関するも

50

のである。

【背景技術】

【0002】

医療分野や工業分野では、検体内の観察に内視鏡が広く用いられている。この内視鏡は、操作部と、検体内に挿入される挿入部とから構成されている。挿入部の先端部には、CCD等の固体撮像素子が収納されており、この固体撮像素子により撮像された画像がモニタに表示される。

【0003】

内視鏡の挿入操作が困難なところから、内視鏡の挿入を補助するための内視鏡挿入補助装置がいろいろ提案されている。例えば、特許文献1には、内視鏡の挿入部の先端部に装着される筒状の支持体と、この支持体に循環移動可能に取り付けられた循環体とを備えた内視鏡挿入補助装置（特許文献1では内視鏡用推進装置と称されている）が記載されている。前記循環体は、その外面を検体例えば人体の消化管の内壁に接触させた状態で循環移動するから、内視鏡の先端部に推進力を与える。これにより、例えば大腸のように大きく曲がった消化管であっても、内視鏡の挿入を容易に行うことが可能となる。

10

【0004】

また、特許文献2には、内視鏡の挿入部に回転可能に外嵌し、螺旋形状部が形成された回転筒体からなる内視鏡挿入補助装置であり、回転筒体に軸回りに回転駆動力を与える駆動部を備え、回転筒体を回転させることにより内視鏡の挿入部に推進力を与える回転自走式内視鏡システムが記載されている。この回転自走式内視鏡システムでは、回転筒体のトルク情報を検出するトルク検出部と、トルク検出部により検出したトルク情報に基づいて、予め設定された回転筒体のトルクを制御するためのリミット値と比較を行い、この比較結果に基づいて駆動部を制御する制御部とを備え、制御部は回転筒体のトルク情報がリミット値を超えた場合には、回転筒体の回転を停止、又は回転筒体のトルクを低下させるように駆動部を制御する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-253892号公報

【特許文献2】特開2008-93029号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記特許文献1及び2記載の内視鏡挿入補助装置を用いて、内視鏡の先端部に推進力を与えたとしても、例えば、大腸の中でもS状結腸や横行結腸のような弛みを有する部分では、生体組織に引っ掛かりやすいため、先端部及び内視鏡挿入補助装置が検体に押し付けられて先端が検体に近接すると、挿入がスムーズに行かない場合がある。上記特許文献1記載の内視鏡挿入補助装置では、上術のような近接状態になったとき、検知する手段がなく、術者が把握することもできない。

40

【0007】

また、上記特許文献2記載の内視鏡挿入補助装置では、回転筒体が検体内に押し付けられてトルクが増加したときにトルク情報がリミット値を超える可能性はあるが、回転筒体の挿入量に応じて摩擦が増大してトルクが増加したときもトルク情報がリミット値を超えることがあるので、上記の制御から医療装置が長時間押し付けられた状態を把握することもできない。

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、内視鏡の先端部が検体に押し付けられて近接状態になったことを容易に知ることが可能な内視鏡システム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】

50

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために本発明の内視鏡システムでは、検体内に挿入される挿入部及び、挿入部の先端部に設けられ、検体内を撮像する固体撮像素子とを備えた電子内視鏡と、固体撮像素子が撮像するための照明光を検体に照射する照明手段と、固体撮像素子の撮像により得られた画像データに基づき、輝度データを取得する輝度データ取得手段と、輝度データ取得手段で取得される輝度データが基準値となるように固体撮像素子の露光量を制御する露光制御手段と、露光制御手段が行う露光制御に基づき、先端部が検体に近接しているかを判断する判断手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

照明手段は、照明光を発する光源と、照明光の光量を調節する絞り機構とを有し、露光制御手段は、絞り機構を制御する絞り制御手段であることが好ましい。また、照明手段は、照明光を発する光源を有し、露光制御手段は、光源の発光量を制御する発光量制御手段であることが好ましい。また、露光制御手段は、固体撮像素子が撮像するときの電荷蓄積時間を制御する電子シャッタ制御手段であることが好ましい。判断手段により先端部が検体に近接していると判断されたとき、警告を行う警告手段を備えたことが好ましい。

10

【 0 0 1 1 】

また、先端部に推進力を与え、検体内への挿入を補助する内視鏡挿入補助装置を備えたことが好ましい。また、判断手段により先端部が検体に近接していると判断されたとき、内視鏡挿入補助装置の推進速度を低下させる制御を行う速度制御手段を備えたことが好ましい。あるいは、判断手段により先端部が検体に近接していると判断されたとき、内視鏡挿入補助装置を停止させる制御を行う速度制御手段を備えたことが好ましい。

20

【 0 0 1 2 】

内視鏡挿入補助装置は、先端部に装着される装着部と、装着部の外側に配置される支持筒と、支持筒の内周面と外周面とを覆った状態で支持筒の軸方向に沿って循環移動する弾性変形可能な循環体とを備えることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

警告手段は、露光制御手段が露光量を下げる制御を所定時間継続したとき、警告を行うことが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、輝度データが基準値となるように固体撮像素子の露光量を露光制御手段が制御しており、露光制御手段が行う露光制御に基づき、判断手段が内視鏡の先端部が検体に近接しているかを判断しているので、先端部が検体に押し付けられて近接状態になったことを容易に知ることができる。また、新たな検知手段を設ける必要が無いため、先端部が検体に近接状態かどうかの判断をコストをかけずに実現することができる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】 内視鏡システムの模式図である。

【 図 2 】 内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 内視鏡用推進装置を制御するコントローラの電氣的構成を示すブロック図である。

40

【 図 4 】 内視鏡用推進装置を示す斜視図である。

【 図 5 】 内視鏡用推進装置を示す分解斜視図である。

【 図 6 】 ピニオンと駆動筒とヘリカルギヤと軸受リングとを示す斜視図である。

【 図 7 】 内視鏡用推進装置の断面図である。

【 図 8 】 内視鏡の先端部が検体と近接しているかを判断する処理手順を説明するフローチャートである。

【 図 9 】 第 2 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

50

図 1 に示すように、電子内視鏡システム 10 は、検体内を撮像する電子内視鏡 11 と、撮像により得られた信号に基づいて内視鏡画像を生成するプロセッサ装置 12 と、検体を照明する光を発生する光源装置 13 と、内視鏡画像を表示する表示モニタ 14 と、内視鏡用推進装置 15 と、コントローラ 16 とを備えている。電子内視鏡 11 は、検体内に挿入される挿入部 17 と、挿入部 17 の基端部分に設けられた操作部 18 と、操作部 18 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 19 とを備えている。

