

(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2014-301
(P2014-301A)

(43) 公開日 平成26年1月9日(2014.1.9)

(51) Int.Cl.

A61B 1/06
G02B 23/26(2006.01)
(2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/06
G O 2 B 23/26

テーマコード(参考)

2 H O 4 O
4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2012-138785 (P2012-138785)
平成24年6月20日 (2012.6.20)

(71) 出願人 306037311
富士フィルム株式会社
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 森本 美範
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フィルム株式会社内

(72) 発明者 大橋 永治
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フィルム株式会社内

(72) 発明者 斎藤 牧
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フィルム株式会社内

最終頁に続く

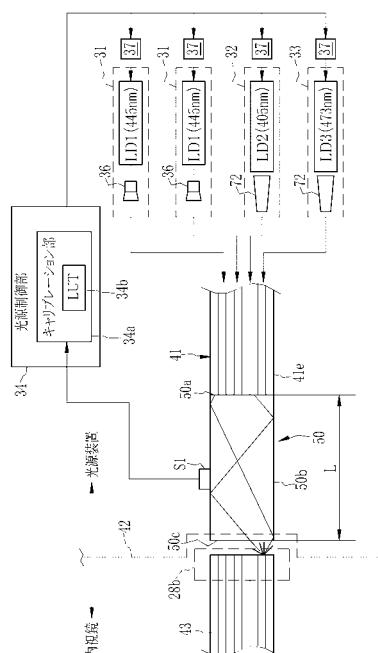
(54) 【発明の名称】光源装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】製造コスト及び部品配置スペースの増加や、ケラレを防止しつつ、光源装置単体での光量測定を可能にする。

【解決手段】内視鏡用の光源装置には、複数の光源モジュール31～33が設けられている。各モジュール31～33が発する光は、分岐型ライトガイド41を介してホモジナイザ50に導光される。ホモジナイザ50は、入射した光を内部側面で全反射させることにより軸方向に導光する導光ロッドであり、入射した光の径方向の光量を均一にする。ホモジナイザ50の側面部50bには、光量センサS1が高い屈折率を有する接着剤で取り付けられている。光量センサS1の位置では、ホモジナイザ50に入射した光線は内部側面を透過するため、光量センサS1によって各光源モジュール31～33の光量を測定することができる。

【選択図】図1 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡に対して光を供給する光源装置において、
光を発する光源部と、
透明材料で形成され、前記光源部が発する光が入射する入射面と、入射した光を出射する出射面と、前記入射面から前記出射面に向かって軸方向に延びる側面とを有し、入射した光を内部で全反射させながら軸方向に伝播させる導光ロッドと、

前記導光ロッドの前記側面に取り付けられ、前記光源部の光の光量を測定する光量センサとを備えていることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記導光ロッドは、出射面から出射する光の光量を径方向において均一化するホモジナイザであることを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】

前記光量センサは、前記導光ロッドよりも高い屈折率を有する接着剤によって前記側面に取り付けられていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光源装置。

【請求項 4】

前記光源部は複数有り、

前記複数の光源部が発する光の光路を統合する光路統合部とを備えており、

前記導光ロッドは、前記光路統合部の後段に配置されており、前記光路統合部が出射する各光源部の光が前記導光ロッドの入射面に入射することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 5】

前記複数の光源部は、波長が異なる光を発する第 1 及び第 2 の少なくとも 2 つの光源部を含むことを特徴とする請求項 4 記載の光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 光源部は、少なくとも一方が、特殊光観察を行うための特殊光を発する光源部であることを特徴とする請求項 5 記載の光源装置。

【請求項 7】

前記光量センサは、複数個設けられていることを特徴とする請求項 4 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記第 1 及び第 2 の光源部は、少なくとも 1 つが半導体で構成された発光素子を有していることを特徴とする請求項 4 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 9】

前記発光素子はレーザダイオードであることを特徴とする請求項 8 記載の光源装置。

【請求項 10】

前記第 1 光源部は、半導体で構成された前記発光素子と前記発光素子が発する光によって励起して蛍光を発する蛍光体とを有し、励起光と蛍光が混合された混合光を発することを特徴とする請求項 8 又は 9 記載の光源装置。

【請求項 11】

前記光量センサは、前記励起光に対してのみ感度を有する第 1 光量センサと、前記蛍光に対してのみ感度を有する第 2 光量センサの 2 種類のセンサを含んでいることを特徴とする請求項 10 記載の光源装置。

【請求項 12】

前記導光ロッドは、前記光路統合部を兼用することを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 13】

前記内視鏡の内視鏡側コネクタが着脱自在に取り付けられる光源側コネクタと、

前記内視鏡側コネクタの取り付け状態が適正か否かを判定する取り付け状態判定部とを備えており、

10

20

30

40

50

前記導光ロッドの一端は、前記光源側コネクタに前記内視鏡側コネクタが取り付けられたときに、前記内視鏡側コネクタと対向する位置に配置されており、

前記取り付け状態判定部は、前記光源部から前記導光ロッドを通じて前記光源側コネクタに向けて光を照射して、前記光源側コネクタで反射した反射光の光量に応じて前記光量センサが出力する光量信号に基づいて、前記取り付け状態が適正か否かを検知することを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 14】

