

(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2010-117442

(P2010-117442A)

(43) 公開日 平成22年5月27日(2010.5.27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 B	2H040
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300T	2H052
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/26 C	4C061
G02B 21/06 (2006.01)	G02B 23/24 B	
G02B 21/36 (2006.01)	G02B 21/06	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 23 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-289209 (P2008-289209)
 (22) 出願日 平成20年11月11日(2008.11.11)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

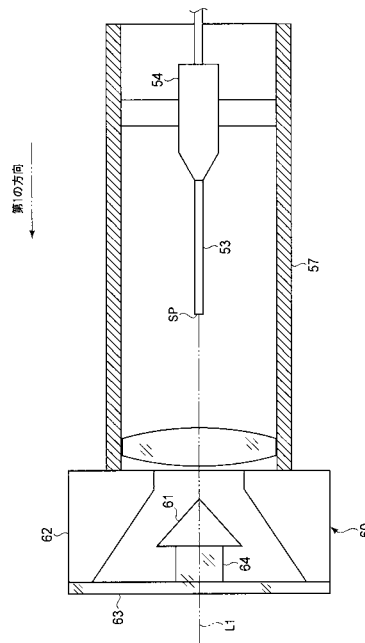
(54) 【発明の名称】 光走査型内視鏡、光走査型内視鏡プロセッサ、および光走査型内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 渦巻き型の走査を行なう光走査型内視鏡における渦巻きの中心付近における画像の歪みを低減化する。

【解決手段】 光走査型内視鏡は光供給ファイバ53、ファイバ駆動部54、先端光学ユニット60を有する。光供給ファイバ53は出射端から光を出射する。ファイバ駆動部54は光供給ファイバ53を第1の直線L1から屈曲させる。先端光学ユニット60は第1、第2のミラー61、62を有する。第1のミラー61は光供給ファイバ53が出射した光を第2のミラー62に向けて反射する。第2のミラー62は第1のミラー61に反射された光を第1の方向を正ベクトルとして含む方向であって、第1の直線L1上の点に向かう方向に反射する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

出射端から観察対象領域に照射するビーム状の照射光を出射する供給光伝達路と、
前記出射端を所定の基準点から変位させて、渦巻き状の変位経路に沿って移動させる駆動部と、

前記出射端が前記基準点にあるときに前記出射端から出射される前記照射光の出射方向である第 1 の方向に配置され、前記基準点から前記第 1 の方向に延びる第 1 直線から表面までの距離が前記第 1 の方向に変位するにつれて大きくなり前記供給光伝達路から出射される前記照射光を反射する第 1 の反射面が前記第 1 の方向の周囲に形成される第 1 のミラーと、

前記第 1 の反射面の周囲に設けられ、前記第 1 のミラーにより反射される前記照射光を更に前記第 1 の方向を正方向のベクトルとして含み前記第 1 の直線上の点に向かう方向に反射する第 2 の反射面を有する第 2 のミラーとを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡。

【請求項 2】

前記第 1 の反射面上の任意の点における接線と前記第 1 の直線の間の第 1 の角度が、前記第 1 の反射面上の任意の点から反射された前記照射光が前記第 2 の反射面に入射する点における接線と前記第 1 の直線の間の第 2 の角度より大きくなるように、前記第 1、第 2 のミラーが形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 3】

前記駆動部は前記供給光伝達路の一部を屈曲させることにより変位させ、
前記供給光伝達路を前記第 1 の直線に対して予め定められた第 3 の角度 θ_3 だけ傾斜させた状態で前記照射光を出射するときに、前記照射光が第 1 の反射面に入射する点における前記第 1 の角度 θ_1 と前記照射光が前記第 1 の反射面に反射され前記第 2 の反射面に入射する点における前記第 2 の角度 θ_2 とが以下の (1)、(2) の条件を満たすように前記第 1、第 2 のミラーが形成されることを特徴とする請求項 2 に記載の光走査型内視鏡。

$$2 \times \theta_1 - \theta_2 - \theta_3 < \pi / 2 \dots (1)$$

$$2 \times (\theta_1 - \theta_2) - \theta_3 > 0 \dots (2)$$

【請求項 4】

複数の前記第 2 のミラーが前記第 1 の反射面の周囲に沿って並べられ、前記第 2 の反射面に入射する前記照射光の一部は第 2 の反射面を透過し、前記第 2 のミラーは前記第 2 の反射面を透過した前記照射光を伝達する位置検出用光伝達路を有することを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 5】

前記複数の第 2 のミラーが、前記第 1 のミラーの全周囲を覆うように配置されることを特徴とする請求項 4 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 6】

前記第 2 のミラーは前記第 1 のミラーの全周囲を覆うことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 7】

前記基準点から第 1 の距離だけ離れた位置に変位した前記出射端から照射される前記照射光が前記第 1、第 2 のミラーにより反射されて前記被写体観察領域に照射される点の前記第 1 の直線と重なるように、前記出射端から前記被写体観察領域までの距離を維持するガイド部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 8】

前記出射端の位置が前記基準点を中心とした前記第 1 の距離を半径とする第 1 の領域の範囲内にある場合に前記出射端から出射される前記照射光を減衰させる減衰面が、前記第 1 のミラーに形成されることを特徴とする請求項 7 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記第 1 の反射面は、前記第 1 の直線を軸とする円錐台の側面に平行であることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 10】

前記第 2 の反射面は、前記第 1 の直線を軸とする円錐台の側面に平行であることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 9 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の光走査型内視鏡の供給光伝達路に、前記出射端から出射する前記照射光を供給する光源と、

前記照射光が照射された観察対象領域における反射光の光量を検出する受光器と、

前記受光器により検出された光量に基づいて、前記観察対象領域の画像を作成する画像信号処理部と、

前記出射端が前記基準点を中心とした第 1 の距離を半径とする第 1 の領域内に位置するときに前記画像信号処理部による画像の作成を停止させ、前記出射端が前記第 1 の領域外に位置するときに前記画像信号処理部に画像を作成させる第 1 の制御部とを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡プロセッサ。

【請求項 12】

前記出射端が前記第 1 の領域内に位置するときに前記光源に前記照射光の発光を停止させ、前記出射端が前記第 1 の領域外に位置するときに前記光源に前記照射光を発光させる第 2 の制御部とを備えることを特徴とする請求項 11 に記載の光走査型内視鏡プロセッサ

。

【請求項 13】

前記出射端が前記第 1 の領域内に位置するときに前記受光器による光量の検出を停止させ、前記出射端が前記第 1 の領域外に位置するときに前記受光器による光量の検出を実行させる第 3 の制御部とを備えることを特徴とする請求項 11 または請求項 12 に記載の光走査型内視鏡プロセッサ。

【請求項 14】

複数の前記第 2 のミラーが前記第 1 の反射面の周囲に沿って並べられ、前記第 2 の反射面に入射する前記照射光の一部の帯域である第 1 の帯域の光は第 2 の反射面を透過し、前記照射光の前記第 1 の帯域の域外の光は前記第 2 の反射面に反射され、前記第 2 のミラーの各々は前記第 2 の反射面を透過した前記照射光を伝達する位置検出用光伝達路を有する前記光走査型内視鏡のいずれかの前記位置検出用伝達路から出射される前記照明光を検出する光検出器と、

前記光検出器により前記照明光が検出された前記位置検出用伝達路に基づいて、前記出射端の位置を推定する位置推定部とを備え、

前記光源は前記第 1 の帯域の光を前記照射光に含ませて、前記供給光伝達路に供給することを特徴とする請求項 11 ~ 請求項 13 に記載の光走査型内視鏡プロセッサ。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の光走査型内視鏡と、請求項 11 ~ 請求項 14 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡プロセッサとを備えることを特徴とする光走査型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光を渦巻き型に走査する光走査型内視鏡において渦巻きの中心近辺に発生し易い歪みの低減化に関する。

【背景技術】

【0002】

観察対象領域上の極小の一点に照射する光を走査させながら連続的に反射光を受光することにより観察対象領域の画像を撮像する光走査型内視鏡が知られている。光走査型内視鏡では、照明光を伝達する光ファイバの出射端を変位可能に支持し、光ファイバの出射端を連続的に変位することにより照明光の走査が行なわれる。

10

20

30

40

50

【0003】

高速で安定的に光を照射するために、光ファイバの出射端を渦巻き型変位経路に沿うように変位させている（特許文献1参照）。中心点から変位開始して中心から最も離れた点に着くまでの間、中心からの半径が線形的に増加するように渦巻き運動をさせれば、歪みの少ない画像が撮像可能である。

【0004】

中心点からある程度の離れた状態では安定的な渦巻き運動をさせることは可能であるが、中心点近辺において安定的な円運動および安定的に半径が増加する円運動をさせることが難しかった。それゆえ、観察対象領域の画像中の光ファイバの出射端が中心点近辺にある状態で光が照射される小領域に歪みが生じやすいことが問題であった。

10

【特許文献1】特許第3943927号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、本発明では、渦巻き型に光を走査しながら、渦巻きの中心点近辺に位置する出射端から出射される光が照射される領域の歪みを低減化させる光走査型内視鏡の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の光走査型内視鏡は、出射端から観察対象領域に照射するビーム状の照射光を出射する供給光伝達路と、出射端を所定の基準点から変位させて渦巻き状の変位経路に沿って移動させる駆動部と、出射端が基準点にあるときに出射端から出射される照射光の出射方向である第1の方向に配置され基準点から第1の方向に延びる第1直線から表面までの距離が第1の方向に変位するにつれて大きくなり供給光伝達路から出射される照射光を反射する第1の反射面が第1の方向の周囲に形成される第1のミラーと、第1の反射面の周囲に設けられ第1のミラーにより反射される照射光を更に第1の方向を正方向のベクトルとして含み第1の直線上の点に向かう方向に反射する第2の反射面を有する第2のミラーとを備えることを特徴としている。

20

【0007】

なお、第1の反射面上の任意の点における接線と第1の直線との第1の角度が、第1の反射面上の任意の点から反射された照射光が第2の反射面に入射する点における接線と第1の直線との第2の角度より大きくなるように第1、第2のミラーが形成されることが好ましい。