【0017】

挿入部 17 の先端には、後述する固体撮像素子、例えば CCD 型イメージセンサ（図 2 参照。以下、CCD という）20 が内蔵された硬質な先端部 17a と、先端部 17a の後側に連設された上下及び左右方向に湾曲自在な湾曲部 17b と、湾曲部 17b と操作部 18 との間に位置する可撓部 17c とからなる。湾曲部 17b は、操作部 18 のアングルノブ 21 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。先端部 17a は、湾曲部 17b の湾曲動作によって検体内の所望の方向に向けられる。

【0018】

ユニバーサルコード 19 には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 22 が取り付けられている。コネクタ 22 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 11 は、このコネクタ 22 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0019】

プロセッサ装置 12 は、光源装置 13 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 10 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 12 は、ユニバーサルコード 19 や挿入部 17 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 11 に給電を行い、CCD 20 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 12 は、信号用ケーブルを介して CCD 20 から出力された撮像信号を取得し、各種画像処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 12 で生成された画像データは、プロセッサ装置 12 にケーブル接続された表示モニタ 14 に観察画像として表示される。

【0020】

先端部 17a には、検体内で挿入部 17 を前進または後進させる内視鏡用推進装置 15（内視鏡挿入補助装置）が着脱可能に取り付けられている。この内視鏡用推進装置 15 は、コントローラ 16 によって作動が制御される。

【0021】

図 2 に示すように、先端部 17a には、観察窓 23、撮像光学系 24、CCD 20、照明窓 25、照明レンズ 26 等が設けられている。また、タイミングジェネレータ（以下、TG という）27、アナログ信号処理回路（以下、AFE という）28、CPU 29 は、操作部 18 やユニバーサルコード 19 のコネクタ 22 等に設けられている。

【0022】

撮像光学系 24 は、レンズやプリズム等からなり、観察窓 23 を介して入射する検体内からの光を CCD 20 に結像させる。照明窓 25 からは照明光が検体内に照射される。照明光は、光源装置 13 から電子内視鏡 11 に供給され、ユニバーサルコード 19 及び挿入部 17 に挿通されたライトガイド 36 によって導光され、出射端に配置された照明レンズ 26 によって照明窓 25 を介して検体内に照明される。

【0023】

CCD 20 は、撮像光学系 24 によって撮像面に結像された検体内の像を光電変換する。CCD 20 は複数の画素を有し、各画素は入射光量に応じた画素値である撮像信号を出力する。CCD 20 から出力される撮像信号はアナログ信号であり、AFE 28 によってノイズ除去処理やゲイン補正処理が施され、A/D 変換された後に、ユニバーサルコード 19 及びコネクタ 22 を介してプロセッサ装置 12 の DSP 42（後述）に入力される。

【0024】

TG 27 は、CCD 20 にクロック信号を与える。CCD 20 は、TG 27 から入力さ

10

20

30

40

50

れるクロック信号に応じて撮像動作を行ない、撮像信号を出力する。CPU 29は、電子内視鏡11とプロセッサ装置12とが接続された後、プロセッサ装置12のCPU 41からの動作信号に基づいてTG 27を駆動させる。

【0025】

CPU 29は、電子シャッタ制御部としても機能し、TG 27に所定のクロック信号を生じさせることでCCD 20に対して駆動制御を行うが、蓄積電荷の掃出し時間（掃出しパルス）を可変調整することにより、電荷蓄積時間を変えることができる。この電荷蓄積時間が電子シャッタ速度となる。

【0026】

A FE 28は、相関二重サンプリング（CDS）回路、自動ゲイン調節（AGC）回路、A/D変換器からなる。CDSは、CCD 20が出力する撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD 20を駆動することによって生じるノイズを除去する。AGCは、CDSによってノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/D変換器は、AGCで撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換する。A FE 28の駆動は、CPU 29によって制御される。例えば、CPU 29は、プロセッサ装置12のCPU 41から入力される動作信号に基づいて、AGC回路による撮像信号の増幅率（ゲイン）を調節する。

【0027】

光源装置13は、光源30、絞り機構31、波長変換フィルタ32、集光レンズ33、光源ドライバ34、CPU 35等から構成される。

【0028】

光源30は、例えばLEDからなる。波長変換フィルタ32は、光源30から発せられた照明光を通常の白色光に変換する。光源30から発せられ、白色光に変換された照明光は、絞り機構31によって調節される。光源30から発せられた照明光は、集光レンズ33で集光されてライトガイド36の入射端に導光される。

【0029】

ライトガイド36は、例えば、複数の石英製光ファイバーを巻回テープ等でバンドル化したものである。ライトガイド36の出射端に導かれた照明光は、照明レンズ26によって拡散されて検体内に照射される。

【0030】

絞り機構31は、絞りの開口面積を可変し、照明光の光量を調節する。CPU 35は、プロセッサ装置12の絞り制御回路45と通信し、絞り機構31の動作制御を行う。光源ドライバ34は、光源30に供給する電圧を変更することで、光源30から発せられる照明光の発光量を調節する。CPU 35は、プロセッサ装置12の光源発光量制御回路46と通信し、光源ドライバ34の動作制御を行う。

【0031】

絞り機構31及び光源ドライバ34の制御は、自動的に露光量を調節する自動制御である。CPU 35の行う自動制御は、後述するDSP 42で生成された輝度データに基づいて行われる。

【0032】

プロセッサ装置12は、CPU 41、デジタル信号処理回路（DSP）42、デジタル画像処理回路（DIP）43、表示制御回路44、絞り制御回路45、光源発光量制御回路46、近接状態判断回路47、近接状態計測回路48、警告アラーム49、操作部51等を有する。

【0033】

CPU 41は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続されており、プロセッサ装置12全体の動作を統括的に制御する。ROM 52には、プロセッサ装置12の動作を制御するための各種プログラム（OS、アプリケーションプログラム等）や各種データ（グラフィックデータ等）が記憶されている。CPU 41は、ROM 52から必要なプログラムやデータを読み出して、作業メモリであるRAM 53に展開し、

10

20

30

40

50

読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU 41は、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、操作部 51やLAN等のネットワークより取得し、RAM 53に記憶する。

【0034】

DSP 42は、CCD 20から入力される撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。DSP 42で生成された画像データは、DIP 43の作業メモリに入力される。また、DSP 42は、例えば生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、露光量の自動制御に必要な輝度データとして生成し、CPU 41に入力する。