内視鏡と前記内視鏡に対して光を供給する光源装置とを備えた内視鏡システムにおいて

、
前記光源装置は、

光を発する光源部と、

透明材料で形成され、前記光源部が発する光が入射する入射面と、入射した光を出射する出射面と、前記入射面から前記出射面に向かって軸方向に延びる側面とを有し、入射した光を内部で全反射させながら軸方向に伝播させる導光ロッドと、

前記導光ロッドの前記側面に取り付けられ、前記光源部の光の光量を測定する光量センサとを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に光を供給するための光源装置、及び光源装置を用いた内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡診断を行うための内視鏡システムが普及している。内視鏡システムは、生体内に挿入される挿入部と、挿入部の先端に配置され生体内の観察部位を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを有する内視鏡と、内視鏡に照明光を供給する光源装置と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡の挿入部の先端には、観察部位に照明光を照射する照明窓と観察部位を撮影するための観察窓が配されている。挿入部には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されており、ライトガイドは、光源装置から供給された光を、挿入部先端の照明窓に導光する。

【0003】

光源装置としては、特許文献 1 に記載されているように、白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプを光源として使用するものが一般的である。光源からの光は、集光レンズによって集光されて、光源装置に接続された内視鏡に供給される。特許文献 1 の光源装置には、光源が発する白色光を B (青)、G (緑)、R (赤) の各色に分離する色分離フィルタと、分離した各色の光の光量を測定する光量センサが設けられている。光量センサで測定された光量は、プロセッサ装置において、画像の色調補正を目的とした、画像信号のゲイン調節などのキャリブレーションに利用される。

【0004】

特許文献 1 の光源装置のように、光量センサを内蔵すれば、内視鏡の撮像素子を光量センサとして利用する必要が無くなるため、光源装置に内視鏡を接続することなく、光源装置単体でキャリブレーションを実行することができる。

【0005】

特許文献 1 の光源装置には、光源と集光レンズの間の光路中にビームスプリッタが配置され、ビームスプリッタによって光源が発する光の一部を光量センサに導光している。また、特許文献 1 には、光量センサの配置位置に関する別態様として、ビームスプリッタを設げずに、光量センサを光路内に配置して光量を測定してもよいことが記載されている。

【0006】

また、光源装置には、光源部としてキセノンランプやハロゲンランプに代えて、レーザ

10

20

30

40

50

ダイオード（L D）やL E D（Light-Emitting Diode）のような半導体で構成された発光素子を用いる光源装置も提案されている（例えば、特許文献2）。特許文献2の光源装置は、波長が異なる光を発する複数の発光素子と、各発光素子から導光された光を混合するロッドレンズとを備えており、ロッドレンズを介して内視鏡に光を供給している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2011-183099号公報

【特許文献2】特開2011-041758号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1のビームスプリッタは、光量センサに光を導光するためにのみ必要とされる部品であるため、光量測定に使用するための専用部品である。光量センサ以外にビームスプリッタのような光量測定用の専用部品を追加することは、部品点数増加や構造の複雑化による製造コストの増加を招くことに加えて、部品配置スペースの増加にもつながるという問題が生じる。

【0009】

また、特許文献1には、ビームスプリッタを設けずに光量センサを光路内に配置してもよいことが記載されているが、光量センサを光路内に配置すると、その部分の光が遮られることになるため、画像にケラレが生じる懸念がある。特許文献1及び2には、このような課題やその解決策について明示も示唆もされていない。

【0010】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、その目的は、内視鏡用の光源装置において、製造コスト及び部品配置スペースの増加や、ケラレを防止しつつ、光源装置単体で光量測定を可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の光源装置は、内視鏡に対して光を供給する光源装置において、光を発する光源部と、透明材料で形成され、光源部が発する光が入射する入射面と、入射した光を出射する出射面と、入射面から出射面に向かって軸方向に延びる側面とを有し、入射した光を内部で全反射させながら軸方向に伝播させる導光ロッドと、導光ロッドの側面に取り付けられ、光源部の光の光量を測定する光量センサとを備えていることを特徴とする。

【0012】

導光ロッドは、出射面から出射する光の光量を径方向において均一化するホモジナイザであることが好ましい。光量センサは、導光ロッドよりも高い屈折率を有する接着剤によって側面に取り付けられていることが好ましい。

【0013】

光源部は複数有り、複数の光源部が発する光の光路を統合する光路統合部とを備えており、導光ロッドは、光路統合部の後段に配置されており、光路統合部が出射する各光源部の光が導光ロッドの入射面に入射することが好ましい。

【0014】

複数の光源部は、波長が異なる光を発する第1及び第2の少なくとも2つの光源部を含んでいてもよい。第1及び第2光源部は、少なくとも一方が、特殊光観察を行うための特殊光を発する光源部であることが好ましい。光量センサは、複数個設けられていてもよい。

【0015】

第1及び第2の光源部は、たとえば、少なくとも1つが半導体で構成された発光素子を有している。発光素子は、例えばレーザダイオードである。第1光源部は、たとえば、半導体で構成された発光素子と発光素子が発する光によって励起して蛍光を発する蛍光体とを

10

20

30

40

50

有し、励起光と蛍光が混合された混合光を発する。この場合には、光量センサは、励起光に対してのみ感度を有する第1光量センサと、蛍光に対してのみ感度を有する第2光量センサの2種類のセンサを含んでいることが好ましい。導光ロッドは、光路統合部を兼用していてもよい。

