

(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2010-113309

(P2010-113309A)

(43) 公開日 平成22年5月20日(2010.5.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>G O 2 B 23/26 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/26 B	2 H O 4 O
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 O O T	4 C O 6 1
<b>G O 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/26 C	
	G O 2 B 23/24 B	
	A 6 1 B 1/00 3 O O D	
審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 20 頁)		

(21) 出願番号 特願2008-288160 (P2008-288160)  
 (22) 出願日 平成20年11月10日 (2008.11.10)

(71) 出願人 000113263  
 H O Y A 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

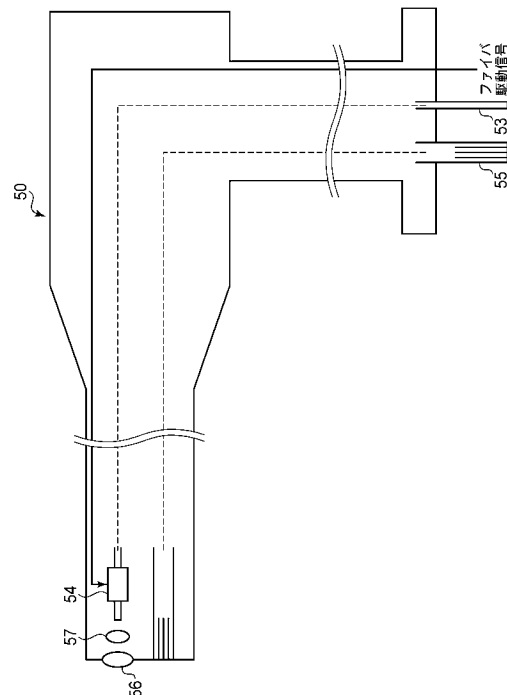
(54) 【発明の名称】 光走査型内視鏡装置、光走査型内視鏡、および光走査型内視鏡プロセッサ

## (57) 【要約】

【課題】光走査型内視鏡装置における画像の歪みを低減化する。

【解決手段】光走査型内視鏡装置は光供給ファイバ53、ファイバ駆動部、紫外光源、光学フィルタ57、および分光検出器を有する。ファイバ駆動部は光供給ファイバ53の先端を屈曲させることにより変位させる。紫外光源は光供給ファイバ53の基端に第1の帯域の紫外光を供給する。光供給ファイバ53の先端から出射される光の光路上に光学フィルタ57を配置する。光供給ファイバ53に相対する光学フィルタ57の面が光供給ファイバ53の先端が屈曲して通る曲面と平行にならないように形成する。光供給ファイバ53に相対する光学フィルタ57の面は第1の帯域の紫外光を反射する。光学フィルタ57における反射光が光供給ファイバ53の先端に入射する。分光検出器は光供給ファイバ53が伝達する反射光の光量を帯域別に検出する。

【選択図】図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

基端と先端とを有し、基端および先端に入射する光をそれぞれ先端および基端に伝達する供給光伝達路と、

前記供給光伝達路の先端を、任意で定めた基準点から前記供給光伝達路の先端の軸方向と垂直な方向に変位させる駆動部と、

前記供給光伝達路の基端に第 1 の帯域に含まれる光を供給する変位検出用光源と、

前記供給光伝達路の先端側において先端から出射する光の光路上に設けられ、前記供給光伝達路の先端から放射される前記第 1 の帯域に含まれる光を反射し、前記駆動部により前記供給光伝達路が変位した位置に応じた光量で前記第 1 の帯域の光の反射光を前記供給光伝達路の先端に入射させる光学フィルタと、

前記供給光伝達路の先端に入射して基端に伝達された前記反射光の光量を検出する第 1 の受光器とを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記駆動部は前記供給光伝達路の先端が第 1 の曲面を通るように屈曲させることにより前記供給光伝達路の先端を変位させ、前記光学フィルタの反射面の少なくとも一部は前記第 1 の曲面と平行とならないように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装置。

**【請求項 3】**

前記供給光伝達路の先端が前記基準点に位置するときに、前記供給光伝達路の先端から先端の軸方向に延びる直線が前記光学フィルタの反射面と直交することを特徴とする請求項 2 に記載の光走査型内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記供給光伝達路の基端に前記第 1 の帯域の域外の第 2 の帯域の光を供給する照明光源と、

前記照明光源から前記供給光伝達路の基端に供給され前記供給光伝達路の先端から放射され前記光学フィルタを透過して観察対象領域に照射される前記第 2 の帯域の光の前記観察対象領域における反射光を先端で受光して、受光した反射光を基端まで伝達する反射光伝達路と、

前記反射光伝達路により伝達された反射光の光量を検出する第 2 の受光器と、

前記駆動部により前記供給光伝達路の先端が渦巻き型の経路に沿って変位することにより走査される前記第 2 の帯域の光の反射光の前記第 2 の受光器により検出される光量に基づいて、画像を作成する画像作成部と、

前記第 1 の受光器により検出される光量が最大となるときに、前記画像作成部に 1 フレームの画像の作成を開始させる画像作成制御部とを備える

ことを特徴とする請求項 3 に記載の光走査型内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記光学フィルタの反射面は、前記基準点から延びる境界線により少なくとも 3 以上の領域に分割されており、

分割された前記反射面の領域は、前記第 1 の帯域内でそれぞれ異なる波長の光を反射し、

前記第 1 の受光器は、分割された前記反射面の領域それぞれが反射する波長の光の光量を別々に検出し、

前記駆動部は、前記第 1 の受光器が検出する光の波長と受光量とに基づいて、前記供給光伝達路の先端を前記基準点に戻すように駆動する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の光走査型内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記駆動部は、前記第 1 の受光器が検出する光を反射する領域から前記基準点に向かう方向に、検出した光の反射光の光量に応じた強度で、前記供給光伝達路の先端を駆動する

ことにより、前記供給光伝達路の先端を前記基準点に戻すことを特徴とする請求項 5 に記載の光走査型内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 1 の帯域は可視領域の域外であ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装置。

【請求項 8】

前記第 1 の受光器により検出される前記第 1 の帯域の光の反射光の光量に基づいて、前記供給光伝達路の変位量を判別する判別部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項に記載の光走査型内視鏡装置。

【請求項 9】

基端と先端とを有し、基端および先端に入射する光をそれぞれ先端および基端に伝達する供給光伝達路と、

前記供給光伝達路の先端が第 1 の曲面を通るように屈曲させることにより、任意で定めた基準点から前記供給光伝達路の先端の軸方向と垂直な方向に、前記供給光伝達路の先端を変位させる駆動部と、

前記供給光伝達路の先端側において先端から出射する光の光路上に設けられ、反射面が前記第 1 の曲面と平行とならないように形成され、前記供給光伝達路の先端が前記基準点に位置するときに前記供給光伝達路の先端から先端の軸方向に延びる直線が前記光学フィルタの反射面と直交し、前記供給光伝達路の先端から放射される第 1 の帯域に含まれる光を反射し、前記駆動部により前記供給光伝達路が変位した位置に応じた光量で前記第 1 の帯域の光の反射光を前記供給光伝達路の先端に入射させる光学フィルタとを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡。

【請求項 10】

前記照明光源から前記供給光伝達路の基端に供給され前記供給光伝達路の先端から放射され前記光学フィルタを透過して観察対象領域に照射される第 2 の帯域の光の前記観察対象領域における反射光を先端で受光して、受光した反射光を基端まで伝達する反射光伝達路を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 11】