30

【0008】

また、駆動部は前記供給光伝達路の一部を屈曲させることにより変位させ、供給光伝達路を第1の直線に対して予め定められた第3の角度 θ_3 だけ傾斜させた状態で照射光を出射するときに、照射光が第1の反射面に入射する点における第1の角度 θ_1 と照射光が第1の反射面に反射され第2の反射面に入射する点における第2の角度 θ_2 とが $2 \times \theta_1 - \theta_2 - \theta_3 < \pi / 2$ 、 $2 \times (\theta_1 - \theta_2) - \theta_3 > 0$ の条件を満たすように第1、第2のミラーが形成されることが好ましい。

40

【0009】

また、複数の第2のミラーが第1の反射面の周囲に沿って並べられ、第2の反射面に入射する照射光の一部は第2の反射面を透過し、第2のミラーは第2の反射面を透過した照射光を伝達する位置検出用光伝達路を有することが好ましい。

【0010】

また、複数の第2のミラーが、第1のミラーの全周囲を覆うことが好ましい。あるいは、第2のミラーは第1のミラーの全周囲を覆うことが好ましい。

【0011】

また、基準点から第1の距離だけ離れた位置に変位した出射端から照射される照射光が第1、第2のミラーにより反射されて被写体観察領域に照射される点が第1の直線と重な

50

るように出射端から被写体観察領域までの距離を維持するガイド部を備えることが好ましい。

【0012】

また、出射端の位置が基準点を中心とした第1の距離を半径とする第1の領域の範囲内にある場合に出射端から出射される照射光を減衰させる減衰面が第1のミラーに形成されることが好ましい。

【0013】

また、第1の反射面は第1の直線を軸とする円錐台の側面に平行であることが好ましい。また、第2の反射面は第1の直線を軸とする円錐台の側面に平行であることが好ましい。

10

【0014】

本発明の第1の光走査型内視鏡プロセッサは、出射端から観察対象領域に照射するビーム状の照射光を出射する供給光伝達路と出射端を所定の基準点から変位させて渦巻き状の変位経路に沿って移動させる駆動部と出射端が基準点にあるときに出射端から出射される照射光の出射方向である第1の方向に配置され基準点から第1の方向に伸びる第1直線から表面までの距離が第1の方向に変位するにつれて大きくなり供給光伝達路から出射される照射光を反射する第1の反射面が第1の方向の周囲に形成される第1のミラーと第1の反射面の周囲に設けられ第1のミラーにより反射される照射光を更に第1の方向を正方向のベクトルとして含み第1の直線上の点に向かう方向に反射する第2の反射面を有する第2のミラーとを有する光走査型内視鏡の供給光伝達路に出射端から出射する照射光を供給する光源と、照射光が照射された観察対象領域における反射光の光量を検出する受光器と、受光器により検出された光量に基づいて観察対象領域の画像を作成する画像信号処理部と、出射端が基準点を中心とした第1の距離を半径とする第1の領域内に位置するときに画像信号処理部による画像の作成を停止させ出射端が第1の領域外に位置するときに前記画像信号処理部に画像を作成させる第1の制御部とを備えることを特徴としている。

20

【0015】

なお、出射端が第1の領域内に位置するときに光源に照射光の発光を停止させ、出射端が第1の領域外に位置するときに光源に照射光を発光させる第2の制御部とを備えることが好ましい。

【0016】

また、出射端が第1の領域内に位置するときに受光器による光量の検出を停止させ、出射端が第1の領域外に位置するときに受光器による光量の検出を実行させる第3の制御部とを備えることが好ましい。

30

【0017】

また、複数の第2のミラーが第1の反射面の周囲に沿って並べられ第2の反射面に入射する照射光の一部の帯域である第1の帯域の光は第2の反射面を透過し照射光の第1の帯域の域外の光は第2の反射面に反射され第2のミラーの各々は第2の反射面を透過した照射光を伝達する位置検出用光伝達路を有する光走査型内視鏡のいずれかの位置検出用伝達路から出射される照明光を検出する光検出器と、光検出器により照明光が検出された位置検出用伝達路に基づいて出射端の位置を推定する位置推定部とを備え、光源は第1の帯域の光を前記照射光に含ませて供給光伝達路に供給することが好ましい。

40

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、変位させた光供給ファイバから出射した光が第1の直線上の点に向かって照射することが可能である。したがって、渦巻き型の変位経路における不安定な中心近辺に光供給ファイバの出射端が変位している場合に得られる光学情報を用いずに画像を作成することが可能になる。中心近辺に変位しているときの光学情報を用いないため、歪みを低減させた画像を作成することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

50

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図1は、本発明の第1の実施形態を適用した光走査型内視鏡および光走査型内視鏡プロセッサを有する光走査型内視鏡装置の外観を概略的に示す外観図である。

【0020】

光走査型内視鏡装置10は、光走査型内視鏡プロセッサ20、光走査型内視鏡50、およびモニタ11によって構成される。光走査型内視鏡プロセッサ20は、光走査型内視鏡50、およびモニタ11に接続される。

【0021】

なお、以下の説明において、光供給ファイバ(図1において図示せず)の出射端および反射光ファイバ(図1において図示せず)の入射端は光走査型内視鏡50の挿入管51の遠位端側に配置される端部であり、光供給ファイバの入射端と反射光ファイバの出射端は光走査型内視鏡プロセッサ20と接続されるコネクタ52に配置される端部である。

【0022】

光走査型内視鏡プロセッサ20から観察対象領域OAに照射する光が供給される。供給された光は光供給ファイバ(供給光伝送路)により挿入管51の遠位端に伝達され、観察対象領域内の一点に向かって照射される。光が照射された観察対象領域上の一点における反射光が、光走査型内視鏡50の挿入管51の遠位端から光走査型内視鏡プロセッサ20に伝達される。

【0023】

光供給ファイバの出射端の向く方向が、ファイバ駆動部(図1において図示せず)により変えられる。出射端の方向を変えることにより、光供給ファイバから照射される光が観察対象領域上に走査される。ファイバ駆動部は、光走査型内視鏡プロセッサ20により制御される。

【0024】

光走査型内視鏡プロセッサ20は光の照射位置において散乱する反射光を受光し、受光量に応じた画素信号を生成する。走査する領域全体の画素信号を生成することにより、1フレームの画像信号を生成する。生成した画像信号がモニタ11に送信され、画像信号に相当する画像がモニタ11に表示される。

【0025】

図2に示すように、光走査型内視鏡プロセッサ20には、光源ユニット30、受光ユニット21、スキャン駆動回路22、画像信号処理回路23、タイミングコントローラ24、およびシステムコントローラ25などが設けられる。

【0026】

後述するように、光源ユニット30から観察対象領域に照射する白色光が光供給ファイバ53に供給される。スキャン駆動回路22は、ファイバ駆動部54に光供給ファイバ53を駆動させる。光が照射された観察対象領域の反射光が、光走査型内視鏡50により光走査型内視鏡プロセッサ20に伝達される。光走査型内視鏡プロセッサ20に伝達された光は、受光ユニット21に受光される。

【0027】

受光ユニット21により、受光量に応じた画素信号が生成される。画素信号は、画像信号処理回路23に送信される。画像信号処理回路23では、画素信号が画像メモリ26に格納される。観察対象領域全体に対応する画素信号が格納されると、画像信号処理回路23は画素信号に所定の信号処理を施し、1フレームの画像信号としてエンコーダ27を介してモニタ11に送信する。

【0028】

光走査型内視鏡プロセッサ20と光走査型内視鏡50とを接続すると、光源ユニット30と光走査型内視鏡50に設けられる光供給ファイバ53とが、および受光ユニット21と反射光ファイバ55とが光学的に接続される。また、光走査型内視鏡プロセッサ20と光走査型内視鏡50とを接続すると、スキャン駆動回路22と光走査型内視鏡50に設けられるファイバ駆動部54とが電氣的に接続される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

なお、光源ユニット 3 0、受光ユニット 2 1、画像信号処理回路 2 3、スキャン駆動回路 2 2、およびエンコーダ 2 7は、タイミングコントローラ 2 4により各部位の動作の時期が制御される。また、タイミングコントローラ 2 4および光走査型内視鏡装置 1 0の各部位の動作はシステムコントローラ 2 5により制御される。また、フロントパネル（図示せず）などにより構成される入力部 2 8により、使用者によるコマンド入力が可能である。

【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、光源ユニット 3 0は、赤色光レーザ 3 1 r、緑色光レーザ 3 1 g、青色光レーザ 3 1 b、第 1～第 3 のフィルタ 3 2 a～3 2 c、集光レンズ 3 3、およびレーザ駆動回路 3 4 などによって構成される。

10

【 0 0 3 1 】

赤色光レーザ 3 1 r、緑色光レーザ 3 1 g、青色光レーザ 3 1 bは、それぞれ、赤色光レーザービーム、緑色光レーザービーム、青色光レーザービームを発する。

【 0 0 3 2 】

第 1 のフィルタ 3 2 a は青色光レーザ 3 1 b が発する帯域の青色光を反射し、他の帯域の光を透過する光学フィルタである。第 2 のフィルタ 3 2 b は緑色光レーザ 3 1 g が発する帯域の緑色光を反射し、他の帯域の光を透過する光学フィルタである。第 3 のフィルタ 3 2 c は赤色光レーザ 3 1 r が発する帯域の赤色光を反射し、他の帯域の光を透過する光学フィルタである。

20

【 0 0 3 3 】

光供給ファイバ 5 3 と光源ユニット 3 0 とが接続された状態における光供給ファイバ 5 3 の入射端側における軸方向に集光レンズ 3 3、第 1 のフィルタ 3 2 a、第 2 のフィルタ 3 2 b、および第 3 のフィルタ 3 2 c が配置される。第 1～第 3 のフィルタ 3 2 a～3 2 c は光供給ファイバ 5 3 の入射端側における軸方向に対して 4 5 ° 傾斜させた状態で固定される。