【0016】

内視鏡の内視鏡側コネクタが着脱自在に取り付けられる光源側コネクタと、内視鏡側コネクタの取り付け状態が適正か否かを判定する取り付け状態判定部とを備えており、導光ロッドの一端は、光源側コネクタに内視鏡側コネクタが取り付けられたときに、内視鏡側コネクタと対向する位置に配置されており、取り付け状態判定部は、光源部から導光ロッドを通じて光源側コネクタに向けて光を照射して、光源側コネクタで反射した反射光の光量に応じて光量センサが出力する光量信号に基づいて、取り付け状態が適正か否かを検知してもよい。

10

【0017】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡と内視鏡に対して光を供給する光源装置とを備えた内視鏡システムにおいて、光源装置は、光を発する光源部と、透明材料で形成され、光源部が発する光が入射する入射面と、入射した光を出射する出射面と、入射面から出射面に向かって軸方向に延びる側面とを有し、入射した光を内部で全反射させながら軸方向に伝播させる導光ロッドと、導光ロッドの側面に取り付けられ、光源部の光の光量を測定する光量センサとを備えていることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、内視鏡用の光源装置において、製造コスト及び部品配置スペースの増加や、ケラレを防止しつつ、光源装置単体で光量測定ができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電気的構成を示すブロック図である。

【図4】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

30

【図5】ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

【図6】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

【図7】撮像素子のカラーマイクロフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図8】照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図9】通常観察モード及び特殊光観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

。

【図10】分岐型ライトガイドと光源モジュールの斜視図である。

【図11】分岐型ライトガイドの出射端における光ファイバの配置の説明図である。

【図12】光量センサとキャリプレーション部の説明図である。

【図13】光量センサの取り付け方法の説明図である。

40

【図14】LUTの内容を示す説明図である。

【図15】第1光源モジュールの斜視図である。

【図16】第1光源モジュールの発散角補正部の説明図である。

【図17】第2光源モジュールの斜視図である。

【図18】第2光源モジュールの発散角補正部の側面図である。

【図19】キャリプレーションの実行手順を示すフローチャートである。

【図20】第2実施形態を示す説明図である。

【図21】第2実施形態の光量センサとキャリプレーション部の説明図である。

【図22】光量センサS2の分光感度特性を示すグラフである。

【図23】光量センサS3の分光感度特性を示すグラフである。

【図24】第2実施形態のキャリプレーションの実行手順を示すフローチャートである。

50

【図25】第3実施形態の説明図である。

【図26】コネクタの取り付け状態が適正な場合を示す説明図である。

【図27】コネクタの取り付け状態が不適正な場合を示す説明図である。

【図28】取り付け状態判定の実行手順を示すフローチャートである。

【図29】ホモジナイザと光路統合部が一体で構成されている例の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

「第1実施形態」

図1に示すように、本発明の第1実施形態の内視鏡システム10（以下、内視鏡システムという）は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、観察部位を照射する光を内視鏡11に供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。プロセッサ装置12には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール15が設けられている。10

【0021】

内視鏡システム10は、白色光のもとで観察部位を観察するための通常観察モードと、特殊光を利用して観察部位に存在する血管の性状を観察するための血管情報観察モードを備えている。血管情報観察モードは、血管のパターンや酸素飽和度などの性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別などの診断を行うための特殊光観察モードであり、特殊光として、血中へモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光が利用される。血管情報観察モードには、血管が強調された血管強調画像を表示する血管強調観察モードと、血中へモグロビンの酸素飽和度が表示された酸素飽和度画像を表示する酸素飽和度観察モードがある。20

【0022】

内視鏡11は、生体の消化管内に挿入される挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17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18とを備えている。

【0023】

挿入部16は、先端から順に連設された、先端部19、湾曲部20、可撓管部21からなる。図2に示すように、先端部19の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓22、観察部位で反射した像光が入射する観察窓23、観察窓23を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口25などが設けられている。観察窓23の奥には、撮像素子44（図3参照）や結像用の光学系が内蔵されている。30

【0024】

湾曲部20は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部17のアングルノブ26を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部20が湾曲することにより、先端部19の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部21は、食道や腸など曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部16には、撮像素子44を駆動する駆動信号や撮像素子44が出力する画像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置13から供給される照明光を照明窓22に導光するライトガイド43（図3参照）が挿通されている。40

【0025】

操作部17には、アンブルノブ26の他、処置具を挿入するための鉗子口27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリーズボタンなどが設けられている。

【0026】

ユニバーサルコード18には、挿入部16から延設される通信ケーブルやライトガイド43が挿通されており、一端には、プロセッサ装置12および光源装置13側にコネクタ28が取り付けられている。コネクタ28は、通信用コネクタ28aと光源用コネクタ28bからなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ28aには通信ケーブルの一50

端が配設されており、通信用コネクタ 28a はプロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。光源用コネクタ 28b にはライトガイド 43 の入射端が配設されており、光源用コネクタ 28b は光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0027】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、それぞれ発光波長が異なる 3 種類の第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 31 ~ 33 と、これらを駆動制御する光源制御部 34 を備えている。光源制御部 34 は、光源装置 13 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