【0035】

CPU 41は、輝度データを予め設定された基準輝度値と比較し、輝度データがこの基準輝度値となるように露光制御を行う。すなわち、輝度データが基準輝度値より大きくなったとき、CPU 41は、CCD 20の露光量を下げる制御として、絞り制御回路 45、光源発光量制御回路 46、CPU 29に制御信号を送り、絞り機構 31の絞りを小さくする制御、光源 30の発光量を下げる制御、CCD 20の電子シャッタ速度を速く（電荷蓄積時間を短く）する制御のいずれかを行う。一方、輝度データが基準輝度値より小さくなったとき、CPU 41は、CCD 20の露光量を上げる制御として、絞り制御回路 45、光源発光量制御回路 46、CPU 29に制御信号を送り、絞り機構 31の絞りを大きくする制御、光源 30の発光量を上げる制御、CCD 20の電子シャッタ速度を遅く（電荷蓄積時間を長く）する制御のいずれかを行う。

【0036】

DIP 43は、DSP 42で生成された画像データに対して各種画像処理を施す。DIP 43で各種画像処理が施された画像データは、観察画像としてVRAM 54に一時的に記憶された後、表示制御回路 44に入力される。

【0037】

VRAM 54は、DIP 43から入力される観察画像を一時的に記憶するメモリであり、複数フレーム分（例えば5フレーム分）の観察画像を同時に記憶する。また、DIP 43は、VRAM 54に記憶容量の上限分（5フレーム分）の観察画像が既に記憶されている状態で新たな観察画像を入力する際に、上書き更新等により、最も古い観察画像を破棄して新たな観察画像をVRAM 54に記憶させる。したがって、VRAM 54には、最新の観察画像から記憶容量の上限分の観察画像が記憶される。VRAM 54に記憶された複数フレーム分の観察画像のうち1フレーム分の観察画像が表示制御回路 44によって選択して取得され、表示モニタ 14に表示される。

【0038】

表示制御回路 44は、VRAM 54から観察画像を選択して取得し、表示モニタ 14上に表示する。このとき、表示制御回路 44は、CPU 41から入力される画像選択信号に基づいて、VRAM 54に記憶された複数の観察画像のなかから、1フレーム分の観察画像を取得し、これを表示モニタ 14上に表示する。

【0039】

近接状態判断回路 47は、絞り制御回路 45及び光源発光量制御回路 46と接続されるとともに、電子内視鏡 11のCPU 29と通信し、絞り制御回路 45による絞り機構 31の制御、光源発光量制御回路 46による光源ドライバ 34の制御、及びCPU 29によるCCD 20の電子シャッタ制御を監視し、これらの制御に基づき、先端部 17aが検体に近接しているかを判断する。この近接状態判断回路 47が行う判断としては、絞り制御回路 45、光源発光量制御回路 46、及びCPU 29のいずれか1つがCCD 20の露光量を所定量下げる制御を行ったとき、先端部 17aが検体に近接していると判断するものである。よって、絞り制御回路 45が絞り機構 31の絞りを所定量小さくする制御、光源発光量制御回路 46が光源 30の発光量を所定量下げる制御、CPU 29がCCD 20の電子シャッタ速度を所定量速くする制御のいずれか1つが行われたとき、近接状態判断回路 47は、先端部 17aが検体に近接していると判断する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

近接状態計測回路 4 8 は、近接状態判断回路 4 7 及び警告アラーム 4 9 と接続されており、近接状態判断回路 4 7 により先端部 1 7 a が検体に近接していると判断されたときの継続時間を計測し、この継続時間が所定時間以上となったとき、警告手段としての警告アラーム 4 9 に警告信号を出す。近接状態計測回路 4 8 から警告信号が出された警告アラーム 4 9 は、警告音を発して先端部 1 7 a が検体に近接していることを知らせる。

【 0 0 4 1 】

操作部 5 1 は、プロセッサ装置 1 2 の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。CPU 4 1 は、操作部 5 1 からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム 1 0 の各部を動作させる。

10

【 0 0 4 2 】

プロセッサ装置 1 2 にはコントローラ 1 6 が電氣的に接続される。内視鏡用推進装置 1 5 の後端から並列二連となった柔軟な保護シース 5 5 が引き出されている。保護シース 5 5 はサージカルテープ 5 6 などにより内視鏡の挿入部に適宜に固定され、内視鏡用推進装置 1 5 を装着した内視鏡を体腔内に挿入しあるいは操作する際に保護シース 5 5 が体腔内で不用意な挙動をすることはない。

【 0 0 4 3 】

保護シース 5 5 内には、内視鏡用推進装置 1 5 の内部機構に先端部が機械的に連結されたマスターワイヤ 5 7 a 及びスレーブワイヤ 5 7 b (図 4 参照) がそれぞれ挿通されている。各ワイヤ 5 7 a , 5 7 b は可撓性を有しながらも捻じり剛性が高く、一端側から入力されたトルクをほとんど減衰させることなく他端側に伝達する。各ワイヤ 5 7 a , 5 7 b の後端は二股のプラグ 5 8 を介してコントローラ 1 6 のコネクタ 5 9 に連結される。コントローラ 1 6 にはマスターモータ 6 0 a 及びスレーブモータ 6 0 b (図 3 参照) が組み込まれ、プラグ 5 8 をコネクタ 5 9 に連結したときに、マスターワイヤ 5 7 a はマスターモータ 6 0 a により、スレーブワイヤ 5 7 b はスレーブモータ 6 0 b により個別に駆動できる状態になる。

20

【 0 0 4 4 】

図 3 に示すように、コントローラ 1 6 には、モータ制御部 6 1 と、CPU 6 2 とが設けられている。マスターモータ 6 0 a の回転速度は、モータ制御部 6 1 から供給される電流により、例えば 2 0 0 0 r p m となるように制御される。モータ制御部 6 1 は、フットスイッチ 6 3 の操作により、マスターモータ 6 0 a 及びスレーブモータ 6 0 b に電流を供給するオン状態と、電流の供給を停止するオフ状態とに切り換える。

30

【 0 0 4 5 】

大腸用の内視鏡の場合、特に S 状結腸や横行結腸における挿入操作や引き出し操作を楽にする目的で、内視鏡用推進装置 1 5 が効果的に用いられる。内視鏡用推進装置 1 5 は、消化管の内壁に接触して、電子内視鏡 1 1 の挿入部 1 7 に前進力又は後退力を生じさせる循環体を備えている。この実施形態では、例えば略円筒形状を有し、外表面がトロイド状の循環体となる弾性変形可能かつ強靱なシート材からなるメンブレン 6 5 が、循環体として用いられており、軸線 A D に沿って循環移動をする。

【 0 0 4 6 】

40

図 4 ~ 図 6 に示すように、メンブレン 6 5 は、略円筒形状のアウトユニット 6 6 に支持されるように、その内周面と外周面とを覆っており、その軸方向に循環移動する。なお、図 4 及び図 5 では、構造を分かりやすくするためにメンブレン 6 5 を筒状のシート材に展開して表している。メンブレン 6 5 は、その最終的な組み込み形態では、筒状シート材の先端と後端とを外側に折り返してから、先端と後端とを熱溶着等により接合する。これより、メンブレン 6 5 は、ドーナツを穴に沿って伸ばした袋状に形成される。なお、金型を使用して成形加工でメンブレン 6 5 を作成してもよい。なお、図 4 ~ 図 7 は、図中左方が先端部 1 7 a が位置する先端側、図中右方が内視鏡の操作部 1 8 に近い基端側になるように表されている。