【 0 0 3 4 】

また、青色光レーザ 3 1 b が発する青色光レーザービームが第 1 のフィルタ 3 2 a により反射されて光供給ファイバ 5 3 の入射端に入射するように、青色光レーザ 3 1 b が配置される。

30

【 0 0 3 5 】

また、緑色光レーザ 3 1 g が発する緑色光レーザービームが第 2 のフィルタ 3 2 b により反射され第 1 のフィルタ 3 2 a を透過して光供給ファイバ 5 3 の入射端に入射するように、緑色光レーザ 3 1 g が配置される。

【 0 0 3 6 】

また、赤色光レーザ 3 1 r が発する赤色光レーザービームが第 3 のフィルタ 3 2 c により反射され第 1、第 2 のフィルタ 3 2 a、3 2 b を透過して光供給ファイバ 5 3 の入射端に入射するように、赤色光レーザ 3 1 r が配置される。

【 0 0 3 7 】

なお、青色光レーザービーム、緑色光レーザービーム、および赤色光レーザービームは集光レンズ 3 3 により集光されて、光供給ファイバ 5 3 の入射端に入射する。

40

【 0 0 3 8 】

挿入管 5 1 先端付近のリアルタイム画像の観察時に、赤色光レーザービーム、緑色光レーザービーム、および青色光レーザービームが混合されたビーム状の白色光が光供給ファイバ 5 3 に供給される。

【 0 0 3 9 】

赤色光レーザ 3 1 r、緑色光レーザ 3 1 g、および青色光レーザ 3 1 b はレーザ駆動回路 3 4 により駆動される。なお、レーザ駆動回路 3 4 は、タイミングコントローラ 2 4 により発光と消灯の時期を制御する。

【 0 0 4 0 】

50

次に、光走査型内視鏡 50 の構成について詳細に説明する。図 4 に示すように、光走査型内視鏡 50 には、光供給ファイバ 53、ファイバ駆動部 54、反射光ファイバ 55、先端光学ユニット 60、およびフード 56 などが設けられる。

【0041】

光供給ファイバ 53 および反射光ファイバ 55 は、コネクタ 52 から挿入管 51 の先端まで延設される。前述のように、光源ユニット 30 から出射されるビーム状の白色光が、光供給ファイバ 53 の入射端に入射する。入射端に入射したこれらの光は先端側に伝達される。

【0042】

挿入管 51 の先端には硬質の中空管 57 (図 5 参照) が設けられる。先端における挿入管 51 の軸方向と中空管 57 の軸方向とが平行となるように、中空管 57 の取付け姿勢が調整される。

【0043】

図 5 に示すように、光供給ファイバ 53 は、中空管 57 内にファイバ駆動部 54 を介して支持される。なお、光供給ファイバ 53 がファイバ駆動部 54 により変位される前の状態において光供給ファイバ 53 の軸方向である第 1 の方向と中空管 57 の軸方向とが平行となるように光供給ファイバ 53 の取付け姿勢が調整される。

【0044】

図 6 に示すように、ファイバ駆動部 54 は、ファイバ支持部 54s および屈曲部 54b により形成される。屈曲部 54b は円筒形状であり、円筒内部に光供給ファイバ 53 が挿通されている。ファイバ支持部 54s により光供給ファイバ 53 は屈曲部 54b の挿入管 51 の遠位端側の端部において支持される。

【0045】

図 7 に示すように、屈曲部 54b には第 1、第 2 の屈曲源 54b1、54b2 が設けられる。第 1、第 2 の屈曲源 54b1、54b2 はそれぞれ 2 組の圧電素子であり、スキャン駆動回路 22 から送信されるファイバ駆動信号に基づいて屈曲部 54b の円筒軸方向に伸縮する。

【0046】

第 1 の屈曲源 54b1 を構成する 2 つの圧電素子が屈曲部 54b の円筒軸中心を挟むように、屈曲部 54b の円筒外周面に固定される。また、円筒軸中心を軸に第 1 の屈曲源 54b1 を 90° 回転させた位置に、第 2 の屈曲源 54b2 を構成する 2 つの圧電素子が固定される。

【0047】

図 8 に示すように、第 1 の屈曲源 54b1 を構成する 2 つの圧電素子を同時に逆方向に伸縮させることにより、第 1 の屈曲源 54b1 を構成する 2 つの圧電素子が並ぶ第 1 の屈曲方向に沿って屈曲部 54b は屈曲する。

【0048】

また、第 2 の屈曲源 54b2 を構成する 2 つの圧電素子を同時に逆方向に伸縮させることにより、第 2 の屈曲源 54b2 を構成する 2 つの圧電素子が並ぶ第 2 の屈曲方向に沿って屈曲部 54b は屈曲する。

【0049】

光供給ファイバ 53 はファイバ支持部 54s を介して屈曲部 54b に付勢され、第 1、第 2 の屈曲方向、すなわち光供給ファイバ 53 の軸方向に垂直な 2 方向に屈曲する。光供給ファイバ 53 が屈曲することにより、光供給ファイバ 53 の出射端は変位する。

【0050】

なお、図 9 に示すように、光供給ファイバ 53 の出射端は第 1、第 2 の屈曲方向に沿って振幅の増加と減少を繰返しながら振動するように駆動される。なお、振動の周波数は第 1、第 2 の方向において同一となるように調整される。また、振幅の増加時期と減少時期も第 1、第 2 の方向において一致するように調整される。また、第 1、第 2 の屈曲方向への振動の位相は 90° ずらされている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

第 1、第 2 の屈曲方向に沿ってこのような振動をさせることにより、図 1 0 に示すような渦巻き型の変位経路を通るように光供給ファイバ 5 3 の先端は変位し、光が観察対象領域上で走査される。

【 0 0 5 2 】

なお、光供給ファイバ 5 3 を屈曲させない状態における光供給ファイバの先端の位置が基準点 s_p に定められる。後述するように、光供給ファイバ 5 3 の出射端に基準点 s_p を中心とした所定の半径の円周上を円運動させた状態から振幅を増加させながら振動させる期間（図 9 走査期間）に、観察対象領域への白色光の照射および画素信号の採取が実行される。

10

【 0 0 5 3 】

また、最大振幅になるまで変位させると一画像を作成するための走査を終了し、振幅を減少させながら振動させて光供給ファイバ 5 3 の先端を、基準点 s_p を中心とした所定の円周上に戻し（図 9 制動期間参照）、再び次の画像を作成するための走査が実行される。

【 0 0 5 4 】

光供給ファイバ 5 3 の出射端が基準点 s_p にある状態での出射端からの光の出射方向、すなわち中空管 5 7 の軸方向に、先端光学ユニット 6 0 が設けられる。先端光学ユニット 6 0 は、第 1、第 2 のミラー 6 1、6 2、およびミラー固定板 6 3 によって構成される（図 5 参照）。

【 0 0 5 5 】

図 1 1 に示すように、第 2 のミラー 6 2 は、軸方向に沿って内径が大きくなる、すなわち内面が円錐面状である中空管形状に形成される。第 2 のミラー 6 2 の内面には、光学ユニット 2 0 から出射される白色光を反射する第 2 の反射面が形成される。

20

【 0 0 5 6 】

第 2 のミラー 6 2 における内径が大きい方の端部にミラー固定板 6 3 が貼付けられる（図 5 参照）。ミラー固定板 6 3 は無色透明部材によって形成される。光源ユニット 2 0 から出射される白色光はミラー固定板 6 3 を透過する。

【 0 0 5 7 】

図 1 2 に示すように、第 1 のミラー 6 1 は円錐形状に形成される。第 1 のミラー 6 1 の円錐状の側面に、光源ユニット 2 0 から出射される白色光を反射する第 1 の反射面 6 1 r が形成される。ただし、図 1 2 に示すように、第 1 のミラー 6 1 の頂点近辺には、白色光を減衰させる減衰面 6 1 a が形成される。

30

【 0 0 5 8 】

第 1 のミラー 6 1 は治具 6 4 を介して、ミラー固定板 6 3 の板面の垂直方向と第 1 のミラー 6 1 の円錐軸方向とが平行となるように、ミラー固定板 6 3 に支持される。

【 0 0 5 9 】

第 2 のミラー 6 2 における内径の小さな方の端部が光供給ファイバ 5 3 に相対するようになり、先端光学ユニット 6 0 は中空管 5 7 に取付けられる（図 5 参照）。また、基準点 s_p を通り中空管 5 7 の軸方向に延びる第 1 の直線 L_1 と第 1 のミラー 6 1 の円錐軸とが重なるように、先端光学ユニット 6 0 の取付け姿勢が調整される。

40

【 0 0 6 0 】

光供給ファイバ 5 3 から出射する白色光は、第 1 のミラー 6 1 の第 1 の反射面 6 1 r に反射され、第 2 のミラー 6 2 の第 2 の反射面に到達する。第 2 の反射面に到達した白色光は、第 2 の反射面により、さらにミラー固定板 6 3 に向かって反射される。第 2 の反射面に反射された白色光はミラー固定板 6 3 を透過して、被写体観察領域に照射される。

【 0 0 6 1 】

前述のように、基準点 s_p を中心とした所定の半径で囲まれる円形領域内では、光供給ファイバ 5 3 の出射端に安定的な円運動または渦巻き運動させることが困難である。光供給ファイバ 5 3 に安定的な円運動を実行させ得る最小の半径が第 1 の半径 r_1 （第 1 の距離）として予め計測される。

50

【 0 0 6 2 】

図 1 3 に示すように、光供給ファイバ 5 3 の出射端が基準点 s_p を中心とする第 1 の半径 r_1 である第 1 の円周 c_1 上を変位しながら出射する白色光は、第 1 のミラー 6 1 の頂点から母線に沿って一定の距離だけ離れた位置の第 2 の円周 c_2 上に到達する。