【0028】

第 1 ~ 第 3 光源モジュール 31 ~ 33 は、特定の波長域の狭帯域光をそれぞれ発光するレーザダイオード LD1 ~ LD3 を有している。図 4 に示すように、レーザダイオード LD1 は、青色 (B 色) 領域において、例えば波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 445 nm の狭帯域光 N1 を発光する。レーザダイオード LD2 は、青色 (B 色) 領域において、例えば波長域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 405 nm の狭帯域光である狭帯域光 N2 を発光する。レーザダイオード LD3 は、青色 (B 色) 領域において、例えば波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 473 nm の狭帯域光である狭帯域光 N3 を発光する。レーザダイオード LD1、LD2、LD3 としては、InGaN 系、InGaNAs 系、GaNAs 系のものを用いることができる。また、レーザダイオード LD1 ~ LD3 としては、高出力化が可能なストライプ幅 (導波路の幅) が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

10

20

30

【0029】

第 1 光源モジュール 31 は、通常観察用の白色光を発する光源部である。第 1 光源モジュール 31 は、レーザダイオード LD1 に加えて、蛍光体 36 を有している。図 4 に示すように、蛍光体 36 は、レーザダイオード LD1 が発する 445 nm の青色領域の狭帯域光 N1 によって励起されて、緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光 FL を発光する。蛍光体 36 は、狭帯域光 N1 の一部を吸収して蛍光 FL を発光するとともに、残りの狭帯域光 N1 を透過させる。蛍光体 36 を透過する狭帯域光 N1 は、蛍光体 36 によって拡散される。透過する狭帯域光 N1 と励起される蛍光 FL が混合されることによって白色光が生成される。蛍光体 36 としては、例えば、YAG 系、BAM (B₂MgAl₁₀O₁₇) 系等の蛍光体が使用される。第 1 光源モジュール 31 は、白色光の光量が多くなるように 2 個設けられている。

【0030】

第 2 光源モジュール 32 は、血管強調観察用の光源部である。血中ヘモグロビンの吸光スペクトルを表す図 5 において、血液のヘモグロビンの吸光係数 μ_a は、波長依存性を有しており、波長が 450 nm 以下の領域において急激に上昇し、405 nm 付近においてピークを有している。また、波長が 450 nm 以下と比較すると低い値ではあるが、波長が 530 nm ~ 560 nm においてもピークを有している。吸光係数 μ_a が大きな波長の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストが大きな像が得られる。

30

【0031】

また、図 6 に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。こうしたヘモグロビンの吸光特性と生体組織の光の散乱特性を鑑みて、血管強調用の光の波長が選択される。

40

【0032】

第 2 光源モジュール 32 が発する 405 nm の狭帯域光 N2 は、深達度が低いので、表層血管による吸収が大きいため、表層血管強調用の光として用いられる。狭帯域光 N2 を用いることにより、観察画像において表層血管を高コントラストで描出することができる

50

。また、中深層血管強調用の光としては、第1光源モジュール31が発する白色光の緑色成分が用いられる。図5に示す吸光スペクトルにおいて、450nm以下の青色領域と比較して、530nm～560nmの緑色領域においては、吸光係数は緩やかに変化するので、中深層血管強調用の光は、青色領域ほど狭帯域であることは要求されない。そのため、後述するように、撮像素子44のG色のマイクロカラーフィルタによって白色光から色分離した緑色成分が用いられる。

【0033】

第3光源モジュール33は、酸素飽和度観察用の光源部である。図5において、吸光スペクトルHbは酸素と結合していない還元ヘモグロビンの吸光スペクトルを示し、吸光スペクトルHbO₂は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す。このように還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンは、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光係数 μ_a を示す等吸収点（各スペクトルHb、HbO₂の交点）を除いて、吸光係数 μ_a に差が生じる。吸光係数 μ_a に差があると、同じ光強度かつ同じ波長の光を照射しても、酸素飽和度が変化すれば、反射率が変化する。酸素飽和度観察モードにおいては、吸光係数 μ_a に差がある波長として、第3光源モジュール33が発する波長473nmの狭帯域光N3が用いられて、酸素飽和度が測定される。

10

【0034】

光源制御部34は、ドライバ37を介してレーザダイオードLD1～LD3の点灯、消灯、光量の制御を行う。具体的には、光源制御部34は、レーザダイオードLD1～LD3に対して駆動パルスを与えることにより、点灯させる。そして、駆動パルスのデューティ比を制御するPWM(Pulse Width Modulation)制御を行うことにより、駆動電流値を変化させて発光量を制御する。駆動電流値の制御は、駆動パルスの振幅を変えるPAM(Pulse Amplitude Modulation)制御などでもよい。

20

【0035】

また、光源制御部34は、後述するように第1～第3の光源モジュール31～33のキャリブレーションを行う。レーザダイオードLD1～LD3は、経時劣化や環境条件などにより、所期の光量を得るために駆動電流値が変化する。光源装置13には、第1～第3の光源モジュール31～33の光量を測定するための光量センサS1が設けられている。光源制御部34は、光量センサS1が出力する光量信号に基づいて、レーザダイオードLD1～LD3の駆動電流値を調整する。