前記光学フィルタの反射面は前記基準点をから延びる境界線により少なくとも 3 以上の領域に分割されており、分割された前記反射面の領域は前記第 1 の帯域に含まれそれぞれ異なる帯域の光を反射することを特徴とする請求項 9 に記載の光走査型内視鏡。

【請求項 12】

請求項 10 に記載の光走査型内視鏡を駆動する光走査型内視鏡プロセッサであって、前記供給光伝達路の基端に前記第 1 の帯域に含まれる光を供給する変位検出用光源と、前記供給光伝達路の基端に前記第 1 の帯域の域外の第 2 の帯域の光を供給する照明光源と、

前記供給光伝達路の先端に入射して基端に伝達された前記反射光の光量を検出する第 1 の受光器と、

前記反射光伝達路により伝達された反射光の光量を検出する第 2 の受光器と、

前記駆動部により前記供給光伝達路の先端が渦巻き型の経路に沿って変位することにより走査される前記第 2 の帯域の光の反射光の前記第 2 の受光器により検出される光量に基づいて、画像を作成する画像作成部と、

前記第 1 の受光器により検出される光量が最大となるときに、前記画像作成部に 1 フレームの画像の作成を開始させる画像作成制御部とを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡プロセッサ。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の光走査型内視鏡を駆動する光走査型内視鏡プロセッサであって、前記供給光伝達路の基端に前記第 1 の帯域に含まれる光を供給する変位検出用光源と、分割された前記反射面の領域それぞれが反射し、前記供給光伝達路の先端に入射して基端に伝達した帯域の光の光量を別々に検出する第 1 の受光器と、

前記第 1 の受光器が検出する狭帯域の光の波長と受光量とに基づいて前記供給光伝達路の先端を前記基準点に戻すように前記駆動部を制御する駆動制御部とを備える

ことを特徴とする光走査型内視鏡プロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光走査型内視鏡において照明光を走査するために変位される光伝達路の変位位置に基づいて所定の制御を行なう光走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

光走査型内視鏡が提案されている（特許文献 1 参照）。光走査型内視鏡では、照明光を伝達する光ファイバの先端を変位可能に支持し、光ファイバの先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。

【0003】

光ファイバの先端が支持される挿入管の先端は細径化が求められるため、位置検出センサを設けることが難しい。それゆえ、変位する光ファイバの先端の位置を正確に検出することは出来ず、光ファイバの先端を変位するための駆動信号に基づいて、位置が推定されていた。

【0004】

しかし、推定精度が低いと、光の走査に基づいて作成する画像に歪みが生じたり、また走査開始位置が定まらないことに起因して作成する画像に歪みが生じることが問題であった。

20

【特許文献 1】特許第 3 9 4 3 9 2 7 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、照明光の走査により作成する画像に生ずる歪みの影響を低減化することが可能な光走査型内視鏡装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

30

本発明の光走査型内視鏡装置は、基端と先端とを有し基端および先端に入射する光をそれぞれ先端および基端に伝達する供給光伝達路と、供給光伝達路の先端を任意で定めた基準点から供給光伝達路の先端の軸方向と垂直な方向に変位させる駆動部と、供給光伝達路の基端に第 1 の帯域に含まれる光を供給する変位検出用光源と、供給光伝達路の先端側において先端から出射する光の光路上に設けられ供給光伝達路の先端から放射される第 1 の帯域に含まれる光を反射し駆動部により供給光伝達路が変位した位置に応じた光量で第 1 の帯域の光の反射光を供給光伝達路の先端に入射させる光学フィルタと、供給光伝達路の先端に入射して基端に伝達された反射光の光量を検出する第 1 の受光器とを備えることを特徴としている。

【0007】

40

なお、駆動部は供給光伝達路の先端が第 1 の曲面を通るように屈曲させることにより供給光伝達路の先端を変位させ、光学フィルタの反射面の少なくとも一部は第 1 の曲面と平行とならないように形成されることが好ましい。

【0008】

また、供給光伝達路の先端が基準点に位置するときに供給光伝達路の先端から先端の軸方向に延びる直線が光学フィルタの反射面と直交することが好ましい。

【0009】

また、供給光伝達路の基端に第 1 の帯域の域外の第 2 の帯域の光を供給する照明光源と、照明光源から供給光伝達路の基端に供給され供給光伝達路の先端から放射され光学フィルタを透過して観察対象領域に照射される第 2 の帯域の光の観察対象領域における反射光

50

を先端で受光して受光した反射光を基端まで伝達する反射光伝達路と、反射光伝達路により伝達された反射光の光量を検出する第2の受光器と、駆動部により供給光伝達路の先端が渦巻き型の経路に沿って変位することにより走査される第2の帯域の光の反射光の第2の受光器により検出される光量に基づいて画像を作成する画像作成部と、第1の受光器により検出される光量が最大となるとときに画像作成部に1フレームの画像の作成を開始させる画像作成制御部とを備えることが好ましい。

【0010】

また、光学フィルタの反射面は基準点から延びる境界線により少なくとも3以上の領域に分割されており、分割された反射面の領域は第1の帯域内でそれぞれ異なる波長の光を反射し、第1の受光器は分割された反射面の領域それぞれが反射する波長の光の光量を別々に検出し、駆動部は第1の受光器が検出する光の波長と受光量とに基づいて供給光伝達路の先端を基準点に戻すように駆動することが好ましい。

10

【0011】

また、駆動部は第1の受光器が検出する光を反射する領域から基準点に向かう方向に検出した光の反射光の光量に応じた強度で供給光伝達路の先端を駆動することにより、供給光伝達路の先端を基準点に戻すことが好ましい。

【0012】

また、第1の帯域は可視領域の域外であることが好ましい。

【0013】

また、第1の受光器により検出される第1の帯域の光の反射光の光量に基づいて供給光伝達路の変位量を判別する判別部を備えることが好ましい。

20

【0014】

本発明の光走査型内視鏡は、基端と先端とを有し基端および先端に入射する光をそれぞれ先端および基端に伝達する供給光伝達路と、供給光伝達路の先端が第1の曲面を通るように屈曲させることにより任意で定めた基準点から供給光伝達路の先端の軸方向と垂直な方向に供給光伝達路の先端を変位させる駆動部と、供給光伝達路の先端側において先端から出射する光の光路上に設けられ反射面が第1の曲面と平行とならないように形成され供給光伝達路の先端が基準点に位置するときに供給光伝達路の先端から先端の軸方向に延びる直線が光学フィルタの反射面と直交し供給光伝達路の先端から放射される第1の帯域に含まれる光を反射し駆動部により供給光伝達路が変位した位置に応じた光量で第1の帯域の光の反射光を供給光伝達路の先端に入射させる光学フィルタとを備えることを特徴としている。

30

【0015】

なお、照明光源から供給光伝達路の基端に供給され供給光伝達路の先端から放射され光学フィルタを透過して観察対象領域に照射される第2の帯域の光の観察対象領域における反射光を先端で受光して受光した反射光を基端まで伝達する反射光伝達路を備えることが好ましい。

【0016】

あるいは、光学フィルタの反射面は基準点から延びる境界線により少なくとも3以上の領域に分割されており、分割された反射面の領域は第1の帯域に含まれそれぞれ異なる帯域の光を反射することが好ましい。

40

【0017】

本発明の第1の光走査型内視鏡プロセッサは、基端と先端とを有し基端および先端に入射する光をそれぞれ先端および基端に伝達する供給光伝達路と、供給光伝達路の先端が第1の曲面を通るように屈曲させることにより任意で定めた基準点から供給光伝達路の先端の軸方向と垂直な方向に供給光伝達路の先端を変位させる駆動部と供給光伝達路の先端側において先端から出射する光の光路上に設けられ反射面が第1の曲面と平行とならないように形成され供給光伝達路の先端が基準点に位置するときに供給光伝達路の先端から先端の軸方向に延びる直線が光学フィルタの反射面と直交し供給光伝達路の先端から放射される第1の帯域に含まれる光を反射し駆動部により供給光伝達路が変位した位置に応じた光