【 0 0 4 7 】

50

メンブレン 65 には、柔軟性及び伸縮性を有する弾性変形可能な材料、例えばポリ塩化ビニル、ポリアミド樹脂、フッ素樹脂、ウレタンやポリウレタンなどの生体適合プラスチックが用いられている。

【0048】

メンブレン 65 及びアウターユニット 66 の内部には、インナーユニット 67 が配されている。インナーユニット 67 は、内周側に円筒状の中空部を有し、外周面側が三角筒形状に成形されたキャリア筒 68 と、キャリア筒 68 の後端側にビス止め、圧入、カシメ等で係止される略三角筒状のキャップ 69 と、キャリア筒 68 の先端側、キャップ 69 の後端側にそれぞれ固定されるフロントワイパー 70a, リアワイパー 70b と、キャリア筒 68 の前端側内周に形成されたネジに螺合して回転により軸方向に移動するクランパ 71 と、クランパ 71 の軸方向への移動に応じて内・外径が拡大/縮小する合成樹脂製のＣリング（装着部）72 と、キャリア筒 68 の内周に回転自在に支持された円筒状の駆動筒 73（図 6 参照）とを有している。

10

【0049】

図 6 に示すように、駆動筒 73 はその両端がベアリングボール 74 を円環状に並べて保持した軸受リング 75a, 75b を介してキャリア筒 68 の内周側に回転自在に支持され、キャリア筒 68 の後端に固定されたキャップ 69 により抜け止めされる。駆動筒 73 の外周面にはウォームギヤ 76a と平歯ギヤ 76b とが設けられている。ウォームギヤ 76a には、キャリア筒 68 に回転自在に保持された一对の駆動ホイール 77, 77 がキャリア筒 68 の開口を通して噛み合わされる。この一对の駆動ホイール 77, 77 は、駆動筒 73 の回転中心軸に関して 120 度の回転対称となる 3 個所にそれぞれ組み付けられ、駆動筒 73 が回転するとこれらの駆動ホイール 77, 77 はそれぞれの軸 77a を中心に一斉に同方向に回転する。

20

【0050】

保護シース 55 の先端は、キャップ 69 の後端側から形成された凹部内に接着または熱溶着などによって固着される。そして保護シース 55 の先端から突出した各ワイヤ 57a, 57b の先端部は、キャップ 69 に形成された貫通孔を通してキャップ 69 の前方に突出し、その各々にマスターピニオン 78a 及びスレーブピニオン 78b が固着される。図示のように、各ピニオン 78a, 78b の各々の先端から回転中心となる軸が突出し、これらの軸がキャリア筒 68 に設けられた穴に挿通されることによって各ピニオン 78a, 78b の各々が回転自在に支持される。各ピニオン 78a, 78b のうち、駆動筒 73 の平歯ギヤ 76b にはマスターワイヤ 57a に固着されたマスターピニオン 78a が噛み合う。他方のスレーブワイヤ 57b に連結されたスレーブピニオン 78b は、マスターピニオン 78a に噛み合い、平歯ギヤ 76b には噛み合わされない。したがって、駆動筒 73 はマスターワイヤ 57a に連結されたマスターピニオン 78a の回転によって駆動されるが、各ワイヤ 57a, 57b は、コントローラ 16 から個別に供給される回転力で駆動され、スレーブピニオン 78b は、マスターピニオン 78a とは逆向きに回転される。このため、マスターピニオン 78a にはスレーブワイヤ 57b からの回転力も加算され、駆動筒 73 を高いトルクで回転させることができる。

30

【0051】

フロントワイパー 70a 及びリアワイパー 70b のそれぞれは、先端側に庇状に広がったスリーブ部を有し、これらのスリーブ部の先端はメンブレン 65 が循環移動するとき内周側の面に摺接する。そして、メンブレン 65 の内周側の面に付着した異物や消化管内壁がメンブレン 65 の移動とともに内視鏡用推進装置 15 の中に引き込まれることを防ぐ。

40

【0052】

クランパ 71 の前端には、規則的な凹凸係合部が周方向に整列して設けられ、専用の治具を先端側から挿入してクランパ 71 に係合させることができる。治具の回転操作でクランパ 71 をねじ込み方向に回転させてゆくと、クランパ 71 が後端側に移動し、後端の斜面 71a（図 7 参照）の押圧を受けてＣリング 72 が縮径するように変形する。したがっ

50

て、キャリア筒 6 8 の円筒状の中空部に内視鏡の先端部 1 7 a を挿入した後、クランパ 7 1 のねじ込み操作を行ってゆくと C リング 7 2 の内周面が先端部 1 7 a の外周面に強く押し付けられ、キャリア筒 6 8 を先端部 1 7 a に固定することができる。

【 0 0 5 3 】

アウターユニット 6 6 は、先端側から順に、フロントバンパー 7 9 a と、シールドカバー 8 0 と、円筒状の支持筒 8 1 と、リアバンパー 7 9 b とを有する。このアウターユニット 6 6 は、以下の手順にしたがってインナーユニット 6 7 及びメンブレン 6 5 と一体的に連結した状態に組み立てられる。

【 0 0 5 4 】

図 4 及び図 5 に示すように、各種部品を組み込んだインナーユニット 6 7 の外表面が覆われるように、筒状に展開したメンブレン 6 5 の中にインナーユニット 6 7 を入れた後、支持筒 8 1 の中空部内に、メンブレン 6 5 を被せた状態のインナーユニット 6 7 を挿入する。支持筒 8 1 には、その中心軸に関して 1 2 0 度の回転対称となる 3 個所に軸方向に長い略矩形の開口 8 1 a が形成されている。この開口 8 1 a にはローラアセンブリ 8 2 が組み付けられる。

【 0 0 5 5 】

ローラアセンブリ 8 2 は、一对の細長いフレーム 8 3 の間に 3 本のローラ 8 4 を整列保持させたものである。フレーム 8 3 は弾性力に富む金属薄板製で、各々の両端を開口 8 1 a の前・後端に形成された係合部に嵌め込んでこれらを支持筒 8 1 に固定すると、フレーム 8 3 の長手方向中央部が開口 8 1 a を通して支持筒 8 1 の中空部内に入り込むように湾曲する。こうしてフレーム 8 3 が湾曲することによって、フレーム 8 3 で保持された 3 本のローラ 8 4 はメンブレン 6 5 を駆動ホイール 7 7 に向かって押し付ける。この結果、図 9 に示すように、メンブレン 6 5 が一对の駆動ホイール 7 7 と 3 本のローラ 8 4 との間に強く挟持される。