【 0 0 6 3 】

第 1 のミラー 6 1 の円錐の頂点と第 2 の円周 c_2 とによって囲まれる円錐側面（斜線部参照）に、減衰面 6 1 a が形成される。なお、第 1 のミラー 6 1 の底面を形成する円周と第 2 の円周 c_2 とによって囲まれる円錐台側面に、第 2 の反射面 6 1 r が形成される。

【 0 0 6 4 】

なお、以下の (1)、(2) 式を満たすように、第 1、第 2 のミラー 6 1、6 2 は形成される。

$$f_1(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = 2 \times \theta_1 - \theta_2 - \theta_3 < \pi/2 \quad (1)$$

$$f_2(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = 2 \times (\theta_1 - \theta_2) - \theta_3 > 0 \quad (2)$$

なお、(1)、(2) 式において、 θ_1 は第 1 のミラー 6 1 の円錐の母線と第 1 の直線 L_1 との間の角度（第 1 の角度）であり、 θ_2 は第 2 のミラー 6 2 の円錐面の母線と第 1 の直線 L_1 との間の角度（第 2 の角度）であり、 θ_3 は光供給ファイバ 5 3 の出射端が第 1 の円周 c_1 上に変位している状態における出射端からの白色光の出射方向と第 1 の方向との間の角度（第 3 の角度）である。

【 0 0 6 5 】

図 1 4 に示すように、 $f_1(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ は、第 2 のミラー 6 2 おける反射光の進行方向と第 2 のミラー 6 2 の円錐面の母線との間の角である。したがって、(1) 式を満たすことにより、第 1 のミラー 6 1 から第 2 のミラー 6 2 に入射する白色光は、ミラー固定板 6 3 に向かう方向、すなわち、第 1 の方向を正ベクトルとして含む方向に反射される。

【 0 0 6 6 】

また、 $f_2(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ は、第 2 のミラー 6 2 により反射された光の進行方向と第 1 の直線 L_1 との間の角である。したがって、(2) 式を満たすことにより、第 1 のミラー 6 1 から第 2 のミラー 6 2 に入射する白色光は、第 1 の直線上の第 1 の点 P_1 に向かって反射される。したがって、光供給ファイバ 5 3 側から見て第 1 のミラー 6 1 の裏側の全領域に白色光を照射することが可能になる。

【 0 0 6 7 】

なお、第 1 の円周 c_1 上にある光供給ファイバ 5 3 の出射端からの白色光の出射方向と第 1 の直線との交点である第 2 の点 P_2 から第 1 の点 P_1 だけ離れた位置における観察対象領域が、観察可能である。

【 0 0 6 8 】

そこで、挿入管 5 1 の先端には円筒状のフード 5 6（ガイド部）が装着される。観察対象領域の位置が第 1 の点 P_1 に重なるように、フード 5 6 の長さが調整される。このようにフード 5 6 の長さを調整すれば、フード 5 6 を観察対象領域に押し当てながら白色光を走査することにより再現性の高い画像を作成することが可能になる。

【 0 0 6 9 】

なお、光供給ファイバ 5 3 の先端から観察対象領域の一点（図 1 5 参照）に向けて白色光が照射されると、光が照射される点において反射光が散乱し、散乱した反射光が反射光ファイバ 5 5 の入射端に入射する。

【 0 0 7 0 】

光走査型内視鏡 5 0 には複数の反射光ファイバ 5 5 が設けられる。反射光ファイバ 5 5 の入射端は、先端光学ユニット 6 0 の周囲を囲むように配置される。観察対象領域 O_A の一点における散乱光は、各反射光ファイバ 5 5 に入射する。

【 0 0 7 1 】

反射光ファイバ 5 5 に入射した反射光は、反射光ファイバ 5 5 の出射端まで伝達される。前述のように、反射光ファイバ 5 5 は出射端において受光ユニット 2 1 に接続される。

10

20

30

40

50

反射光ファイバ 5 5 に伝達された反射光は、受光ユニット 2 1 に向かって出射される。

【 0 0 7 2 】

受光ユニット 2 1 では、反射光の赤色光成分、緑色光成分、および青色光成分毎の受光量を検出し、それぞれの受光量に応じた画素信号が生成される。画素信号は画像信号処理回路 2 3 に送信される。

【 0 0 7 3 】

画像信号処理回路 2 3 では、スキャン駆動回路 2 2 を制御するための信号に基づいて、瞬間における光の照射位置が推定される。画像信号処理回路 2 3 は推定した位置に対応する画像メモリ 2 6 のアドレスに、受信した画像信号を格納する。

【 0 0 7 4 】

前述のように、照射する白色光が観察対象領域上に走査され、それぞれの位置における反射光に基づいて画素信号が生成され、対応する画像メモリ 2 6 のアドレスに格納される。走査始点から走査終点までの間に格納した各位置における画素信号により、観察対象領域の像に対応する画像信号が形成される。画像信号は前述のように所定の信号処理が施されてから、モニタ 1 1 に送信される。

【 0 0 7 5 】

なお、スキャン駆動回路 2 2 を制御するための信号に基づいて光供給ファイバ 5 3 の出射端の位置が推定される。出射端が第 1 の円周 c 1 内を移動している間には、光源ユニット 2 0 からの白色光の出射、受光ユニット 2 1 による受光、および画像信号処理回路 2 3 による画像の作成が停止される。

【 0 0 7 6 】

以上のような構成の第 1 の実施形態を適用した光走査型内視鏡および光走査型内視鏡プロセッサによれば、光供給ファイバの出射端を変位させて渦巻き状の経路において不安定となる渦巻きの中心近辺において照射する光を用いずに、所定の領域の画像を作成することが可能となる。

【 0 0 7 7 】

次に、本発明の第 2 の実施形態を適用した光走査型内視鏡および光走査型内視鏡プロセッサについて説明する。第 2 の実施形態の光走査型内視鏡においては、第 2 のミラーの構成が第 1 の実施形態と異なる。また、第 2 の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサにおいては、光走査型内視鏡から取得する光学情報を用いて光供給ファイバの先端の位置を推定する点が第 1 の実施形態と異なる。以下、第 1 の実施形態と異なる点を中心に説明する。なお、第 1 の実施形態と同じ機能を有する部位には、同じ符号を付す。

【 0 0 7 8 】

図 1 6 に示すように第 1 の実施形態と同じく、第 2 の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 0 には、光源ユニット 3 0 0、受光ユニット 2 1、スキャン駆動回路 2 2、画像信号処理回路 2 3、タイミングコントローラ 2 4、およびシステムコントローラ 2 5 などが設けられる。また、第 1 の実施形態と異なり、光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 0 には、ファイバ位置推定ユニット 4 0 が設けられる。

【 0 0 7 9 】

第 1 の実施形態と同じく、光源ユニット 3 0 0 から観察対象領域に照射する白色光が光供給ファイバ 5 3 に供給される。また、光供給ファイバ 5 3 の出射端の位置を推定するために用いる紫外光も、光源ユニット 3 0 0 から光供給ファイバ 5 3 に供給される。

【 0 0 8 0 】

後述するように、紫外光は光供給ファイバ 5 3 の出射端から出射され、位置検出ファイバ 5 8 によりファイバ位置推定ユニット 4 0 に伝達される。ファイバ位置推定ユニット 4 0 により光供給ファイバ 5 3 の出射端の位置が推定される。推定した位置に相当する位置信号がスキャン駆動回路 2 2 に送信される。

【 0 0 8 1 】

スキャン駆動回路 2 2 は、ファイバ位置推定ユニット 4 0 から送信される位置信号およびタイミングコントローラ 2 4 から送信される制御信号に基づいてファイバ駆動部 5 4 に

10

20

30

40

50

光供給ファイバ53を駆動させる。

【0082】

第1の実施形態と同じく、光供給ファイバ53から出射した白色光の照射位置における反射光が光走査型内視鏡50により光走査型内視鏡プロセッサ200に伝達される。光走査型内視鏡プロセッサ200に伝達された反射光は、受光ユニット21に受光される。

【0083】

第1の実施形態と同じく、受光ユニット21は画像信号を作成し、画像メモリ26に格納する。また、第1の実施形態と同じく、格納された画像信号がエンコーダ26を介してモニタ11に送信される。

【0084】

光走査型内視鏡プロセッサ200と光走査型内視鏡(図16に図示せず)とを接続すると、第1の実施形態と同じく、光源ユニット300と光供給ファイバ53とが、および受光ユニット21と反射光ファイバ55とが光学的に接続され、スキャン駆動回路22とファイバ駆動部54とが電氣的に接続される。また、ファイバ位置推定ユニット40と光走査型内視鏡500に設けられる位置検出ファイバ58とが光学的に接続される。

【0085】

図17に示すように、第1の実施形態と同じく、光源ユニット300には赤色光レーザ31r、緑色光レーザ31g、青色光レーザ31b、第1~第3のフィルタ32a~32c、集光レンズ33、およびレーザ駆動回路34が設けられる。また、第1の実施形態と異なり、光源ユニット300には、さらに、紫外光レーザ31uvおよび第4のフィルタ32dが設けられる。

【0086】

赤色光レーザ31r、緑色光レーザ31g、青色光レーザ31b、第1~第3のフィルタ32a~32c、集光レンズ33、およびレーザ駆動回路34の構成および機能は、第1の実施形態と同じである。

【0087】

紫外光レーザ31uvは、可視領域の域外である広帯域の第1の帯域の紫外光を発する。第4のフィルタ32dは第1の帯域の紫外光を反射し、他の帯域の光を透過する光学フィルタである。第4のフィルタ32dは、集光レンズ33と第1のフィルタ32aとの間に配置される。

【0088】

第4のフィルタ32dは光供給ファイバ53の入射端側における軸方向に対して45°傾斜させた状態で固定される。また、紫外光レーザ31uvが発する紫外光が第4のフィルタ32dに反射され光供給ファイバ53の入射端に入射するように、紫外光レーザ31uvが配置される。なお、第4のフィルタ32dにより反射された紫外光も集光レンズ33により集光されて、光供給ファイバ53の入射端に入射する。