30

【0036】

第1～第3の光源モジュール31～33の光路の下流側には、分岐型ライトガイド41が設けられている。分岐型ライトガイド41は、後で詳述するように、第1～第3の光源モジュール31～33の光路を1つの光路に統合する光路統合部である。内視鏡11のライトガイド43の入射端は1つであるため、分岐型ライトガイド41によって、第1～第3の光源モジュール31～33の光を内視鏡11に供給する前段において、各モジュール31～33の光の光路が統合される。分岐型ライトガイド41は、入射端が複数に分岐した分岐部41a～41dを有し、各分岐部41a～41dから入射した光を、1つの出射端41eから出射する。

40

【0037】

2つの第1光源モジュール31はそれぞれ、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41bの入射面と対向するように配置され、第2及び第3光源モジュール32、33はそれぞれ、分岐部41c、41dの入射面と対向するように配置される。

【0038】

分岐型ライトガイド41の出射端41eは、内視鏡11のコネクタ28bが接続されるレセプタクルコネクタ42の近くに配置されている。出射端41eには、後述するホモジナイザ50が設けられており、分岐型ライトガイド41に入射した第1～第3の光源モジュール31～33の光は、ホモジナイザ50を経由して、コネクタ28bに配された内視鏡11のライトガイド43に供給される。

【0039】

50

内視鏡 11 は、ライトガイド 43、撮像素子 44、アナログ処理回路 45 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 46 を備えている。ライトガイド 43 は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、コネクタ 28 が光源装置 13 に接続されたときに、ライトガイド 43 の入射端が光源装置 13 のホモジナイザ 50 の出射端と対向する。ライトガイド 43 の出射端は、2 つの照明窓 22 に光が導光されるように、照明窓 22 の前段で 2 本に分岐している。

【0040】

照明窓 22 の奥には、照射レンズ 48 が配置されている。光源装置 13 から供給された光はライトガイド 43 により照射レンズ 48 に導光されて照明窓 22 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 48 は凹レンズからなり、ライトガイド 43 から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

10

【0041】

観察窓 23 の奥には、対物光学系 51 と撮像素子 44 が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓 23 を通して対物光学系 51 に入射し、対物光学系 51 によって撮像素子 44 の撮像面 44a に結像される。

【0042】

撮像素子 44 は、CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面 44a を有している。撮像素子 44 は、撮像面 44a で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子 44 から出力されて、画像信号は A F E 45 に送られる。

20

【0043】

撮像素子 44 は、カラー撮像素子であり、撮像面 44a には、図 7 に示すような分光特性を有する B、G、R の 3 色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタによって、第 1 光源モジュール 31 が発光する白色光が B、G、R の 3 色に分光される。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【0044】

図 8 に示すように、通常観察モードにおいては、撮像素子 44 は、1 フレームの取得期間内で、信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作を行なわれる。図 8 (A) に示すように、通常観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせてレーザダイオード LD1 が点灯し、照明光として狭帯域光 N1 と蛍光 FL とからなる白色光が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子 44 に入射する。撮像素子 44 において、白色光はマイクロカラーフィルタで色分離されて、狭帯域光 N1 に対応する反射光を B 画素が受光し、蛍光 FL の中の G 成分を G 画素が、蛍光 FL の中の R 成分に対応する反射光を R 画素が受光する。撮像素子 44 は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、R の各画素の画素値が混在した 1 フレーム分の画像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

30

【0045】

血管強調観察モードにおいては、図 8 (B) に示すように、蓄積タイミングに合わせて第 1 光源モジュール 31 に加えて、第 2 光源モジュール 32 が点灯する。第 1 光源モジュール 31 が点灯すると、通常観察モードと同様に、照明光として狭帯域光 N1 と蛍光 FL とからなる白色光 (N1 + FL) が観察部位に照射される。第 2 光源モジュール 32 が点灯すると、白色光 (N1 + FL) に、狭帯域光 N2 が追加されて、これらが照明光として観察部位に照射される。

40

【0046】

通常観察モードと同様に、白色光に狭帯域光 N2 が追加された照明光は、撮像素子 44 の B、G、R のマイクロカラーフィルタで分光される。撮像素子 44 において、B 画素は、狭帯域光 N1 に加えて、狭帯域光 N2 を受光する。G 画素は、蛍光 FL の G 成分を受光

50

する。R画素は、蛍光FLのR成分を受光する。血管強調観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードに設定されている間、繰り返される。

【0047】

酸素飽和度観察モードにおいては、図8(C)に示すように、蓄積タイミングに合わせて第1光源モジュール31が点灯する。第1光源モジュール31が点灯すると、通常観察モードと同様に、白色光(N1+FL)が観察部位に照射される。次のフレームにおいては、第1光源モジュール31が消灯して、第3光源モジュール33が点灯して、狭帯域光N3が観察部位に照射される。酸素飽和度観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。

10

【0048】

ただし、酸素飽和度観察モードでは、通常観察モードや血管強調観察モードと異なり、白色光(N1+FL)と狭帯域光N3が交互に照射されるので、最初のフレームで白色光に対応する画像信号B、G、Rが出力され、次のフレームでは狭帯域光N3に対応する画像信号B、G、Rが出力されるというように、各照明光に対応して画像信号B、G、Rが担持する情報も1フレームおきに変化する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードに設定されている間、繰り返される。

20

【0049】

図3において、AFE45は、関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、及びアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)から構成されている。CDSは、撮像素子44からのアナログの画像信号に対して関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された画像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