【 0 0 5 6 】

こうして 3 個所の開口 8 1 a を覆うように、支持筒 8 1 にローラアセンブリ 8 2 が組み付けられると、各ローラ 8 4 が支持筒 8 1 の内側に突出するためインナーユニット 6 7 に対して支持筒 8 1 は軸方向に移動できなくなり、これらはメンブレン 6 5 を挟んだ状態で一体的に組み合わせられる。そして、支持筒 8 1 の先端にフロントバンパー 7 9 a、後端にリアバンパー 7 9 b が固定される。さらに、ローラアセンブリ 8 2 を含めて支持筒 8 1 の外表面を緊密に覆うようにシールドカバー 8 0 が被せられる。

【 0 0 5 7 】

インナーユニット 6 7 とアウターユニット 6 6 との間に筒状のシート材に展開されたメンブレン 6 5 を挟み、これらを一体的に組み合わせた後に、メンブレン 6 5 の先端と後端とを外側に折り返してから先端と後端とを接合する。このとき、それぞれの接合面に傾斜をつけておけば、接合部 6 5 a に極端な厚みムラが生じることがない。図 7 は組み立て後の内視鏡用推進装置 1 5 の断面を模式的に示している。このように袋状に接合することによって、メンブレン 6 5 はアウターユニット 6 6 を全体的に包み込むような内部空間を備える。この内部空間にはエアー、生理食塩水、コロイド状の合成樹脂材料、オイルやグリスなどの潤滑材等、適宜のものを封入することも可能である。

【 0 0 5 8 】

メンブレン 6 5 は、筒状のシート材の両端部が接着され、図 7 に示すように袋状にして用いられる。このとき、メンブレン 6 5 はそれぞれ駆動ホイール 7 7 とローラ 8 4 との間に挟持される。そして駆動ホイール 7 7 の回転がメンブレン 6 5 に伝達され、メンブレン 6 5 を軸方向に移動させることができる。

【 0 0 5 9 】

次に電子内視鏡システム 1 0 の作用について説明する。内視鏡用推進装置 1 5 は、先端部 1 7 a よりもメンブレン 6 5 が先端側に位置した状態で先端部 1 7 a に固定される。この固定に際しては専用の治具が用いられ、クランパ 7 1 が時計方向に回転される。クランパ 7 1 はキャリア筒 6 8 の先端側内周に形成された右ネジに螺合しているから、時計方向

10

20

30

40

50

への回転により奥側（後端側）へと移動して斜面 7 1 a で C リング 7 2 を押圧する。C リング 7 2 の前面には外周側ほど後端側に傾斜した斜面が形成され、この斜面がクランプ 7 1 の斜面 7 1 a によって押圧されることにより、C リング 7 2 は直径が狭まるように弾性変形する。こうして C リング 7 2 が変形すると、キャリア筒 6 8 の中空部に挿入されている内視鏡の先端部 1 7 a が C リング 7 2 で締め付けられ、内視鏡用推進装置 1 5 は先端部 1 7 a の外周面に緊密に固定される。

【0060】

内視鏡用推進装置 1 5 の後端から引き出された保護シース 5 5 を内視鏡の湾曲部から軟性部の表面に沿わせるように引き延ばす。保護シース 5 5 の表面には適切な間隔でテープ止め位置を表す表示が設けられている。この表示に合わせてサージカルテープ 5 6 などを利用して保護シース 5 5 を内視鏡の湾曲部や軟性部に固定する。そして、シース後端のプラグ 5 8 をコネクタ 5 9 に挿入してコントローラ 1 6 に接続し、コントローラ 1 6 の電源をオンする。

10

【0061】

上記の検査準備が完了した後、内視鏡の先端部 1 7 a を患者の消化管例えば大腸内に挿入する。そして、コントローラ 1 6 に接続されたフットスイッチ 6 3 を操作すると、CPU 6 2 はモータ制御部 6 1 を制御して設定されたモータ回転速度に応じた電流を、各モータ 6 0 a , 6 0 b に供給する。この電流供給により各モータ 6 0 a , 6 0 b が駆動されて、各ワイヤ 5 7 a , 5 7 b が回転される。この各ワイヤ 5 7 a , 5 7 b の回転に伴う各ピニオン 7 8 a , 7 8 b の回転により、マスターピニオン 7 8 a に噛み合っている平歯ギヤ 7 6 b を介して駆動筒 7 3 が回転される。スレーブピニオン 7 8 b はマスターピニオン 7 8 a とは逆方向に回転され、その回転はマスターピニオン 7 8 a にそのまま伝達されるようにしている。したがって、コントローラ 1 6 内の一対のモータ 6 0 a , 6 0 b の双方を利用して駆動筒 7 3 を回転させることができる。

20

【0062】

駆動筒 7 3 の回転とともにウォームギヤ 7 6 a が回転すると、駆動ホイール 7 7 がそれぞれの軸 7 7 a を中心に一斉に同じ方向に回転する。駆動ホイール 7 7 の歯面と、ローラアセンブリ 8 2 の各ローラ 8 4 との間にはメンブレン 6 5 が強く挟持される。これにより、駆動ホイール 7 7 の回転とともにローラ 8 4 が従動して両者で挟持されたメンブレン 6 5 は駆動筒 7 3 の軸方向に移動する。

30

【0063】

電子内視鏡 1 1 の先端部 1 7 a が内視鏡用推進装置 1 5 とともに大腸に挿入され、メンブレン 6 5 の外周側の面が腸壁に接触した状態になっていると、メンブレン 6 5 が上記循環移動を行っている間は、内視鏡の先端部 1 7 a を前進させる方向への推進力が得られ、あるいは大腸壁を手前側にたぐり寄せる作用力を得ることができる。

【0064】

光源装置 1 3 からの光は、ライトガイド 3 6、照明レンズ 2 6、照明窓 2 5 を通って、大腸内に照射される。先端部 1 7 a に内蔵された CCD 2 0 は、大腸内を撮影して撮像信号を出力する。この撮像信号は、電子内視鏡 1 1 内部に組み込まれた信号用ケーブルを介してプロセッサ装置 1 2 に入力され、各種画像処理が施された後、表示モニタ 1 4 に表示される。術者は、表示モニタ 1 4 を通じて大腸内を観察する。