【0089】

第1の実施形態と同じく、挿入管51の先端付近のリアルタイム画像の観察時に、赤色光、緑色光、および青色光が混合されたビーム状の白色光が光供給ファイバ53に供給される。また、第1の帯域の紫外光も光供給ファイバ53に供給される。

【0090】

第1の実施形態と同じく、赤色光レーザ31r、緑色光レーザ31g、および青色光レーザ31bはレーザ駆動回路34により制御される。また、紫外光レーザ31uvもレーザ駆動回路34により駆動される。

【0091】

図18に示すように第1の実施形態と同じく、光走査型内視鏡500には、光供給ファイバ53、ファイバ駆動部54、反射光ファイバ55、先端光学ユニット600、およびフード56などが設けられる。また、第1の実施形態と異なり、光走査型内視鏡500には、位置検出ファイバ58が設けられる。

【0092】

10

20

30

40

50

第 1 の実施形態と同じく、光供給ファイバ 5 3 および反射光ファイバ 5 5 は、コネクタ 5 2 から挿入管 5 1 の先端まで延設される。また、位置検出ファイバ 5 8 もコネクタ 5 2 から挿入管 5 1 の先端まで延設される。

【 0 0 9 3 】

前述のように、光源ユニット 3 0 0 から出射されるビーム状の白色光と紫外光とが、光供給ファイバ 5 3 の入射端に入射する。入射端に入射したこれらの光は先端側に伝達される。

【 0 0 9 4 】

第 1 の実施形態と同じく、挿入管 5 1 の先端には中空管 5 7 (図 5 参照) が設けられる。光供給ファイバ 5 3 は、ファイバ駆動部 5 4 を介して中空管 5 7 内に支持される。中空管 5 7 の取付け姿勢や中空管 5 7 内における光供給ファイバ 5 3 の取付け姿勢は、第 1 の実施形態と同じである。

10

【 0 0 9 5 】

ファイバ駆動部 5 4 の構成および機能も第 1 の実施形態と同じである。スキャン駆動回路 2 2 から送信されるファイバ駆動信号に基づいて、第 1 の実施形態と同じく、光供給ファイバ 5 3 の出射端が渦巻き型の経路を沿うように変位させられる。

【 0 0 9 6 】

第 1 の実施形態と同じく、光供給ファイバ 5 3 の出射端が基準点 s_p にある状態での出射端からの光の出射方向に、先端光学ユニット 6 0 0 が設けられる。第 1 の実施形態と同じく、先端光学ユニット 6 0 0 は、第 1、第 2 のミラー 6 1、6 2 0、およびミラー固定板 6 3 によって構成される。

20

【 0 0 9 7 】

図 1 9 に示すように、第 1 の実施形態と異なり、複数の第 2 のミラー 6 2 0 により第 2 のミラーユニット 6 2 u が形成される。第 2 のミラー 6 2 0 は、互いに平行である 2 辺の組を 2 つ有する五角形を平行な 2 辺の短辺から離れて平行である直線を回転軸 (符号 a_x 参照) として所定の角度だけ回転させるときに五角形が通る立体形状を有する。

【 0 0 9 8 】

複数の第 2 のミラー 6 2 0 が回転軸の周囲を覆うように並べることにより形成される第 2 のミラーユニット 6 2 u は第 1 の実施形態の第 2 のミラーと同じ形状になる。したがって、第 2 のミラーユニット 6 2 u は内面が円錐面状である中空管形状である。第 2 のミラーユニット 6 2 u において円錐面を構成する面には、可視域である白色光を反射し、第 1 の帯域の紫外光を透過する第 2 の反射面が形成される。

30

【 0 0 9 9 】

第 2 のミラー 6 2 0 は、位置検出ファイバ 5 8 に光学的に接続される。第 2 のミラー 6 2 0 の内部に透過した紫外光は位置検出ファイバ 5 8 に入射して、ファイバ位置推定ユニット 4 0 に伝達される。

【 0 1 0 0 】

なお、第 2 のミラー 6 2 0 における第 2 の反射面以外の全面においてすべての波長の光が反射される。したがって、第 2 のミラー 6 2 0 の内部に透過した紫外光は、第 2 の反射面以外では反射を繰返し、位置検出ファイバ 5 8 に入射する。なお、位置検出ファイバ 5 8 は、それぞれの第 2 のミラー 6 2 0 に接続される。

40

【 0 1 0 1 】

第 1 の実施形態と同様に、第 2 のミラーユニット 6 2 u における大きな内径の端部にミラー固定板 6 3 が貼付けられる。なお、ミラー固定板 6 3 および第 1 のミラー 6 1 の構成、機能、および配置は、第 1 の実施形態と同じである。第 1 の実施形態と同様に、第 2 のミラーユニット 6 2 u における小さな内径の端部が光供給ファイバ 5 3 に相対するように、先端光学ユニット 6 0 0 は中空管 5 7 に取付けられる。

【 0 1 0 2 】

なお、第 2 のミラーユニット 6 2 u の円錐面の母線と第 1 の直線 L_1 との間の角度を第 2 の角度 θ_2 とすると、第 1 の実施形態と同じく、前述の (1)、(2) 式を満たすよう

50

に、第 1、第 2 のミラー 6 1、6 2 0 は形成される。

【 0 1 0 3 】

また、光走査型内視鏡 5 0 0 において、フード 5 6 および反射光ファイバ 5 4 の形態および機能は第 1 の実施形態と同じである。したがって、白色光が照射された観察対象領域上の極小点における反射光が反射光ファイバ 5 4 の入射端に入射し、出射端まで伝達される。

【 0 1 0 4 】

前述のように、第 2 のミラー 6 2 0 の内部に透過した紫外光は、位置検出ファイバ 5 8 によりファイバ位置推定ユニット 4 0 に伝達される。また観察対象領域に照射された白色光の反射光が反射光ファイバ 5 4 により、受光ユニット 2 1 に伝達される。

10

【 0 1 0 5 】

ファイバ位置推定ユニット 4 0 は、図 2 1 に示すように、複数の紫外光検出器 4 1 と中心位置制御部 4 2 によって構成される。各紫外光検出器 4 1 は単一の位置検出ファイバ 5 8 に光学的に接続される。紫外光検出器 4 1 は紫外光を検出するときに検出信号を画像信号処理回路 2 3 および中央位置制御部 4 2 に送信する。

【 0 1 0 6 】

光供給ファイバ 5 3 から出射される紫外光は、第 2 のミラーユニット 6 2 u を構成するいずれかの第 2 のミラー 6 2 0 に入射する。したがって、紫外光はいずれか一つの紫外光検出器 4 1 により検出される。したがって、検出信号を出力した紫外光検出器 4 1 の配置に基づいて、光供給ファイバ 5 3 の傾斜方向が判別可能である。

20

【 0 1 0 7 】

中心位置制御部 4 2 は、検出信号を出力した紫外光検出器 4 1 の配置に基づいて制動期間中（図 9 参照）に光供給ファイバ 5 3 の出射端を第 1 の円周 c 1 に戻すための制動信号を生成し、スキャン駆動回路 2 2 に送信する。スキャン駆動回路 2 2 は、制動信号に基づくファイバ駆動信号を生成し、第 1、第 2 の屈曲源 5 4 b 1、5 4 b 2 に送信する。

【 0 1 0 8 】

受光ユニット 2 1 は、第 1 の実施形態と同じく、反射光の受光量に応じた画素信号を生成する。画素信号は画像信号処理回路 2 3 に送信される。画像信号処理回路 2 3 では、スキャン駆動回路 2 2 を制御するための信号および検出信号に基づいて、瞬間における白色光の照射位置が推定される。第 1 の実施形態と同様に、画像信号処理回路 2 3 は推定した位置に対応する画像メモリ 2 6 のアドレスに、受信した画像信号を格納する。

30

【 0 1 0 9 】

第 1 の実施形態と同じく、照射する白色光が観察対象領域上に走査され、それぞれの位置における反射光に基づいて画素信号が生成され、対応する画像メモリ 2 6 のアドレスに格納される。走査始点から走査終点までの間に格納した各位置における画素信号により、観察対象領域の像に対応する画像信号が形成される。画像信号は、第 1 の実施形態と同じく所定の信号処理が施されてから、モニタ 1 1 に送信される。

【 0 1 1 0 】

また、第 1 の実施形態と同じく、光供給ファイバ 5 3 の出射端が第 1 の円周 c 1 内を移動している間には、光源ユニット 2 0 からの白色光の出射、受光ユニット 2 1 による受光、および画像信号処理回路 2 3 による画像の作成が停止される。

40

【 0 1 1 1 】

以上のような構成の第 2 の実施形態を適用した光走査型内視鏡および光走査型内視鏡プロセッサによっても、光供給ファイバの出射端を変位させて渦巻き状の経路において不安定となる渦巻きの中心近辺において照射する光を用いずに、所定の領域の画像を作成することが可能となる。

【 0 1 1 2 】

さらに、第 2 の実施形態の光走査型内視鏡および光走査型内視鏡プロセッサによれば、光供給ファイバ 5 3 の出射端の屈曲方向を検出可能であるため、制動期間開始後、光供給ファイバの出射端を第 1 の円周 c 1 上に戻る時間を短縮化することが可能となる。

50

【0113】

また、検出した光供給ファイバの出射端の屈曲方向の情報も用いて白色光の照射位置を推定するので、照射位置の推定精度も向上する。推定精度を向上させることにより、表示する画像に生じる歪みの影響を低下させることが可能である。

【0114】

なお、本発明の第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡では、第1のミラー61は円錐形状に形成される構成であるが、円錐形状でなくてもよい。第1の直線L1から第1の反射面の表面までの距離が、光供給ファイバ53から離れるほど、すなわち第1の方向に変位するほど大きくなる形状であれば、いかなる形状であってもよい。例えば、釣鐘型であってもよい。

10

【0115】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡では、第2のミラー62、620の内面が円錐面状に形成される構成であるが、円錐面状でなくてもよい。第1のミラー61から反射された光を第1の方向を正方向ベクトルとして含む方向であって、第1の直線L1上の点に反射するように形成されれば、本実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