50

量で第 1 の帯域の光の反射光を供給光伝達路の先端に入射させる光学フィルタと照明光源から前記供給光伝達路の基端に供給され前記供給光伝達路の先端から放射され光学フィルタを透過して観察対象領域に照射される第 2 の帯域の光の観察対象領域における反射光を先端で受光して受光した反射光を基端まで伝達する反射光伝達路とを有する光走査型内視鏡を駆動する光走査型内視鏡プロセッサであって、供給光伝達路の基端に第 1 の帯域に含まれる光を供給する変位検出用光源と、供給光伝達路の基端に第 1 の帯域の域外の第 2 の帯域の光を供給する照明光源と、供給光伝達路の先端に入射して基端に伝達された反射光の光量を検出する第 1 の受光器と、反射光伝達路により伝達された反射光の光量を検出する第 2 の受光器と、駆動部により供給光伝達路の先端が渦巻き型の経路に沿って変位することにより走査される第 2 の帯域の光の反射光の第 2 の受光器により検出される光量に基づいて画像を作成する画像作成部と、第 1 の受光器により検出される光量が最大となるときに画像作成部に 1 フレームの画像の作成を開始させる画像作成制御部とを備えることを特徴としている。

10

20

30

#### 【0018】

本発明の第 2 の光走査型内視鏡プロセッサは、基端と先端とを有し基端および先端に入射する光をそれぞれ先端および基端に伝達する供給光伝達路と、供給光伝達路の先端が第 1 の曲面を通るように屈曲させることにより任意で定めた基準点から供給光伝達路の先端の軸方向と垂直な方向に供給光伝達路の先端を変位させる駆動部と供給光伝達路の先端側において先端から出射する光の光路上に設けられ反射面が第 1 の曲面と平行とならないように形成され供給光伝達路の先端が基準点に位置するときに供給光伝達路の先端から先端の軸方向に延びる直線が光学フィルタの反射面と直交し供給光伝達路の先端から放射される第 1 の帯域に含まれる光を反射し駆動部により供給光伝達路が変位した位置に応じた光量で第 1 の帯域の光の反射光を供給光伝達路の先端に入射させる光学フィルタとを有し光学フィルタの反射面は基準点から延びる境界線により少なくとも 3 以上の領域に分割されており分割された反射面の領域は第 1 の帯域に含まれそれぞれ異なる帯域の光を反射する光走査型内視鏡を駆動する光走査型内視鏡プロセッサであって、供給光伝達路の基端に第 1 の帯域に含まれる光を供給する変位検出用光源と、分割された反射面の領域それぞれが反射し供給光伝達路の先端に入射して基端に伝達した狭帯域の光の光量を別々に検出する第 1 の受光器と、第 1 の受光器が検出する狭帯域の光の波長と受光量とに基づいて供給光伝達路の先端を基準点に戻すように駆動部を制御する駆動制御部とを備えることを特徴としている。

#### 【発明の効果】

#### 【0019】

本発明によれば、光学フィルタにより反射された第 1 の帯域の光の光量に基づいて供給光伝達路の変位量を検出することが可能である。供給光伝達路の変位量に基づいて光走査型内視鏡装置の各部位を制御することにより、光走査型内視鏡装置によって受光される観察対象領域の画像の歪みを低減化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】

#### 【0020】

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。

40

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装置の外観を概略的に示す外観図である。

#### 【0021】

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。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）および反射光ファイバ（図 1 において図示せず）の先端とは光走査型内視鏡 50 の挿入管 51 の遠位端側に配置される端部であり、基端と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】

50

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の先端に伝達され、観察対象領域内の一点（符号Ｐ１参照）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の先端から光走査型内視鏡プロセッサ２０に伝達される。

【００２３】

光供給ファイバの先端の方向が、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。先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。

10

【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４０、スキャン駆動回路２１、画像信号処理回路２２、タイミングコントローラ２３、およびシステムコントローラ２４などが設けられる。

【００２６】

20

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光が光供給ファイバ５３に供給される。スキャン駆動回路２１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４０に受光される。

【００２７】

受光ユニット４０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２２に送信される。画像信号処理回路２２では、画素信号が画像メモリ２５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２２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２６を介してモニタ１１に送信する。

30

【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４０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２１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。

【００２９】

なお、光源ユニット３０、受光ユニット４０、画像信号処理回路２２、スキャン駆動回路２１、およびエンコーダ２６は、タイミングコントローラ２３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２３および光走査型内視鏡装置１０の各部位の動作はシステムコントローラ２４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２７により、使用者によるコマンド入力が可能である。

40

【００３０】

図３に示すように、光源ユニット３０は、赤色光レーザ３１ｒ、緑色光レーザ３１ｇ、青色光レーザ３１ｂ、紫外光源３１ｕｖ、第１～第６のフィルタ３２ａ～３２ｆ、集光レンズ３３、レーザ駆動回路３４、分光検出器３５、および中心位置制御部３６などによって構成される。

【００３１】

50

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、赤色光レーザビーム、緑色光レーザビーム、青色光レーザビームを発する。紫外光源 3 1 u v 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。

【 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。

【 0 0 3 3 】

第 4 のフィルタ 3 2 d 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 5 のフィルタ 3 2 e は第 1 の帯域の紫外光の 5 0 % を反射し、残りの 5 0 % を透過する光学フィルタである。第 6 のフィルタ 3 2 f は第 1 の帯域の紫外光を反射するミラーである。

【 0 0 3 4 】

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 の基端側の光の出射方向に集光レンズ 3 3、第 4 のフィルタ 3 2 d、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 4 のフィルタ 3 2 a ~ 3 2 d は光供給ファイバ 5 3 の基端側の光の出射方向に対して 4 5 ° 傾斜させた状態で固定される。

【 0 0 3 5 】

また、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射される光の第 1 のフィルタ 3 2 a による反射方向に、青色光レーザ 3 1 b が配置される。青色光レーザ 3 1 b が発する青色光レーザビームは第 1 のフィルタ 3 2 a によって、光供給ファイバ 5 3 の基端に向かって反射される。

【 0 0 3 6 】

また、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射される光の第 2 のフィルタ 3 2 b による反射方向に、緑色光レーザ 3 1 g が配置される。緑色光レーザ 3 1 g が発する緑色光レーザビームは第 2 のフィルタ 3 2 b によって、光供給ファイバ 5 3 の基端に向かって反射される。

【 0 0 3 7 】

また、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射される光の第 3 のフィルタ 3 2 c による反射方向に、赤色光レーザ 3 1 r が配置される。赤色光レーザ 3 1 r が発する赤色光レーザビームは第 3 のフィルタ 3 2 c によって、光供給ファイバ 5 3 の基端に向かって反射される。

【 0 0 3 8 】

また、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射される光の第 4 のフィルタ 3 2 d による反射方向に、第 5、第 6 のフィルタ 3 2 e、3 2 f が配置される。第 5、第 6 のフィルタ 3 2 e、3 2 f は第 4 のフィルタ 3 2 d と平行になるように配置される。

【 0 0 3 9 】

また、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射される光の第 4、第 5 のフィルタ 3 2 d、3 2 e による反射方向に、紫外光源 3 1 u v が配置される。紫外光源 3 1 u v が発する第 1 の帯域の紫外光は第 5、第 4 のフィルタ 3 2 e、3 2 d によって、光供給ファイバ 5 3 の基端に向かって反射される。