40

【0065】

図 8 に示すように、電子内視鏡システム 1 0 を用いて大腸の観察を行うとき、プロセッサ装置 1 2 は、近接状態の判断を開始する。近接状態判断回路 4 7 は、光源発光量制御回路 4 6、絞り制御回路 4 5、CPU 2 9 による露光量の制御を監視する (S 1)。このとき、先端部 1 7 a が検体に近接した場合、照明窓 2 5 から照射される照明光が先端部 1 7 a に近接する位置で反射するため、輝度データが一時的に上昇して基準輝度値を超えるようになる。よって、プロセッサ装置 1 2 の CPU 4 1 は、輝度データが基準輝度値となるように露光量を下げる露光制御を行う。

【0066】

50

そして、絞り制御回路 45、光源発光量制御回路 46、及び CPU 29 のいずれか 1 つが CCD 20 の露光量を所定量下げる制御を行ったとき、近接状態判断回路 47 は、先端部 17a が検体に近接していると判断する (S2)。なお、先端部 17a が検体に近接していると判断していないときは、露光量制御の監視を継続する。

【0067】

次に、近接状態計測回路 48 は、先端部 17a が検体に近接していると判断されたとき、その近接状態を計測開始する (S3)。この継続時間が所定時間以上となったとき (S4)、近接状態計測回路 48 は、警告アラーム 49 に警告信号を出し、警告信号を受けた警告アラーム 49 は警告音を発して、先端部 17a が検体に近接していることを術者に知らせる (S5)。

【0068】

大腸の観察、特に S 状結腸や横行結腸などでは、先端部 17a 及び内視鏡用推進装置 15 が引っ掛かりやすく、大腸の生体組織に近接して、先端部 17a 及び内視鏡用推進装置 15 が検体に押し付けられる状態になることがあるが、上述したように、近接状態判断回路 47 が露光量の制御に基づき判断しているので、術者は、先端部 17a が検体と近接状態になったことを容易に知ることができる。

【0069】

なお、観察中に患部を発見した場合には、この患部の処置に適した処置具を、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入して鉗子出口から突出させ、患部を処置する。

【0070】

内視鏡用推進装置 15 を先端部 17a から取り外すときには、治具を利用してクランプ 71 を反時計方向に回転させる。これによりクランプ 71 は回転しながら手前に移動し、リング 72 への押圧を解除する。この結果、自身の弾性によってリング 72 が拡張して内周面が先端部 17a の外周面から離れるから、内視鏡用推進装置 15 は内視鏡から簡単に取り外すことができるようになる。

【0071】

上記第 1 実施形態では、警告アラーム 49 が警告音を発することにより、警告を行っているが、警告手段としてはこれに限らず、警告表示を行う構成でもよい。この場合、警告信号が出されたとき、表示モニタ 14 の画面にメッセージを表示させてもよいし、プロセッサ装置のフロントパネル等に警告ランプを設けておき、これを点灯させることで報せてもよい。

【0072】

上記第 1 実施形態では、近接状態判断回路 47 によって先端部 17a が検体に近接していると判断されたとき、警告手段で警告する例を上げているが、本発明はこれに限るものではなく、以下で説明する第 2 実施形態の内視鏡システムでは、内視鏡挿入補助装置の推進速度を低下させる制御を行う速度制御手段を備えている。なお、上記第 1 実施形態と同じ部品を用いた場合は、同符号を付して説明を省略する。

【0073】

図 9 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 100 は、電子内視鏡 11 と、プロセッサ装置 101 と、光源装置 13 と、内視鏡用推進装置 15 と、コントローラ 16 とを備えている。プロセッサ装置 101 は、速度制御回路 102 を備えている。速度制御回路 102 は、近接状態計測回路 48 と接続されるとともに、コントローラ 16 の CPU 62 と通信する。近接状態計測回路 48 が、警告信号を出したとき、速度制御回路 102 は、CPU 62 に速度制御信号を送信する。速度制御信号を受けた CPU 62 は、モータ制御部 61 を制御して、モータ 60a、60b の回転速度を低下させる。これにより、先端部 17a 及び内視鏡用推進装置 15 が検体に押し付けられる状態を回避することができる。

【0074】

なお、上記第 2 実施形態では、速度制御回路 102 が速度制御信号を CPU 62 に送信したとき、モータ 60a、60b の回転速度を低下させる制御を行っているが、本発明はこれに限らず、速度制御回路 102 が速度制御信号を CPU 62 に送信したとき、モータ

10

20

30

40

50

60a, 60bを停止させる制御を行ってもよい。

【0075】

上記第1及び第2実施形態では、光源30として、LEDを例に上げているが、これに限らず、他の光源を用いてもよい。なお、一定の発光量で発光させるキセノン光源などを用いた場合、上記第1及び第2実施形態の構成から光源発光量制御回路46を無くした構成とし、且つ近接状態判断回路47が行う判断としては、絞り制御回路45及びCPU29の制御に基づき判断すればよい。また、電子内視鏡11の構成として、CPU29が電子シャッタ速度を固定する制御を行う場合、近接状態判断回路47が行う判断としては、絞り制御回路45及び光源発光量制御回路46の制御、あるいは絞り制御回路45の制御のみに基づき判断すればよい。

10

【0076】

なお、上記第1及び第2実施形態では、内視鏡用推進装置15を備える内視鏡システムを例に上げているが、本発明はこれに限らず、内視鏡用推進装置15の無い内視鏡システムにも適用することができる。また、上記第1及び第2実施形態においては、内視鏡挿入補助装置として、軸方向に沿って循環移動する弾性変形可能な循環体を備えた内視鏡用推進装置15を例に上げているが、本発明はこれに限らず、内視鏡の挿入部に回転可能に外嵌し、螺旋形状部が形成された回転筒体の回転により管腔内での推進力を得る内視鏡挿入補助装置を備えた内視鏡システムに適用することもできる。

【0077】

また、上記実施形態は、本発明を医療診断用の内視鏡に適用したものであるが、本発明は医療診断用途に限られず、工業用等のその他の内視鏡やプローブ等に適用することも可能である。