【0116】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡では、光供給ファイバ53を屈曲させながら変位させる構成であるが、屈曲させずに変位させる構成であってもよい。屈曲させずに変位させる場合には、光の出射方向が第1の方向と同じであり、その場合には第1の角度 θ_1 が第2の角度 θ_2 より大きくなるように第1、第2のミラー61、62、620を形成すれば、本実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

20

【0117】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡では、第2のミラー62、620は第1のミラー61の第1の反射面の全周囲を覆うように配置される構成であるが、全周囲を覆わなくてもよい。照明光を走査することは可能である。

【0118】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡では、フード56が装着される構成であるが、フード56は無くてもよい。フード56が無くても挿入管51の先端から観察対象領域までの間隔を、使用者が調整するにより再現性の高い画像を作成することは可能である。

30

【0119】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡では、第1のミラー61に減衰面61aが形成される構成であるが、減衰面61aを形成しなくてもよい。減衰面61aがない場合には、光供給ファイバ53の出射端が第1の円周c1内部において不安定に変位しながら観察対象領域に白色光を不安定な経路に沿って走査することになる。しかし、光供給ファイバ53の出射端が第1の円周c1の内部にある期間には画像の作成を停止しているので、再現性の高い画像を作成することが可能である。ただし、本実施形態のように減衰面を形成することにより、照射不要な光を観察対象領域に出射することが防止される。

【0120】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサでは、光供給ファイバ53の出射端が第1の円周c1の内部で移動している場合には、光源ユニット30、300からの白色光の供給が停止される構成であるが、停止しなくてもよい。前述のように、光供給ファイバ53の出射端が第1の円周c1の内部で移動している期間には、画像の作成を停止しているので、白色光の供給を停止しても再現性の高い画像を作成することが可能である。ただし、本実施形態のように白色光の供給を停止することにより、電力の消費量を低減化することが可能である。

40

【0121】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサでは、光供給ファイバ53の出射端が第1の円周c1の内部で移動している場合には、受光ユニット21による画素信号の生成を停止させる構成であるが、停止させなくてもよい。前述のように、光供給ファ

50

イバ53の出射端が第1の円周c1の内部で移動している期間には画像の作成を停止しているため、画素信号を生成しても、画像信号の作成には用いられない。それゆえ、再現性の高い画像を作成することが可能である。ただし、本実施形態のように受光ユニット21による画素信号の生成を停止することにより電力の消費量を低減化することが可能である。

【0122】

また、第2の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサでは、第1の帯域は紫外光の帯域であるが、赤外光の帯域であってもよい。あるいは、赤色光レーザ31r、緑色光レーザ31g、および青色光レーザ31bが出射する赤色光、緑色光、および青色光の波長と異なり第2のミラーを透過する帯域の光であれば、第1の帯域の光として用いることが可能である。

10

【0123】

また、第2の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサでは、紫外光検出器41によって出力される検出信号が、画像信号処理回路23において白色光の照射位置の推定に用いられる構成であるが、用いられなくてもよい。

【0124】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡装置では、赤色光、緑色光、および青色光を出射する光源にレーザを用いる構成であるが、他の種類の光源を用いてもよい。ただし、光走査型内視鏡では、観察対象領域内の極小の一点に対して光が照射されることが好ましく、強い指向性を有する光を出射するためにレーザを用いることが好ましい。

20

【図面の簡単な説明】

【0125】

【図1】本発明の第1、第2の実施形態を適用した光走査型内視鏡装置の外観を概略的に示す外観図である。

【図2】第1の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図3】第1の実施形態の光源ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図4】第1の実施形態の光走査型内視鏡の内部構成を模式的に示すブロック図である。

【図5】第1の実施形態における先端光学ユニットと光供給ファイバの配置を示す光供給ファイバの軸方向に沿った断面図である。

30

【図6】第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡のファイバ駆動部の構造を示す光供給ファイバの軸方向に沿った断面図である。

【図7】第1、第2の実施形態のファイバ駆動部を光供給ファイバの出射端側から見た正面図である。

【図8】第1、第2の実施形態のファイバ駆動部の斜視図である。

【図9】第1、第2の実施形態の光供給ファイバの出射端の第1、第2の屈曲方向に沿った変位量を示すグラフである。

【図10】ファイバ駆動部により駆動される光供給ファイバの変位経路である。

【図11】第1の実施形態の第2のミラーの斜視図である。

【図12】第1、第2の実施形態の第1のミラーの斜視図である。

40

【図13】第1、第2の実施形態において、光供給ファイバの出射端が第1の円周上を変位する場合に、第1のミラー上における光の照射位置の対応関係を示す図である。

【図14】第1、第2のミラーの形状に関する条件を説明するために、光供給ファイバから出射する光の軌跡を示す図である。

【図15】先端光学ユニットから光が出射する状態を説明するための図である。

【図16】第2の実施形態の光走査型内視鏡プロセッサの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図17】第2の実施形態の光源ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図18】第2の実施形態の光走査型内視鏡の内部構成を模式的に示すブロック図である。

50

【図19】第2の実施形態の第2のミラーユニットの斜視図である。

【図20】第2の実施形態の第2のミラーの斜視図である。

【図21】第2の実施形態のファイバ位置推定ユニットの内部構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

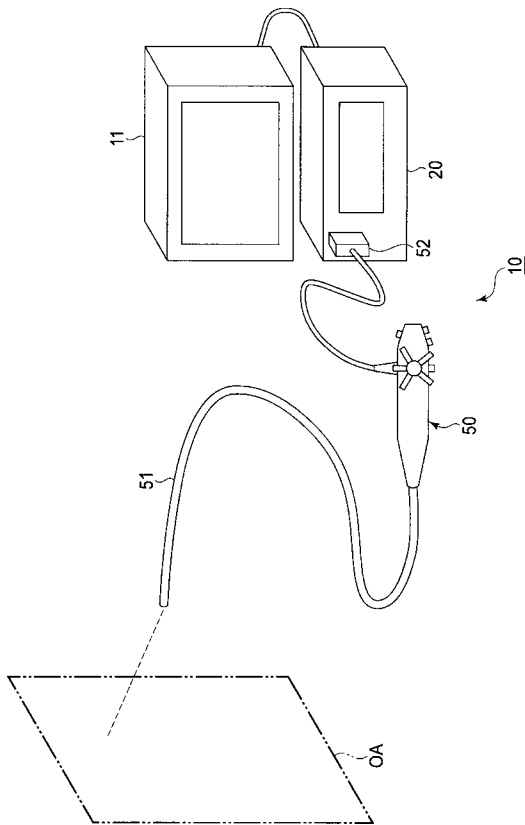
【0126】

- 10 光走査型内視鏡装置
- 20、200 光走査型内視鏡プロセッサ
- 22 スキャン駆動回路
- 23 画像信号処理回路
- 30、300 光源ユニット
- 40 ファイバ位置推定ユニット
- 50、500 光走査型内視鏡
- 53 光供給ファイバ
- 56 フード
- 57 中空管
- 58 位置検出ファイバ
- 60、600 先端光学ユニット
- 61 第1のミラー
- 62、620 第2のミラー
- 62u 第2のミラーユニット
- L1 第1の直線