【 0 0 4 0 】

また、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射される光の第 4、第 6 のフィルタ 3 2 d、3 2 f による反射方向に、分光検出器 3 5 が配置される。後述するように、光供給ファイバ 5 3 の基端から出射する紫外光が第 4 のフィルタ 3 2 d に反射され、第 5 のフィルタ 3 2 e を透過して、第 6 のフィルタ 3 2 f に反射され、分光検出器 3 5 に入射する。分光検出器 3 5 では、後述するように光供給ファイバ 5 3 の基端から出射する紫外光の分光強度を

10

20

30

40

50

検出する。

【0041】

第5、第4のフィルタ32e、32dによって反射された紫外光、第1のフィルタ32aによって反射され第4のフィルタ32dを透過した青色光レーザービーム、第2のフィルタ32bによって反射され第1、第4のフィルタ32a、32dを透過した緑色光レーザービーム、第3のフィルタ32cによって反射され第1、第2、第4のフィルタ32a、32b、32dを透過した赤色光レーザービームは集光レンズ33により集光されて、光供給ファイバ53の基端に入射する。

【0042】

挿入管51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および第1の帯域の紫外光が光供給ファイバ53に供給される。

10

【0043】

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により駆動される。なお、レーザ駆動回路34は、タイミングコントローラ23により発光と消灯の時期を制御する。また、紫外光源31uvは電源回路38から電力が供給される。なお、電源回路38による紫外光源31uvへの電力の供給はシステムコントローラ24により制御される。

【0044】

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、反射光ファイバ55、光学フィルタ57、集光レンズ56、およびファイバ駆動部54などが設けられる。

20

【0045】

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および紫外光が、光供給ファイバ53の基端に入射する。基端に入射したこれらの光は先端側に伝達される。

【0046】

ファイバ駆動部54が、光供給ファイバ53の先端付近に設けられる。図5に示すように、ファイバ駆動部54は、ファイバ支持部58および屈曲部59により形成される。屈曲部59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58により光供給ファイバ53は屈曲部59の挿入管51先端側の端部において支持される。

30

【0047】

図6に示すように、屈曲部59には第1、第2の屈曲源59a、59bが設けられる。第1、第2の屈曲源59a、59bはそれぞれ2組の圧電素子であり、スキャン駆動回路21から送信されるファイバ駆動信号に基づいて屈曲部59の円筒軸方向に伸縮する。

【0048】

図6に示すように、第1の屈曲源59aを構成する2つの圧電素子が屈曲部59の円筒軸中心を挟むように、屈曲部59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59aを90°回転させた位置に、第2の屈曲源59bを構成する2つの圧電素子が固定される。

40

【0049】

図7に示すように、第1の屈曲源59a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59aを構成する2つの圧電素子が並ぶ第1の方向に沿って屈曲部59は屈曲する。

【0050】

また、第2の屈曲源59b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59bを構成する2つの圧電素子が並ぶ第2の方向に沿って屈曲部59は屈曲する。

50

## 【 0 0 5 1 】

光供給ファイバ 5 3 はファイバ支持部 5 8 を介して屈曲部 5 9 に付勢され、第 1、第 2 の方向、すなわち光供給ファイバ 5 3 の軸方向に垂直な 2 方向に屈曲する。光供給ファイバ 5 3 が屈曲することにより、光供給ファイバ 5 3 の先端は曲面上を通るように変位する。

## 【 0 0 5 2 】

なお、図 8 に示すように、光供給ファイバ 5 3 の先端は第 1、第 2 の方向に沿って振幅の増加と減少を繰り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。

10

## 【 0 0 5 3 】

第 1、第 2 の方向に沿ってこのような振動をさせることにより、図 9 に示すような渦巻き型の走査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 4 】

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に定められる。基準点から振幅を増加させながら振動させる期間（図 8 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。

## 【 0 0 5 5 】

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 の先端を基準点にまで戻し（図 8 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。

20

## 【 0 0 5 6 】

光供給ファイバ 5 3 の先端の光の出射方向に光学フィルタ 5 7 と集光レンズ 5 6 が設けられる。光学フィルタ 5 7 の光供給ファイバ 5 3 と相対する面は凹曲面に、反対側の面は凸曲面状に形成される。ただし、図 10 に示すように、屈曲により光供給ファイバ 5 3 の先端が通る曲面 c s（第 1 の曲面）と光学フィルタ 5 7 の凹曲面とは平行とならないように、光学フィルタ 5 7 の凹曲面が形成される。

## 【 0 0 5 7 】

なお、光供給ファイバ 5 3 の先端が基準点に位置するとき光供給ファイバ 5 3 からの光の出射方向は光学フィルタ 5 7 の凹曲面の中心と直交するように、光学フィルタ 5 7 は固定される。

30

## 【 0 0 5 8 】

光学フィルタ 5 7 の凹曲面には、中心を通り第 1、第 2 の方向に沿った直線によって 4 分割した領域が定められる（図 11 参照）。中心を原点として第 1、第 2 の方向において正の領域が第 1 の領域 5 7 a に定められる。第 1 の方向において負、第 2 の方向において正の領域が第 2 の領域 5 7 b に定められる。第 1、第 2 の方向において負の領域が第 3 の領域 5 7 c に定められる。第 1 の方向において正、第 2 の方向において負の領域が第 4 の領域 5 7 d に定められる。

## 【 0 0 5 9 】

第 1 の領域 5 7 a には、第 1 の波長  $\lambda_1$  の紫外光を反射し第 1 の波長  $\lambda_1$  以外の波長の光を透過する光学部材が被着される。第 2 の領域 5 7 b には、第 2 の波長  $\lambda_2$  の紫外光を反射し第 2 の波長  $\lambda_2$  以外の波長の光を透過する光学部材が被着される。第 3 の領域 5 7 c には、第 3 の波長  $\lambda_3$  の紫外光を反射し第 3 の波長  $\lambda_3$  以外の波長の光を透過する光学部材が被着される。第 4 の領域 5 7 d には、第 4 の波長  $\lambda_4$  の紫外光を反射し第 4 の波長  $\lambda_4$  以外の波長の光を透過する光学部材が被着される。

40

## 【 0 0 6 0 】

なお、第 1 ~ 第 4 の波長  $\lambda_1 \sim \lambda_4$  は、図 12 に示すように、第 1 の帯域の域内の波長であり、それぞれの波長は異なる。

## 【 0 0 6 1 】

50

光供給ファイバ５３の基端から伝達され先端から出射される第１の帯域に含まれる第１～第４の波長１～４の紫外光が光学フィルタ５７によって反射される。図１３に示すように、光学フィルタ５７の凹曲面に入射するビーム状の紫外光（*i u v* 参照）は凹曲面において入射角と同じ反射角で反射され、ビーム状の紫外光 *o u v* として凹曲面から出射する。

【００６２】

凹局面において反射されたビーム状の紫外光の周りにも、紫外光が散乱する。入射光と同じ方向に散乱する紫外光が光供給ファイバ５３の先端に入射する。散乱光の強度は、反射されたビーム状の紫外光の方向から広がるほど低下する。したがって、光供給ファイバ５３が大きく屈曲するほど、光供給ファイバ５３の先端に入射する紫外光の光量は低下する。

10

【００６３】

光供給ファイバ５３の先端に入射する紫外光は、光供給ファイバ５３により基端まで伝達される。基端に伝達された紫外光は集光レンズ３３（図３参照）に向かって出射され、前述のように第４～第６のフィルタ３２ｄ～３２ｆを介して分光検出器３５に入射する。