20

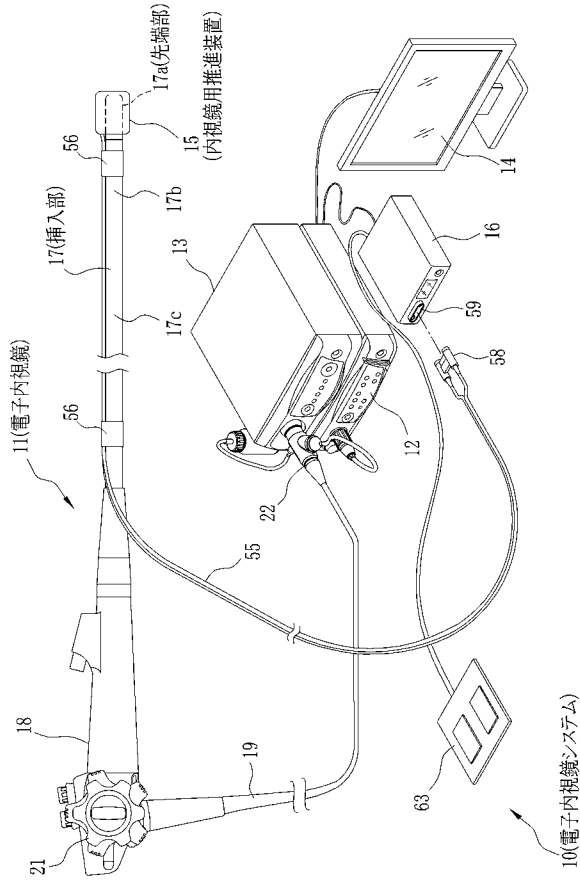
【符号の説明】

【0078】

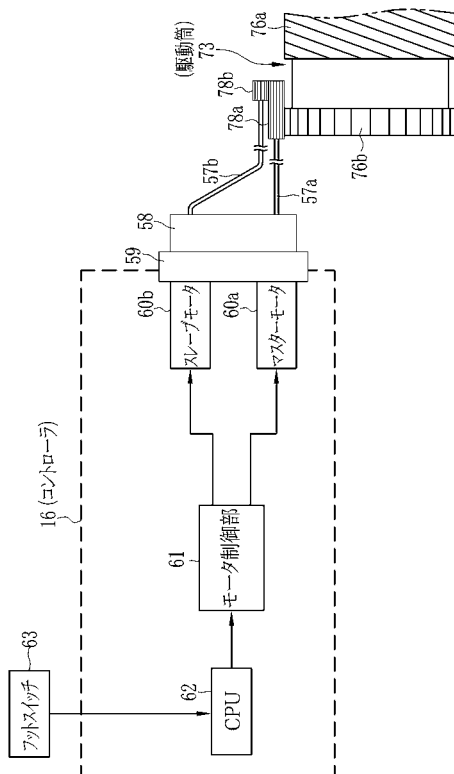
- 10, 100 内視鏡システム
- 11 電子内視鏡
- 12, 101 プロセッサ装置
- 13 光源装置
- 15 内視鏡用推進装置
- 16 コントローラ
- 45 絞り制御回路
- 46 光源発光量制御回路
- 47 近接状態判断回路
- 48 近接状態計測回路
- 49 警告アラーム
- 102 速度制御回路