20

【0050】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ56に接続されており、コントローラ56から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子44に対して駆動信号を入力する。撮像素子44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号をAFE45に出力する。

30

【0051】

プロセッサ装置12は、コントローラ56の他、DSP(Digital Signal Processor)57、画像処理部58と、フレームメモリ59と、表示制御回路60を備えている。コントローラ56は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAMなどからなり、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部を制御する。

【0052】

DSP57は、撮像素子44が出力する画像信号を取得する。DSP57は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP57は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。

40

【0053】

また、DSP57は、画像信号B、G、Rに基づいて露出値を算出して、画像全体の光量が不足している場合(露出アンダー)には照明光の光量を上げるように、光量が高すぎる場合(露出オーバー)には照明光の光量を下げるよう、コントローラ56を介して光源装置13に対して露出制御信号を送信する。光源装置13は、受信した露出制御信号に基づいて第1～第3の光源モジュール31～33の光量を制御する。

【0054】

50

フレームメモリ 59 は、DSP57 が出力する画像データや、画像処理部 58 が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路 60 は、フレームメモリ 59 から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ 14 に出力する。

【0055】

図9(A)に示すように、通常観察モードにおいては、画像処理部 58 は、DSP57 によってB、G、Rの各色に色分離された画像信号B、G、Rに基づいて、通常観察用の表示画像を生成する。表示画像が、観察画像としてモニタ 14 に出力される。画像処理部 58 は、フレームメモリ 59 内の画像信号B、G、Rが更新される毎に、表示画像を更新する。

10

【0056】

図9(B)に示すように、血管強調観察モードにおいては、画像処理部 58 は、画像信号B、G、Rに基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。血管強調観察モードにおける画像信号Bには、白色光のB成分(狭帯域光N1と蛍光FLの一部を含む)に加えて、狭帯域光N2の情報が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌などの病変においては、正常組織と比較して、表層血管の密集度が高くなる傾向があるなど血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする血管強調観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。

【0057】

また、より表層血管を強調する場合には、例えば、画像信号Bに基づいて表層血管の領域を抽出して、抽出した領域に対して輪郭強調処理などを施す。そして、輪郭強調処理が施された画像信号Bを、画像信号B、G、Rから生成したフルカラー画像に合成する。こうすることで、より表層血管が強調される。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行ってもよい。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれている画像信号Gから中深層血管の領域を抽出して、抽出した領域に対して輪郭強調処理を施して、強調処理済みの画像信号Gを、画像信号B、G、Rから生成したフルカラー画像に合成する。

20

【0058】

血管強調観察用の表示画像は、通常観察用と同様に、三色の画像信号B、G、Rに基づいて生成されるため観察部位をフルカラーで表示することが可能となるが、血管強調観察モードにおける画像信号Bは、通常観察モードにおける画像信号Bと比較すると、青色の濃度が高い。そのため、血管強調観察用の表示画像を生成する場合には、通常観察用の表示画像と同様の色味になるように色補正を行ってもよい。画像処理部 58 は、フレームメモリ 59 内の画像信号B、G、Rが更新される毎に、血管強調観察用の表示画像を生成する。

30

【0059】

なお、血管強調観察用の表示画像を生成する方式としては、画像信号Rを使わずに、画像信号B、Gの二色のみで生成して、画像信号Bをモニタ 14 のBチャンネル及びGチャンネルに、画像信号Gに対応する信号をモニタ 14 のRチャンネルに割り当てる方式など、観察部位を疑似カラーで表示する方式を採用してもよい。

40

【0060】

図9(C)に示すように、酸素飽和度観察モードにおいては、画像処理部 58 は、白色光のもとで取得された画像信号G1、R1と、狭帯域光N3のもとで取得された画像信号B2に基づいて、酸素飽和度算出処理を行う。画像信号B2の画素値には、酸素飽和度に加えて血液量(濃度)の情報も含まれている。より正確に酸素飽和度を求めるためには、画像信号B2の画素値から血液量の情報を分離する必要がある。画像処理部 58 は、血液量に対して高い相関を示す画像信号Rを利用して、画像信号Bとの間で画像間演算を行って、酸素飽和度と血液量の情報を分離する。

【0061】

具体的には、画像処理部 58 は、各画像信号B2、G1、R1の同じ位置の画素値を照

50

合して、画像信号B2の画素値と画像信号G1の画素値の信号比B/Gと、画像信号R1の画素値と画像信号G1の画素値の信号比R/Gを求める。画像信号G1は、画像信号B2と画像信号R1の画素値を規格化するために、観察部位の明るさレベルを表す参照信号として用いられる。そして、予め作成された、信号比B/G及びR/Gと酸素飽和度及び血液量との相関関係を記憶したテーブルに基づいて、血液量の情報が分離された、酸素飽和度を算出する。そして、画像信号B1、G1、R1に基づいて生成されるフルカラー画像に対して、算出した酸素飽和度の値に応じた色変換を行って、酸素飽和度観察用の表示画像を生成する。

【0062】

図10において、光源装置13に設けられる分岐型ライトガイド41は、内視鏡11のライトガイド43と同様に、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。分岐型ライトガイド41は、出射端41eにおいて全ての光ファイバが1つに束ねられており、入射端に向かう途中で全ての光ファイバを4つに分割して、分割された各光ファイバをそれぞれ束ねることで複数の分岐部41a～41dが形成される。10