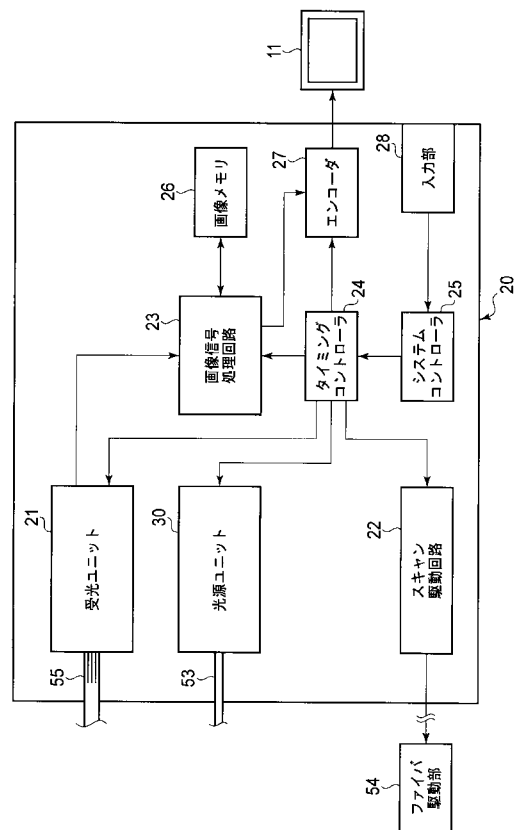
10

20

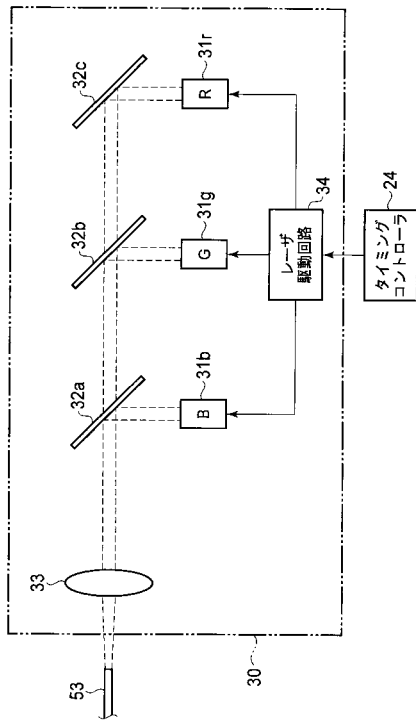
【図1】



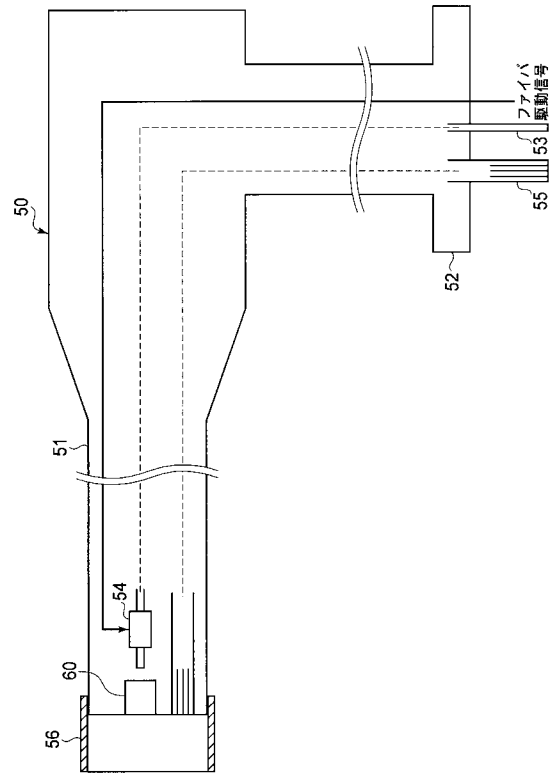
【図2】



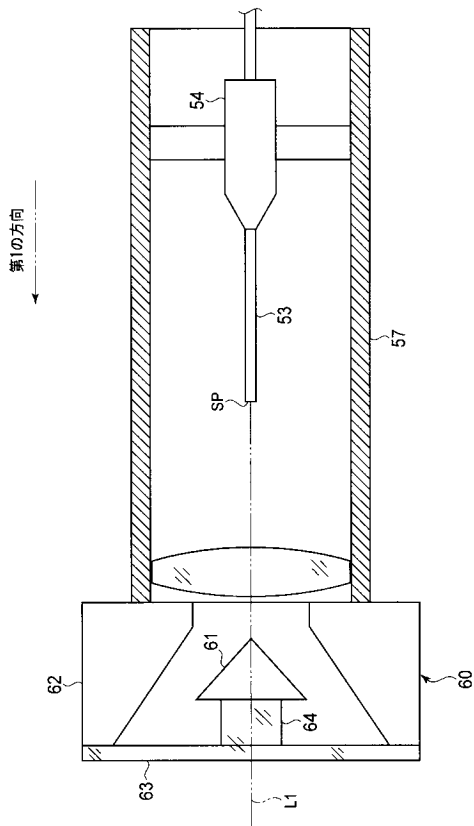
【図3】



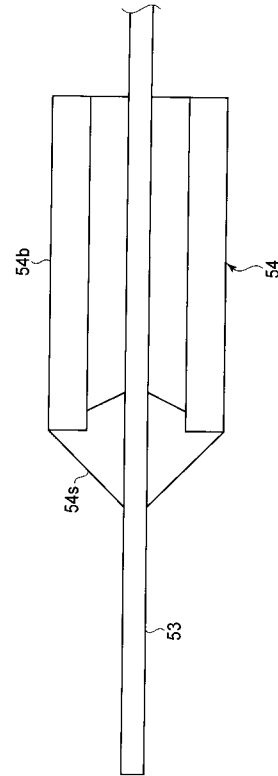
【図4】



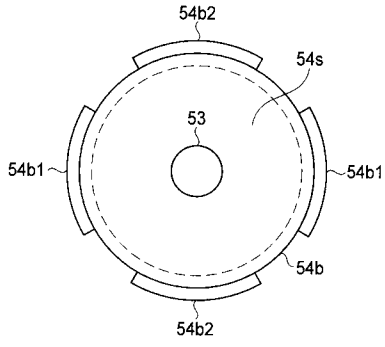
【図5】



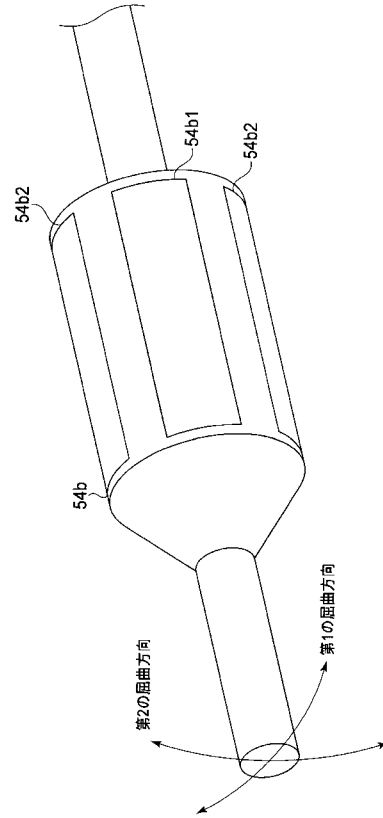
【図6】



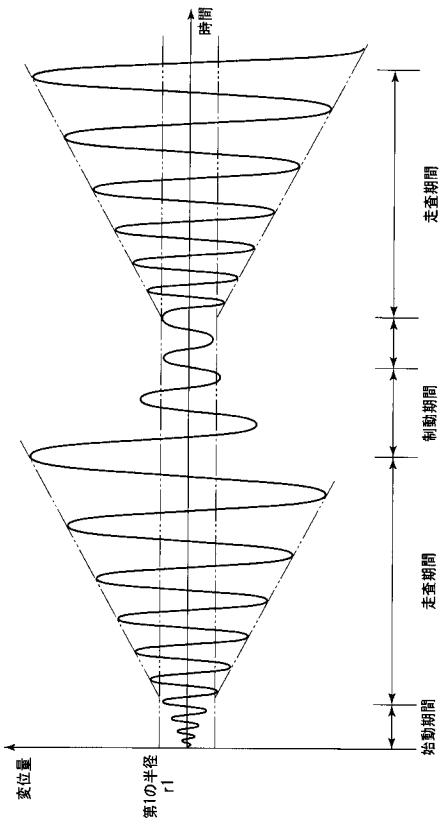
【 図 7 】



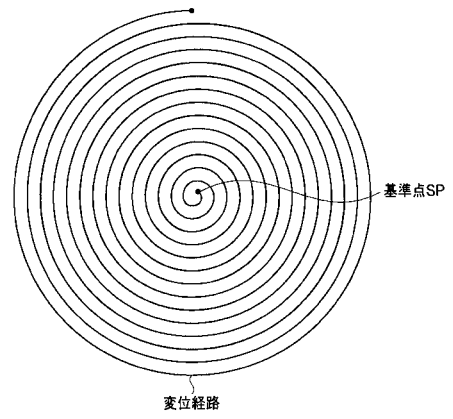
【 図 8 】



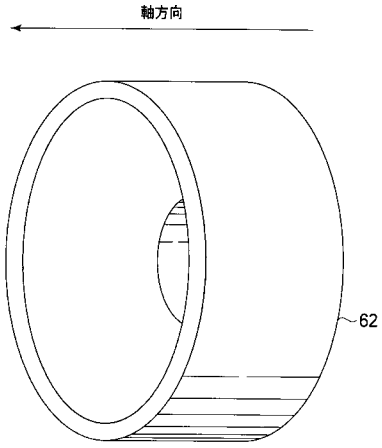
【 図 9 】



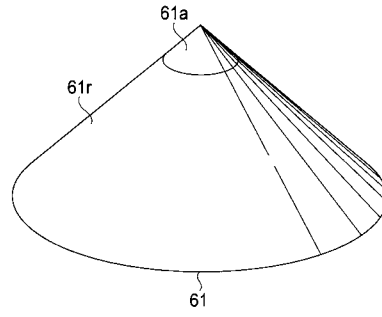
【 図 10 】



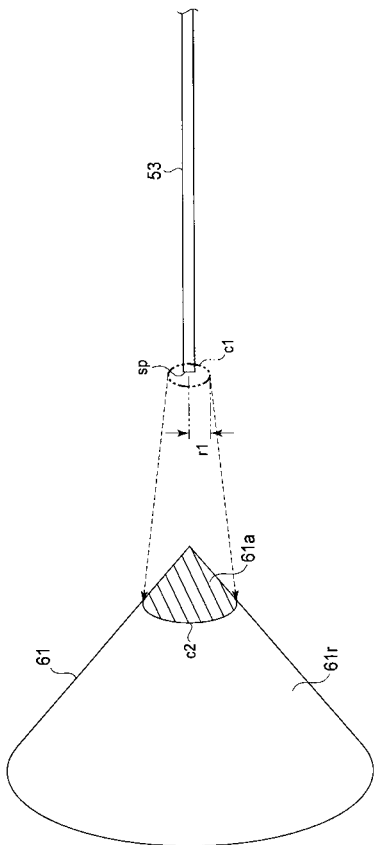
【 図 1 1 】



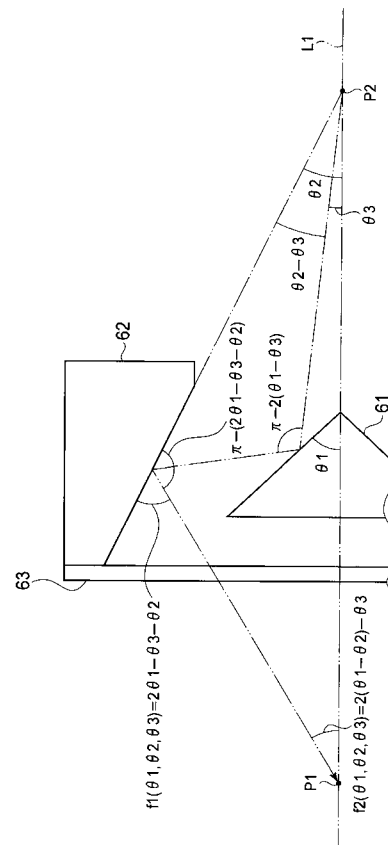
【 図 1 2 】



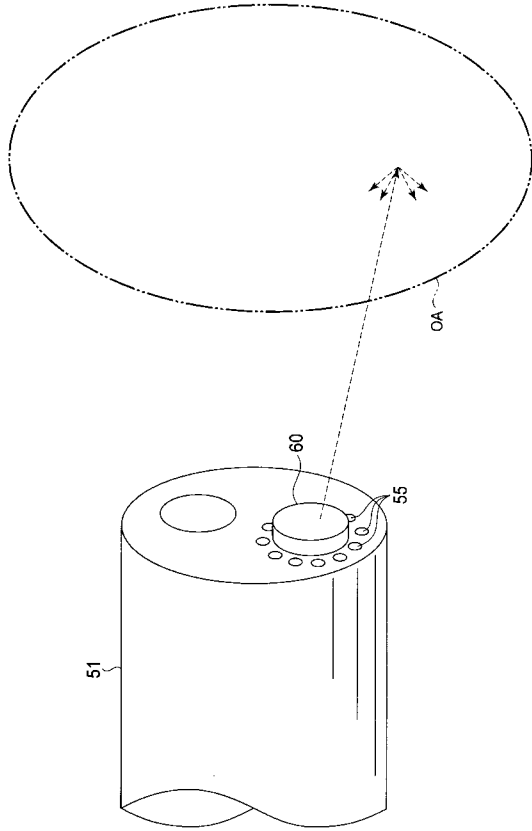
【 図 1 3 】



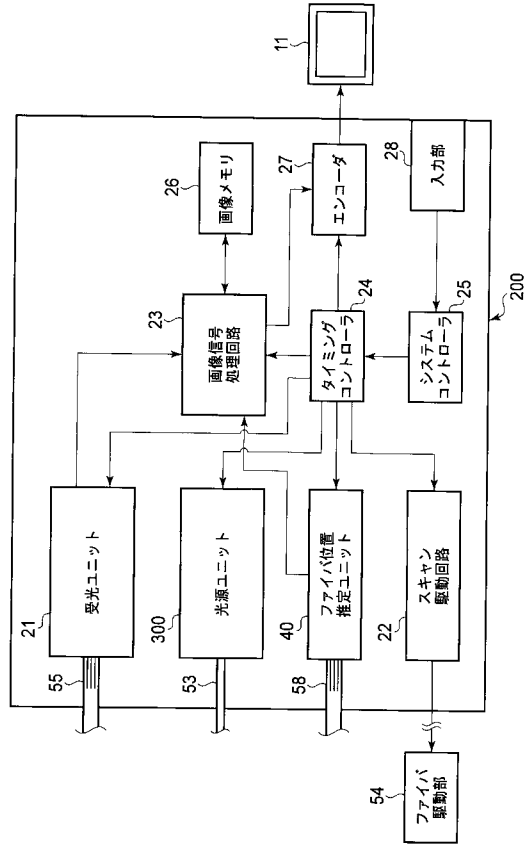
【 図 1 4 】



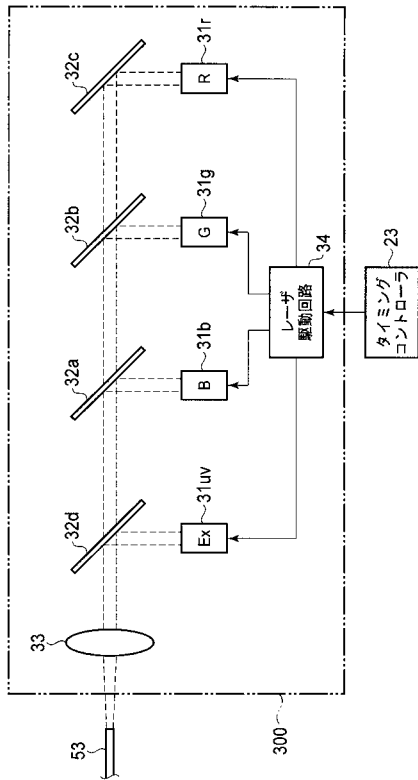
【図 15】



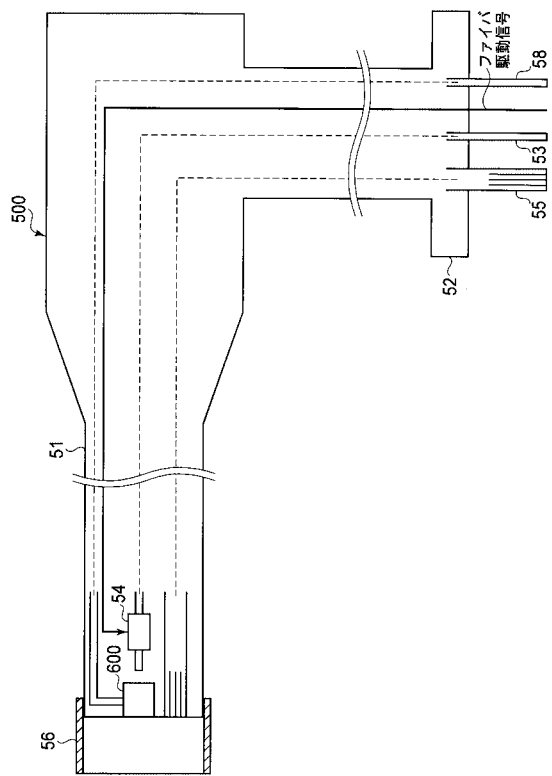
【図 16】



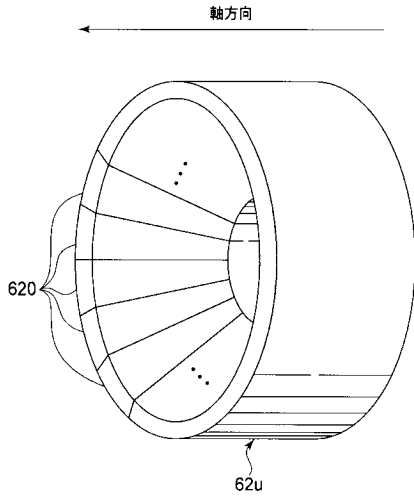
【図 17】



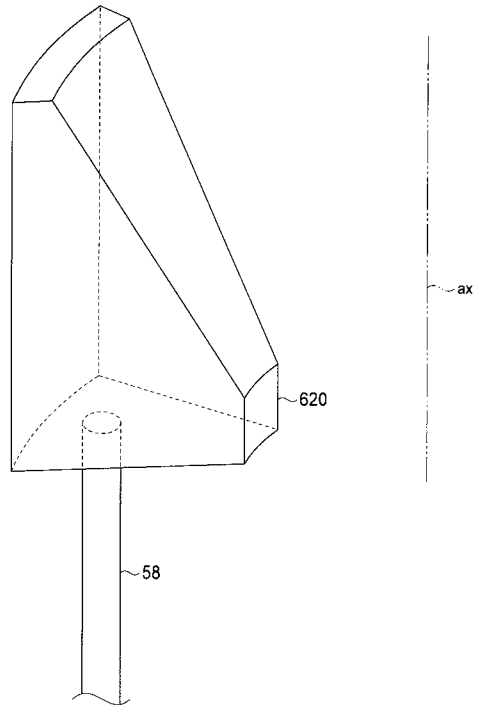
【図 18】



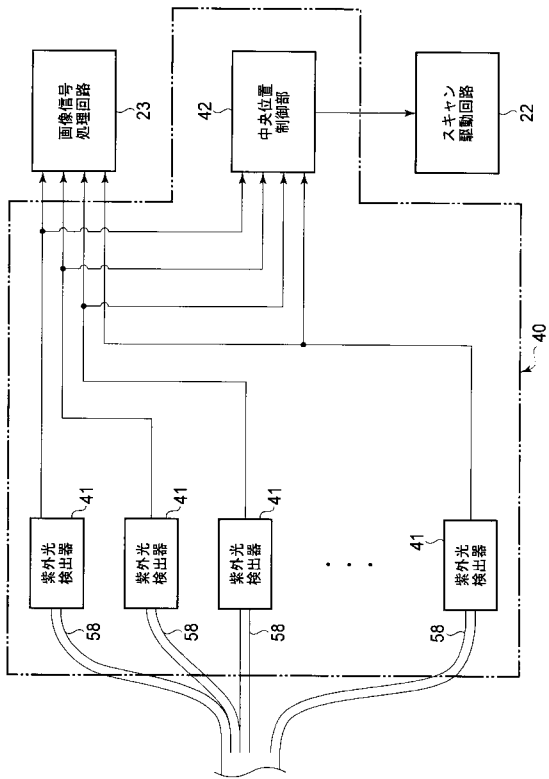
【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 21/36

(72)発明者 杉本 秀夫

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA 株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA04 BA12 BA23 CA12 CA23 CA25 DA12 DA42 GA01 GA10