【００６４】

分光検出器３５により、光供給ファイバ５３の先端に入射した紫外光の帯域毎の光量が検出される。分光検出器３５は、第１～第４の波長１～４の紫外光の光量を別々に検出する。

【００６５】

20

例えば、光供給ファイバ５３の先端が第１の領域を向いている場合には、第１の波長１の紫外光のみが反射され、分光検出器３５に検出される。したがって、分光検出器３５により検出される波長に基づいて、光供給ファイバ５３の向いている方向が判別可能である。また、前述のように、検出される紫外光の光量に基づいて、光供給ファイバ５３の先端の屈曲の大きさが判別可能である。

【００６６】

分光検出器３５が検出した紫外光の波長と光量とに相当する位置信号が、画像信号処理回路２２および中心位置制御部３６に送信される。後述するように、画像信号処理回路２２は位置信号に基づいた画像メモリ２５のアドレスに画素信号を格納する。中心位置制御部３６は、制動期間中に位置信号に基づいて光供給ファイバ５３の先端を基準点に戻すための制動信号を生成し、スキャン駆動回路２１に送信する。

30

【００６７】

スキャン駆動回路２１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５９ａ、５９ｂに送信する。例えば、分光検出器３５により検出される波長が第１の波長１である場合には、第１、第２の方向の反対方向に屈曲部５９を屈曲させるファイバ駆動信号が送信される。また、分光検出器３５により検出される紫外光の光量が小さくなるほど、大きな屈曲力を生じさせるファイバ駆動信号が送信される。

【００６８】

なお、光供給ファイバ５３の先端からは白色光も出射する。出射される白色光は、光学フィルタ５７を透過して、集光レンズ５６により集光され、観察対象領域の一点（図１４符号Ｐ２参照）に向けて出射する。光が照射された観察対象領域ＯＡの一点における反射光が散乱し、散乱した反射光が反射光ファイバ５５の先端に入射する。

40

【００６９】

光走査型内視鏡５０には複数の反射光ファイバ５５が設けられる。反射光ファイバ５５の先端は、集光レンズ５６の周囲を囲むように配置される。観察対象領域ＯＡ上の一点における散乱光は、各反射光ファイバ５５に入射する。

【００７０】

反射光ファイバ５５に入射した反射光は、反射光ファイバ５５の基端まで伝達される。前述のように、反射光ファイバ５５は基端において受光ユニット４０に接続される。反射光ファイバ５５に伝達された反射光は、受光ユニット４０に向かって出射する。

50

## 【 0 0 7 1 】

受光ユニット 4 0 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 2 に送信される。

## 【 0 0 7 2 】

画像信号処理回路 2 2 では、分光検出器 3 5 から送信される位置信号およびスキャン駆動回路 2 1 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 2 は推定した位置に対応する画像メモリ 2 5 のアドレスに、受信した画像信号を格納する。

## 【 0 0 7 3 】

前述のように、照射する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 5 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 4 】

以上のように、第 1 の実施形態の光走査型内視鏡装置によれば制動期間中に位置信号に基づいて光供給ファイバ 5 3 の先端を基準点に戻すので、異なる複数の画像間において画像を作成するための走査開始位置のズレ量を低減化させることが可能になる。ズレ量を低減化させることにより、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。

## 【 0 0 7 5 】

また、位置信号を用いて光の照射位置を推定するので、従来のようにスキャン駆動回路 2 1 を制御するための信号のみに基づいて推定する場合に比べて、推定精度を改善させることが可能である。推定精度を改善させることにより、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。

## 【 0 0 7 6 】

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装置について説明する。第 2 の実施形態の光走査型内視鏡装置は、光学フィルタの凹曲面が分割されていない点、および位置信号に基づく光走査型内視鏡プロセッサの制御が第 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 7 】

図 1 5 に示すように、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 4 0 、スキャン駆動回路 2 1 、画像信号処理回路 2 2 、タイミングコントローラ 2 3 、およびシステムコントローラ 2 4 などが設けられる。第 1 の実施形態と異なり、第 2 の光走査型内視鏡プロセッサ 2 0 0 では、光源ユニット 3 0 からスキャン駆動回路 2 1 に制動信号が送信されない。また、第 1 の実施形態と異なり、後述するように、光源ユニット 3 0 0 における紫外光の受光量に基づいて、画像信号処理回路 2 2 に画像の作成を開始させる。

## 【 0 0 7 8 】

図 1 6 に示すように、光源ユニット 3 0 0 は、第 1 の実施形態と同じく、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 、紫外光源 3 1 u v 、第 1 ~ 第 6 のフィルタ 3 2 a ~ 3 2 f 、集光レンズ 3 3 、およびレーザ駆動回路 3 4 を有する。また、第 1 の実施形態と異なり、光源ユニット 3 0 0 には分光検出器 3 5 および中心位置制御部 3 6 が設けられず、紫外光受光器 3 7 が設けられる。

## 【 0 0 7 9 】

第 2 の実施形態における赤色光レーザ 3 1 r 、緑色光レーザ 3 1 g 、青色光レーザ 3 1 b 、紫外光源 3 1 u v 、第 1 ~ 第 6 のフィルタ 3 2 a ~ 3 2 f 、集光レンズ 3 3 、およびレーザ駆動回路 3 4 の機能および構成は、第 1 の実施形態と同じである。したがって、赤

10

20

30

40

50

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、および紫外光が光供給ファイバ５３の基端に入射する。

【００８０】

第２の実施形態における光走査型内視鏡５０は光学フィルタ５７以外の機能および構成は、第１の実施形態と同じである。第２の実施形態の光学フィルタ５７は、第１の実施形態と異なり、凹曲面が分割されず、凹曲面全面において第１の帯域全体の紫外光を反射し、第１の帯域の域外の光を透過する光学部材が被着される。それ以外の光学フィルタ５７の物性および構成は第１の実施形態と同じである。

【００８１】

このように第２の実施形態の光学フィルタ５７は、第１の実施形態と異なり、光供給ファイバ５３が凹曲面のいずれの領域を向いていても、光供給ファイバ５３から出射される第１の帯域すべての紫外光がそのまま反射される。

10

【００８２】

第１の実施形態と同じく、光供給ファイバ５３の屈曲の大きさに応じた光量の紫外光が、光供給ファイバ５３の先端に入射する。第１の実施形態と同じく、光供給ファイバ５３の先端に入射する紫外光は、光供給ファイバ５３の基端まで伝達され、第４～第６のフィルタ３２ｄ～３２ｆを介して紫外光受光器３７に入射する。

【００８３】

紫外光受光器３７により、光供給ファイバ５３の先端に入射した紫外光の光量が検出される。紫外光の光量は、光量信号として画像信号処理回路２２に送信される。

20

【００８４】

第２の実施形態では、第１の実施形態と異なり、位置信号を用いることなく、スキャン駆動回路２１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２２は推定した位置に対応する画像メモリ２５のアドレスに、受信した画像信号を格納する。

【００８５】

なお、制動期間（図８参照）から走査期間に移行した瞬間から、画像信号処理回路２２が画素信号を画像メモリ２５に格納することによる画像の作成が開始される。第２の実施形態では、光量信号が最大となるときに光供給ファイバ５３の先端の基準点への帰還すなわち制動期間の完了と判別し、画像信号処理回路２２に画素信号の格納を開始させる。

30

【００８６】

以上のような第２の実施形態の光走査型内視鏡装置によれば、光供給ファイバ５３の先端が基準点に戻るまでは制動期間を終了させずに、基準点に戻るときに走査を開始させるため、異なる複数の画像間における画像を作成するための走査開始位置のズレ量を低減化させることが可能になる。ズレ量を低減化させることにより、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。