30

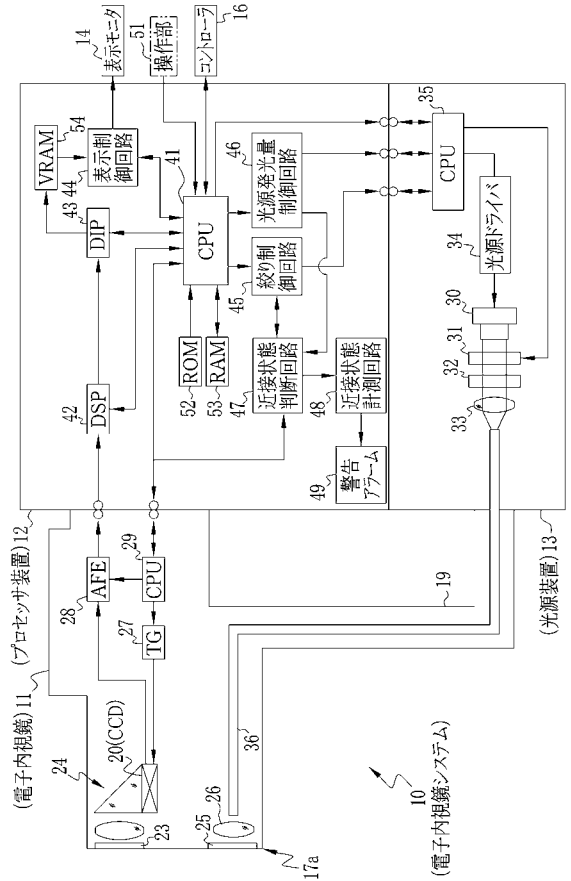
【図 1】



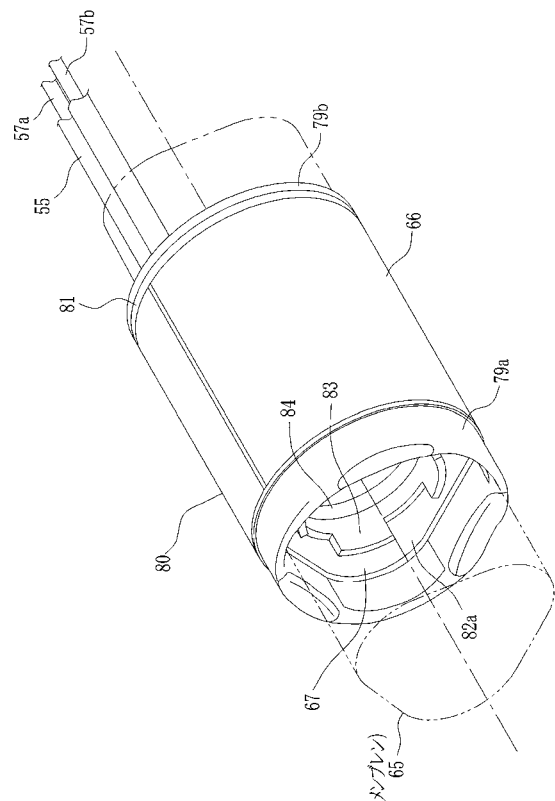
【図 3】



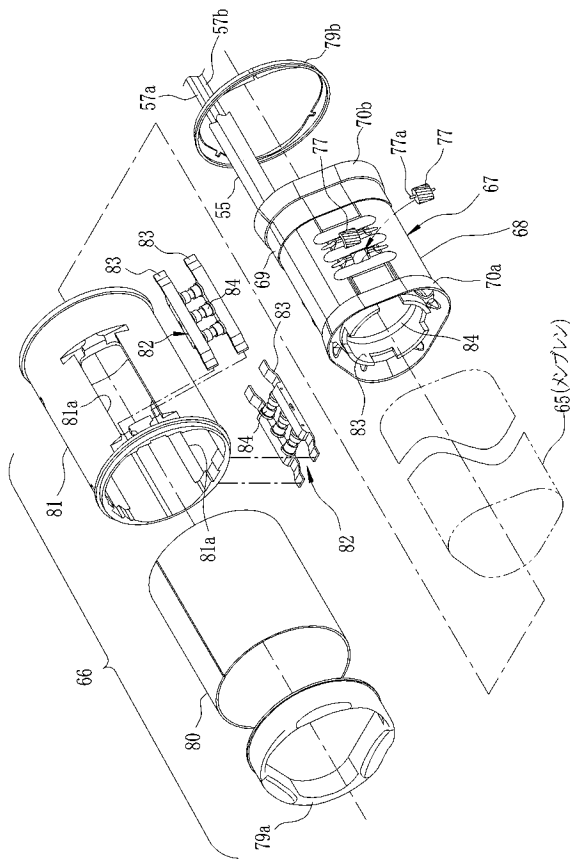
【図 2】



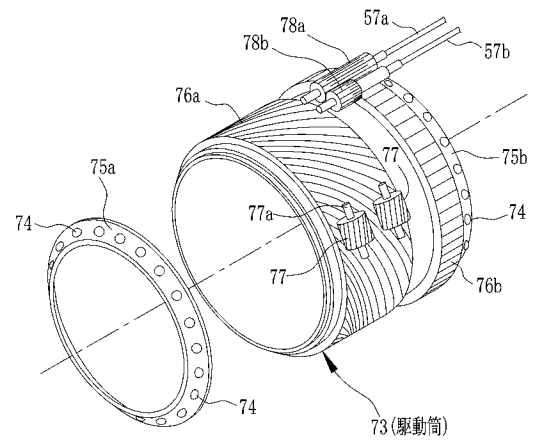
【図 4】



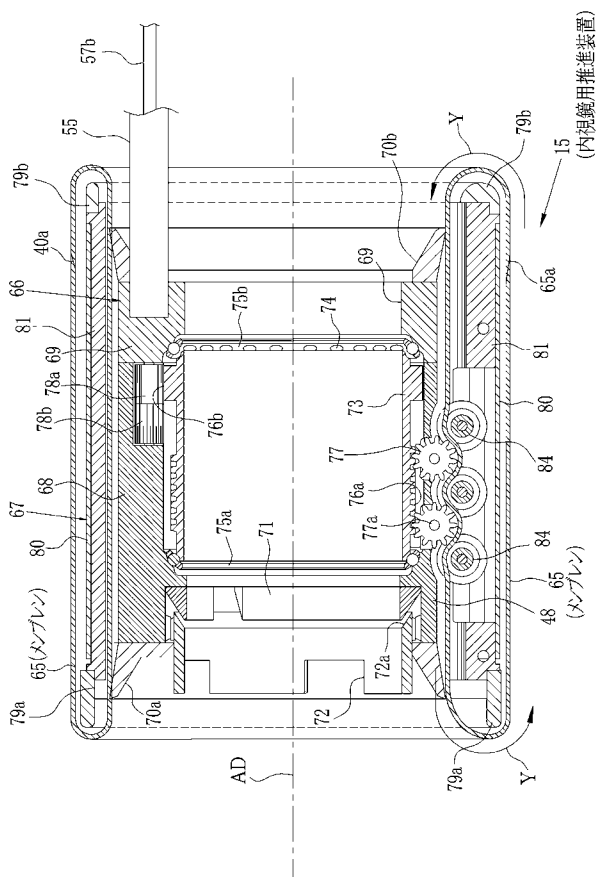
【 図 5 】



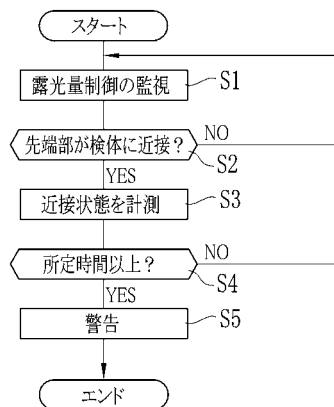
【 図 6 】



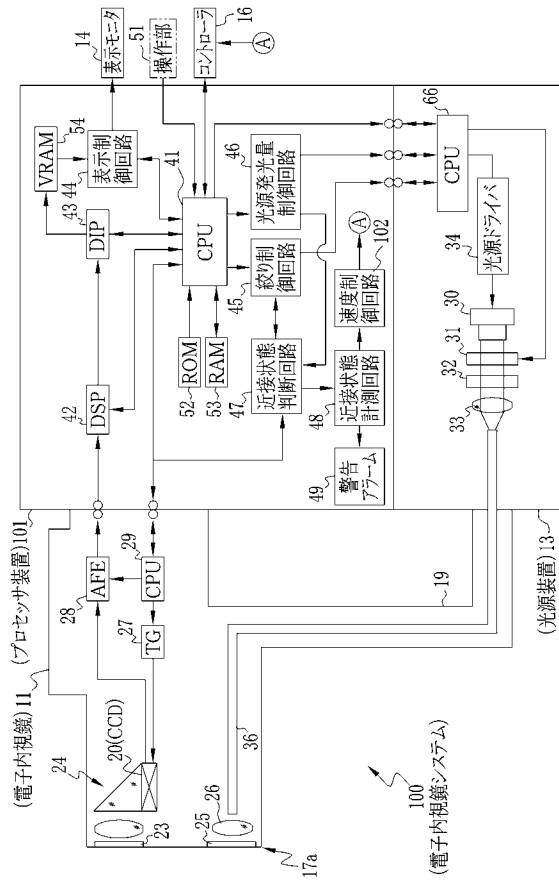
【 圖 7 】



【 図 8 】



【図 9】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014068894A	公开(公告)日	2014-04-21
申请号	JP2012218551	申请日	2012-09-28
[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	安藤茂 宫本学		
发明人	安藤 茂 宫本 学		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00135 A61B1/0014 A61B1/0016		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/04.362.A G02B23/24.B A61B1/00.610 A61B1/00.613 A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/06.612 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/GA02 4C161/AA29 4C161/CC06 4C161/DD02 4C161/FF06 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/GG22 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/TT04 4C161/TT07 4C161/UU03 4C161/DD03		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜的远端部分，以提供一种内窥镜系统，该系统可以很容易地知道，现在是接近压靠在试样。电子内窥镜系统（10）包括电子内窥镜（11），处理器装置（12）和光源装置（13）。CCD20结合在电子内窥镜11的远端部分17a中。处理器装置12包括CPU 41，DSP 42，光圈控制电路45，光源的发光量控制电路46，接近状态判定电路47，接近状态测量电路48，一个警告警报49。DSP 42从CCD 20输出的图像拾取信号获得亮度数据。CPU41中，控制电路45停止，以使基准亮度值的亮度数据被预先设定，控制光源的发光量控制电路46的CPU29，与电子内窥镜11。基于所述光源的发光量控制电路46，和CPU 29的控制接近状态判定电路47，光圈控制电路45，前端部17a判定是否靠近试样。The