【0063】

分岐部41a、41bと分岐部41c、41dは、光ファイバを束ねる本数を変えることで太さが変えられており、それぞれの直径はD1、D2となっている。分岐部41a、41bの直径D1の方が、分岐部41c、41dの直径D2よりも太い。このように太さが違う理由は、1つには、分岐部41a、41bと対向する第1光源モジュール31が蛍光体36を使用しているため、蛍光体36を使用しない第2光源モジュール32、33と比較して、発光するビーム(光束)の直径が大きくなるためである。もう1つの理由は、第1光源モジュール31は通常観察用の白色光を発光するので、特殊光観察用の第2光源モジュール32、33よりも大きな光量を確保するためである。20

【0064】

具体的な寸法は、内視鏡11のライトガイド43の直径が約2mm程度であり、分岐型ライトガイド41の出射端41eの直径もそれに合わせて約2mm程度である。分岐部41a、41bの直径D1は、約1.0～1.4mm程度であり、分岐部41c、41dの直径D2は、約0.5～0.8mm程度である。

【0065】

分岐型ライトガイド41の出射端41eにはホモジナイザ50が設けられている。ホモジナイザ50は、第1～第3の光源モジュール31～33から入射する各色の光量分布を均一化するものである。30

【0066】

ホモジナイザ50は、石英ガラスなどの透明材料で形成され、光軸と直交する断面形状が円形の柱状体からなる導光ロッドであり、分岐型ライトガイド41の出射端から出射する光が入射する入射面が形成される入射端50aと、光を出射する出射面が形成される出射端50cと、入射面から出射面に向かう軸方向に沿って延びる側面部50bとを有する。ホモジナイザ50は、入射端50aから入射した光を、空気との界面となる側面部50bの内面(内部側面)で全反射させながら軸方向に伝播して出射端50cから出射する。40

【0067】

ホモジナイザ50内において、内部側面に入射する光線は、屈折率が高い媒質(ホモジナイザ50の透明材料)から屈折率が低い媒質(空気)の境界面に入射することになるため、入射角が臨界角以上の光線は全反射する。ホモジナイザ50の内部においては全反射が繰り返されることにより光線が軸方向に伝播される。

【0068】

ホモジナイザ50の入射端50aの直径は、分岐型ライトガイドの出射端41eの直径とほぼ同じである。出射端50cの直径は、内視鏡11のライトガイド43の入射端と同じである。ホモジナイザ50の入射端50aとライトガイド43の出射端41eは、端面同士を突き当てて熱融着されて一体化されている。出射端50cは、レセプタクルコネクタ42内、あるいはその近傍に配置されており、内視鏡11のコネクタ28bがレセプタ50

クルコネクタ 4 2 に接続されたときに、ライトガイド 4 3 の入射端と対向するように配置されている。

【 0 0 6 9 】

図 1 1 に示すように、分岐型ライトガイド 4 1 は、例えば、出射端 4 1 e において二点鎖線で区画された各領域 a ~ d に一端が位置する光ファイバが、それぞれ各分岐部 4 1 a ~ 4 1 d に割り当てられており、出射端 4 1 e において各分岐部 4 1 a ~ 4 1 d に対応するそれぞれの光ファイバが居所的に偏在している。分岐部 4 1 a ~ 4 1 d から入射した光は、それぞれの光ファイバ内で伝播され、当然ながら光ファイバ間で伝播は無い。そのため、出射端 4 1 e においては、左上、右上の領域 a、b から第 1 光源モジュール 3 1 が発する白色光が出射し、領域 c から第 2 光源モジュール 3 2 が発する狭帯域光 N 2 が出射し、領域 d から第 3 光源モジュール 3 3 が発する狭帯域光 N 3 が出射するというように、各色の光が偏在することになる。そのため、出射端 4 1 e から出射するビームの断面内においては、各色の光量分布が不均一になる。

10

【 0 0 7 0 】

図 1 2 に示すように、ホモジナイザ 5 0 は、入射端 5 0 a の端面から入射した光を側面部 5 0 b の内面（内部側面）で全反射させながら光を光軸方向に伝播するため、光軸と直交する断面内において光の入射位置と出射位置が変化する。これは、入射光線が全反射しながらホモジナイザ 5 0 内を伝播する過程において、入射光線の位置が径方向において分散することを意味する。こうした分散作用により、分岐型ライトガイド 4 1 の出射端 4 1 e における各色の光の偏在が解消されて、ホモジナイザ 5 0 の出射端 5 0 c から出射する光の光量が径方向で均一化される。ホモジナイザ 5 0 の光軸方向の長さ L が長いほど、内部側面における反射回数が増えるので分散効果は上がる。

20

【 0 0 7 1 】

光線の分散は、第 1 ~ 第 3 の各光源モジュール 3 1 ~ 3 3 が発する各色の光について生じるので、各色の光量分布が均一化される。このように光量分布が均一化された光がライトガイド 4 3 に入射する。入射した光はライトガイド 4 3 を介して内視鏡 1 1 の照明窓 2 2 から観察部位に向けて照明光として照射される。照明光は光量分布が均一化されているため、照明光が照射される観察部位の照射領域において、光量ムラや色ムラが発生することが無い。