【００８７】

なお、第１、第２の実施形態の光走査型内視鏡装置では、光学フィルタ５７の光供給ファイバ５３側の面は凹曲面であるが、凸曲面でも平面であってもよい。光供給ファイバ５３の先端が通る曲面ｃｓと光学フィルタ５７の光供給ファイバ５３側の面が平行とならなければ、光学フィルタ５７における反射光の光供給ファイバ５３の先端への入射量が光供給ファイバ５３の屈曲の大きさに応じて変化する。反射光の光供給ファイバ５３の先端への入射量を光供給ファイバ５３の屈曲の大きさに応じて変化すれば、光量を検出することにより屈曲の大きさを検知することは可能である。

40

【００８８】

また、第１、第２の実施形態の光走査型内視鏡装置では、光供給ファイバ５３の先端を屈曲させて変位させ、先端が通る曲面とは平行でない曲面を有する光学フィルタ５７によって反射する構成であるが、光学フィルタ５７において反射した光の光供給ファイバ５３への入射光量が、光供給ファイバ５３の変位量に応じて変われば、どのような構成であっても本実施形態と同様の効果が得られる。

50

## 【0089】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡装置では、光供給ファイバ53の先端が基準点に位置するとき、光供給ファイバ53からの光の出射方向と光学フィルタ57の凹曲面と直行する構成であるが、直交しなくてもよい。ただし、出射した光が凹曲面において直交する場合に光供給ファイバ53の先端への反射光の入射光量が最大となるので、基準点に戻るときの判別精度を向上させることが可能である。

## 【0090】

また、第1、第2の実施形態の光走査型内視鏡装置では、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、および青色光の帯域の域外の帯域であれば、どのような帯域の光でも第1の帯域の光として用いることが可能である。

10

## 【0091】

また、第1の実施形態の光走査型内視鏡装置では、光学フィルタ57の凹曲面が第1～第4の領域57a～57dの4領域に分割される構成であるが、少なくとも3以上の領域に分割される構成であればよい。凹曲面の中心をから延びる境界線により少なくとも3領域に分割され、それぞれ異なる波長または帯域の紫外光を反射する構成であれば、分光検出器35が検出する紫外光の波長または帯域を光供給ファイバ53の先端を基準点に戻すために用いることが可能である。

## 【0092】

また、第1の実施形態の光走査型内視鏡装置では、分光検出器35が検出した紫外光の波長と光量とに相当する位置信号が画像信号処理回路22に送られ、位置信号が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。

20

## 【0093】

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。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0094】

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

30

【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、第2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、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6】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先端側から見た外観図である。

40

【図7】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8】第1、第2の実施形態の光供給ファイバ先端の第1、第2の方向に沿った変位量を示すグラフである。

【図9】ファイバ駆動部により駆動される光供給ファイバの走査経路である。

【図10】光学フィルタの凹曲面の形状を説明するための、光供給ファイバ先端部の拡大図である。

【図11】光学フィルタの凹曲面の構成を示す図である。

【図12】第1～第4の波長を説明するためのスペクトル図である。

【図13】光学フィルタにより紫外光が反射および散乱する様子を説明するための状態図である。

50

【図 1 4】集光レンズから光が出射する状態を説明するための図である。

【図 1 5】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 1 6】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。

【符号の説明】

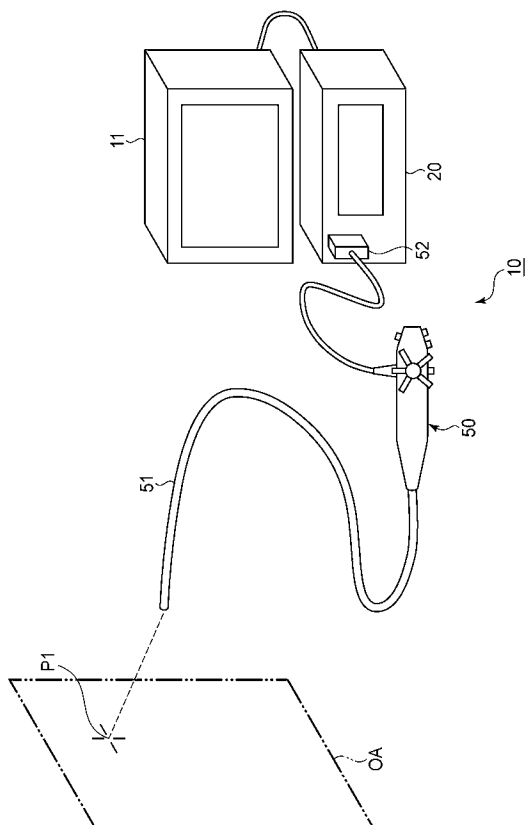
【 0 0 9 5 】

- 1 0 光走査型内視鏡装置
- 2 0、2 0 0 光走査型内視鏡プロセッサ
- 2 1 スキャン駆動回路
- 2 2 画像信号処理回路
- 3 0、3 0 0 光源ユニット
- 3 1 r、3 1 g、3 1 b、3 1 u v 赤色光レーザ、緑色光レーザ、青色光レーザ、紫外光源
- 3 5 分光検出器
- 3 6 中心位置制御部
- 3 7 紫外光受光器
- 5 0 光走査型内視鏡
- 5 3 光供給ファイバ
- 5 4 ファイバ駆動部
- 5 7 光学フィルタ
- 5 7 a ~ 5 7 d 第 1 ~ 第 4 の領域
- 5 9 屈曲部