GA11

2H052 AA07 AC15 AC26 AC27 AF14 AF25

4C061 BB01 CC04 NN01 PP11

专利名称(译)	光学扫描内窥镜，光学扫描型内窥镜处理器，光学扫描型内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2010117442A	公开(公告)日	2010-05-27
申请号	JP2008289209	申请日	2008-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 G02B23/24 G02B21/06 G02B21/36		
CPC分类号	G02B23/2423 A61B1/0008 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/04 G02B26/103 G02B27/141 H04N5/2256		
FI分类号	G02B23/26.B A61B1/00.300.T G02B23/26.C G02B23/24.B G02B21/06 G02B21/36 A61B1/00.524 A61B1/00.730 A61B1/045.610 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA12 2H040/BA23 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA25 2H040/DA12 2H040/DA42 2H040/GA01 2H040/GA10 2H040/GA11 2H052/AA07 2H052/AC15 2H052/AC26 2H052/AC27 2H052/AF14 2H052/AF25 4C061/BB01 4C061/CC04 4C061/NN01 4C061/PP11 4C161/BB01 4C161/CC04 4C161/NN01 4C161/PP11		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在进行螺旋型扫描的光纤扫描内窥镜中减少螺旋中心附近的图像的失真。解决方案：光纤扫描内窥镜具有光源光纤53，光纤驱动器54和顶部光学单元60。光源光纤53从发射端发射光。光纤驱动器54使光供应光纤53从第一线L1弯曲。顶部光学单元60具有第一和第二反射镜61和62。第一反射镜61将由光供应光纤53发射的光反射到第二反射镜62。第二反射镜62将由第一反射镜61反射的光反射到包括第二反射镜61的方向。第一方向作为正向量并且朝向第一行L1上的点。Z