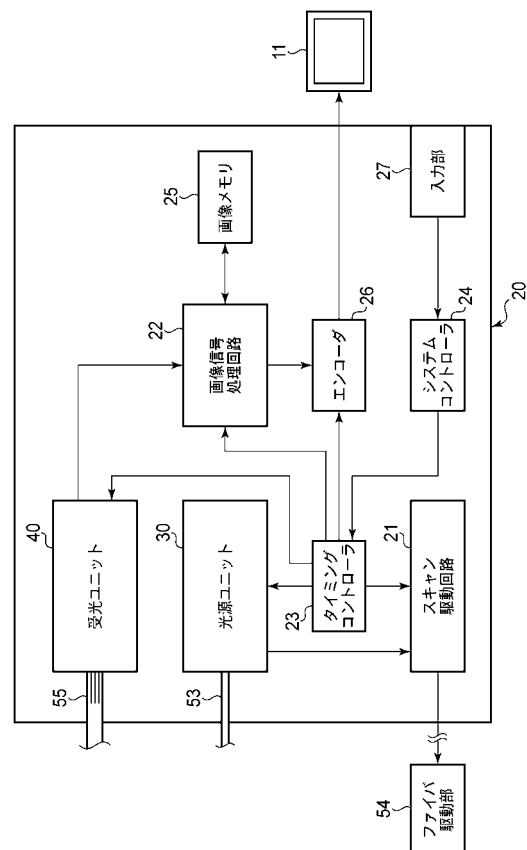
10

20

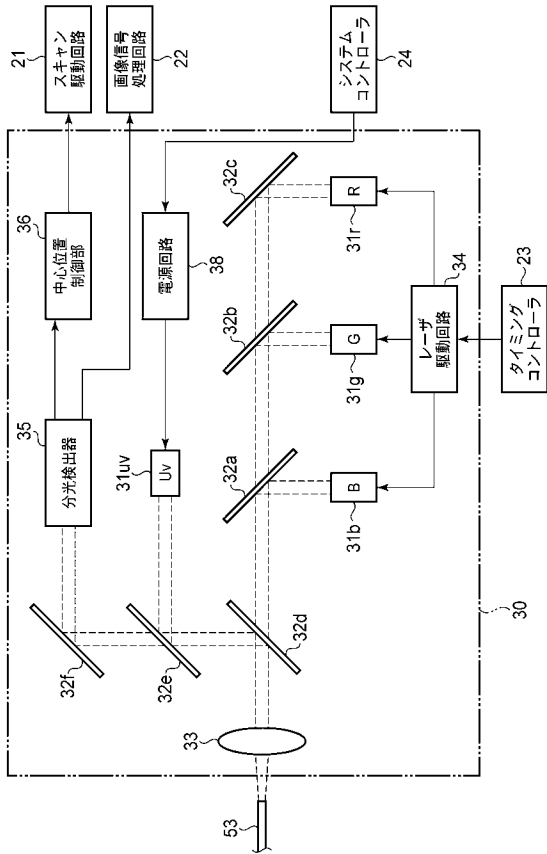
【 図 1 】



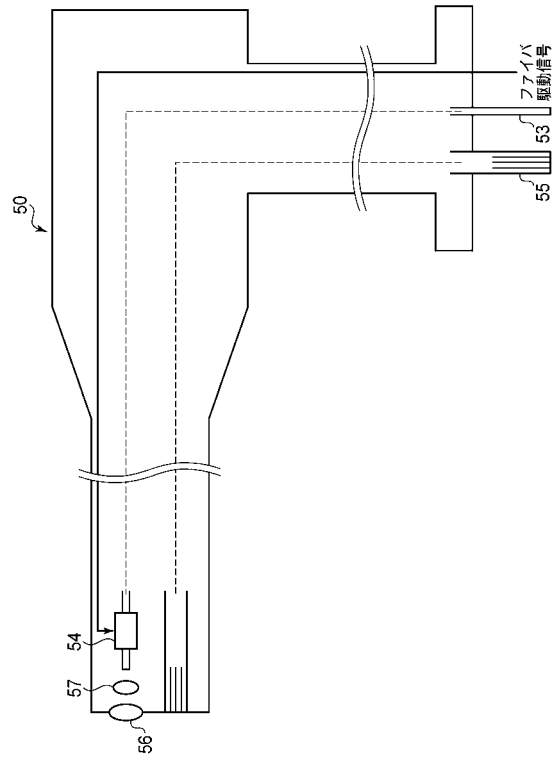
【 図 2 】



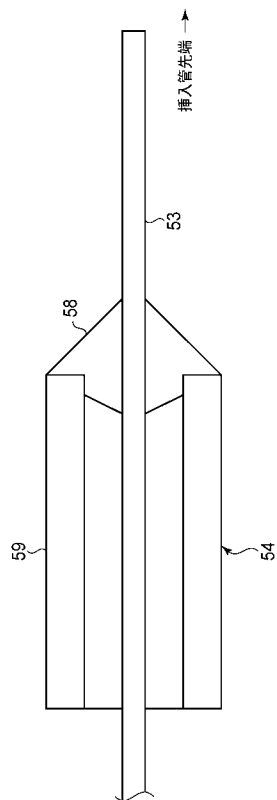
【図 3】



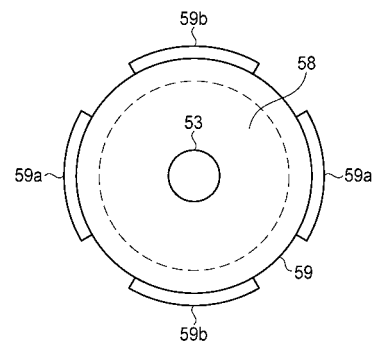
【図 4】



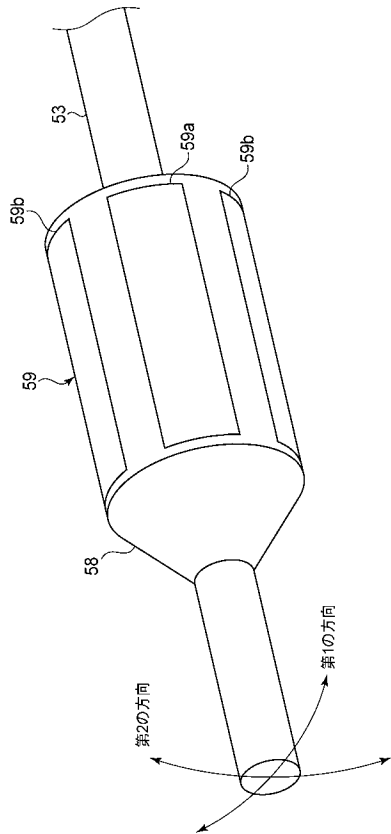
【図 5】



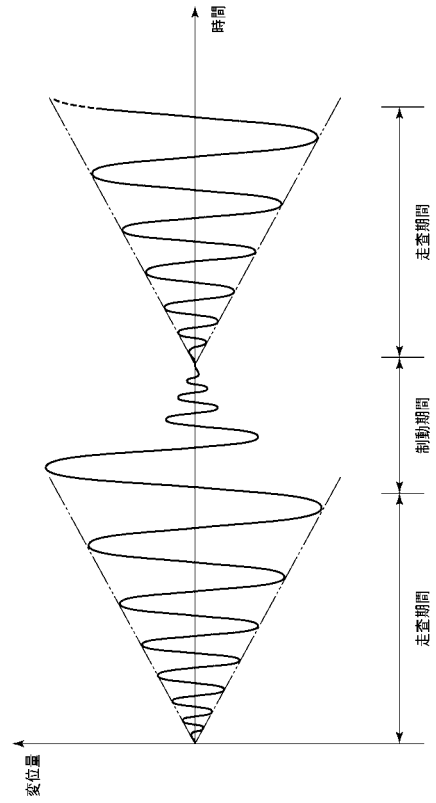
【図 6】



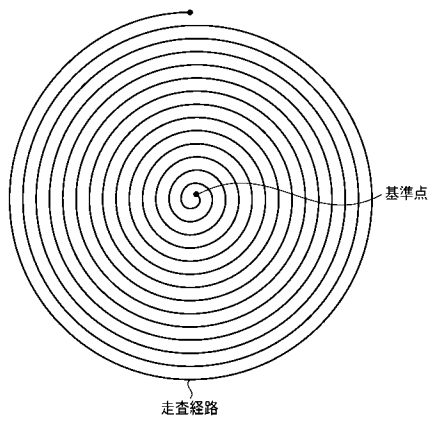
【図 7】



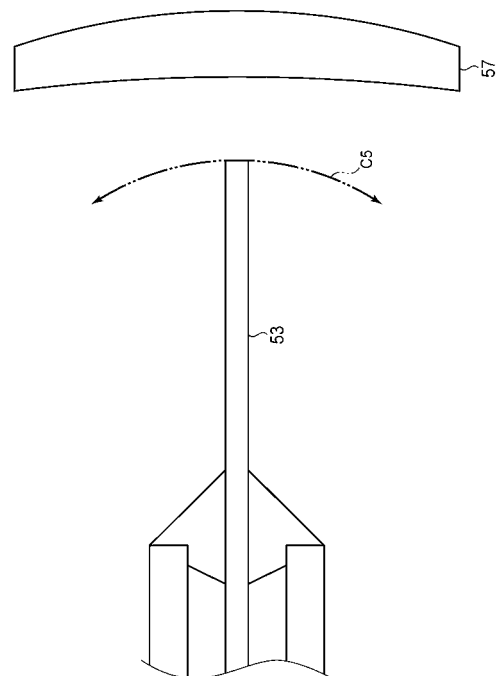
【図 8】



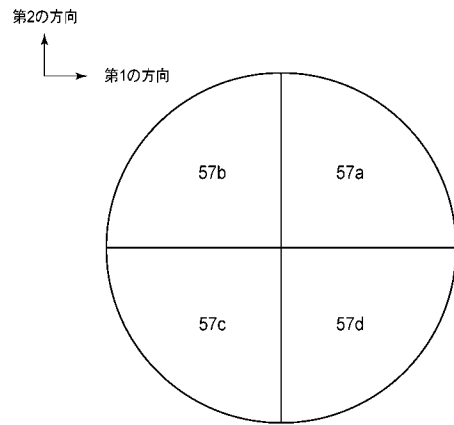
【図 9】



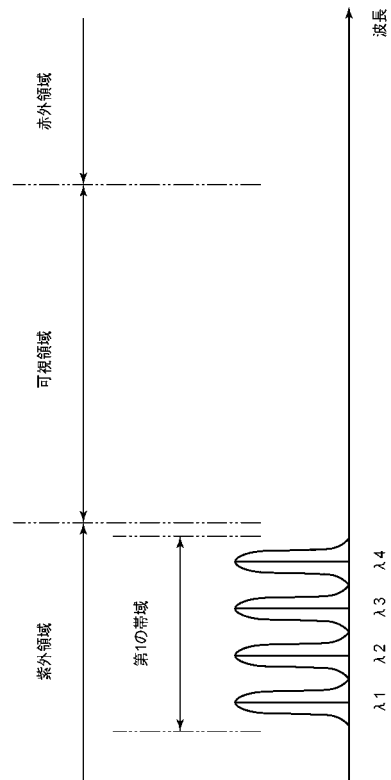
【図 10】



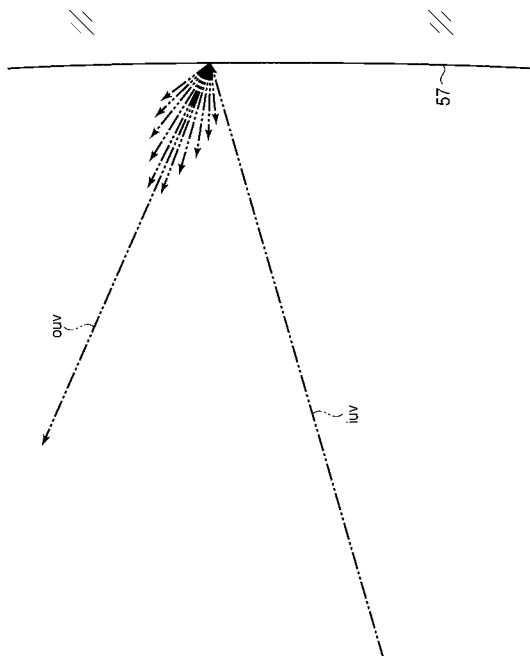
【図 1 1】



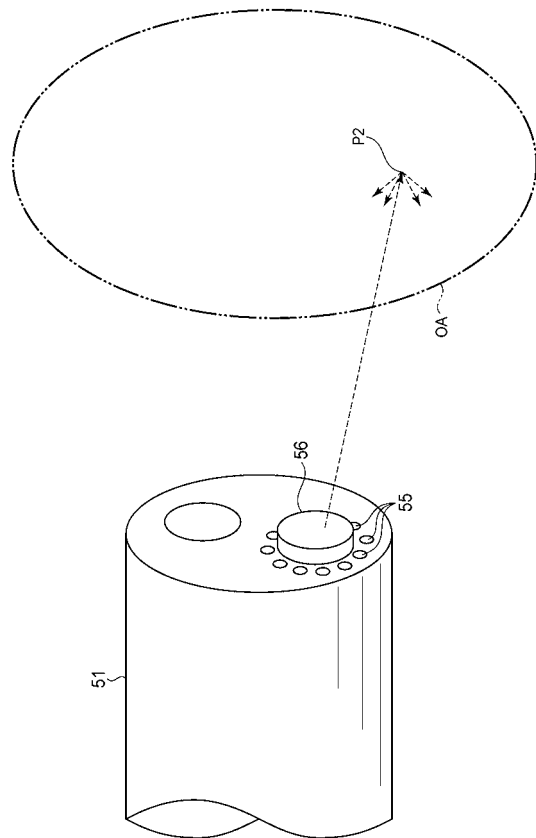
【図 1 2】



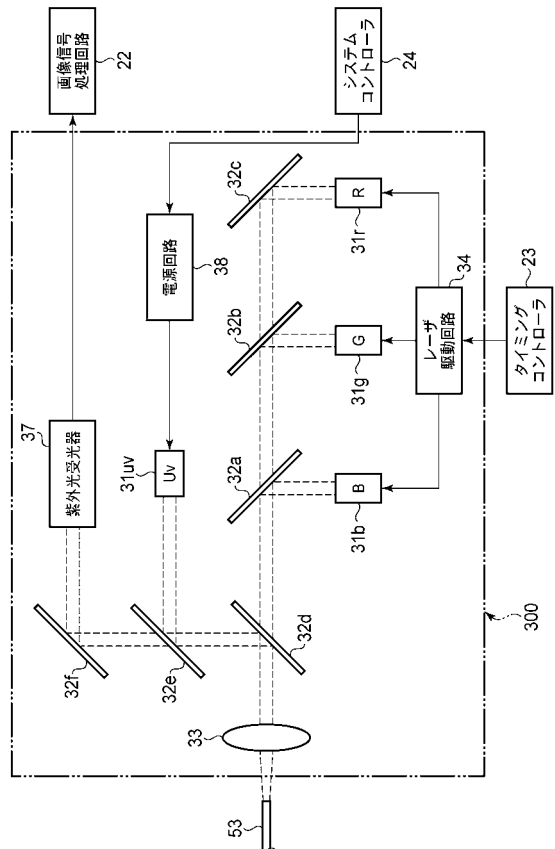
【図 1 3】



【図 1 4】



【 図 1 6 】



---

フロントページの続き

(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

(72)発明者 池谷 浩平

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 BA12 CA12 CA22 DA12 GA01

4C061 CC04 FF40

专利名称(译)	光学扫描内窥镜装置，光学扫描型内窥镜，光学扫描型内窥镜处理器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010113309A</a>	公开(公告)日	2010-05-20
申请号	JP2008288160	申请日	2008-11-10
[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 池谷浩平		
发明人	杉本 秀夫 池谷 浩平		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/0008		
FI分类号	G02B23/26.B A61B1/00.300.T G02B23/26.C G02B23/24.B A61B1/00.300.D A61B1/00.523 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/045.610 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	2H040/BA12 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA01 4C061/CC04 4C061/FF40 4C161/CC04 4C161/FF40		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

减少光扫描内窥镜装置中的图像的失真。一种光学扫描内窥镜装置，包括供光纤，光纤驱动单元，紫外光源，滤光器和光谱检测器。通过弯曲供光纤53的尖端来移位光纤驱动单元。紫外光源将第一紫外光带提供给供光纤53的近端。滤光器57设置在从光供应光纤53的尖端发射的光的光路上。面对供光纤53的滤光器57的表面形成不与供光纤53的尖端弯曲的曲面平行。光学滤波器57的面向光供应光纤53的面反射第一波段的紫外光。滤光器57中的反射光入射在光供应光纤53的尖端上。光谱检测器检测每个频带由光供应光纤53传输的反射光量。[选图]图4