30

【 0 0 7 2 】

ホモジナイザ 5 0 の側面部 5 0 b の外面には、光量センサ S 1 が設けられている。光量センサ S 1 は、フォトダイオードなど、受光した光を電気信号に変換して出力する光電変換素子で構成される。光量センサ S 1 は、受光した光量に応じた電気信号を光量信号として光源制御部 3 4 に出力する。

30

【 0 0 7 3 】

図 1 3 に示すように、光量センサ S 1 は、例えば、ホモジナイザ 5 0 の材料よりも高い屈折率を有する接着剤 5 5 によって側面部 5 0 b に取り付けられている。そのため、ホモジナイザ 1 0 3 の内部側面に対して同じ入射角で入射する光線でも、光量センサ S 1 の位置（接着剤 5 5 の位置）に入射する光線は、接着剤 5 5 の屈折率がホモジナイザ 1 0 3 の屈折率よりも高いので内部側面で全反射せずに内部側面を透過して光量センサ S 1 に入射する。一方、光量センサ S 1 の位置（接着剤 5 5 の位置）以外の位置に入射する光線は、空気の屈折率がホモジナイザ 1 0 3 の屈折率よりも低いため、入射角が臨界角以上であれば全反射して光軸方向に伝播される。

40

【 0 0 7 4 】

光量センサ S 1 は、第 1 光源モジュール 3 1 が発する白色光（レーザダイオード LD 1 の狭帯域光 N 1 と蛍光 FL の混合光）と、第 2 及び第 3 光源モジュール 3 2 が発する狭帯域光 N 2、N 3 のすべての発光波長に対して感度を有しており、1 つの光量センサ S 1 で、第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 3 1 ~ 3 3 の発光量を測定することが可能である。

【 0 0 7 5 】

図 1 2 において、光源制御部 3 4 には、第 1 ~ 第 3 光源モジュール 3 1 ~ 3 3 のキャリ

50

ブレーキングを行うキャリブレーション部 34a が設けられている。第 1 ~ 第 3 光源モジュール 31 ~ 33 のレーザダイオード LD1 ~ LD3 は、経時劣化や環境条件に応じて、所期の光量を発するための駆動電流値が変化する。また、第 1 光源モジュール 31 のように蛍光体 36 を使用する場合は、蛍光体 36 の経時劣化による発光量の低下も考えられる。キャリブレーション部 34a は、経時劣化や環境条件が変化した場合でも、第 1 ~ 第 3 光源モジュール 31 ~ 33 の光量変動が生じないように、レーザダイオード LD1 ~ LD3 の駆動電流値を調節する。

【0076】

キャリブレーション部 34a は、ルックアップテーブルメモリ (LUT) 34b を有しており、LUT 34b には、図 14 に示すように、所定の受光量 E1、E2、E3... と、それを得るために各レーザダイオード LD1 ~ LD3 に与えられる駆動電流値 I1、I2、I3...との対応関係が格納されている。ここで、受光量 E は、ホモジナイザ 50 に入射する光量のうち、光量センサ S1 で受光可能な光量である。なお、第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 31 ~ 33 が発光する発光量増加によりホモジナイザ 50 に入射する光量が増えれば、光量センサ S1 の受光量も増えるというように、発光量と受光量の間には比例関係があるので、受光量を測定することにより、第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 31 ~ 33 の発光量を測定することができる。

【0077】

レーザダイオード LD1 ~ LD は、それぞれ発光波長や型式が異なり、それぞれの受光量 E と駆動電流値 I の対応関係も異なる。また、第 1 光源モジュール 31 は、第 2 及び第 3 光源モジュール 32、33 と異なり、レーザダイオード LD1 と蛍光体 36 が組み合わされたものである。そのため、LUT 34b は、第 1 ~ 第 3 光源モジュール 31 ~ 33 毎に設けられている。第 1 光源モジュール 31 については、レーザダイオード LD1 が発する狭帯域光 N1 に加えて、蛍光 FL が混合されて出射するので、LUT 34b において、レーザダイオード LD1 の駆動電流値 I と、狭帯域光 N1 と蛍光 FL が混合された白色光の受光量 E との対応関係が設定されている。第 2 及び第 3 光源モジュール 32、33 の LUT 34b については、レーザダイオード LD2 の駆動電流値 I と狭帯域光 N2 の受光量 E、レーザダイオード LD3 の駆動電流値 I と狭帯域光 N3 の受光量 E の対応関係がそれぞれ設定されている。

【0078】

キャリブレーション部 34a は、キャリブレーションを実行することにより、レーザダイオード LD1 ~ LD3 の駆動電流値を調整して、LUT 34b 内の駆動電流値 I の値を、調整後の値に更新する。

【0079】

キャリブレーション部 34a は、例えば、光源装置 13 の起動時、具体的には光源装置 13 に電源が投入された時に、キャリブレーションを実行する。もちろん、1 日に 1 回、1 週間に 1 回、1 ヶ月に 1 回というように定期的に実行させることも可能であり、また、コンソール 15 からの操作指示によって、任意のタイミングでキャリブレーションを実行させることも可能である。

【0080】

キャリブレーションは、キャリブレーション実行前の LUT 34b の駆動電流値 I で各レーザダイオード LD1 ~ LD3 を駆動して、第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 31 ~ 33 を 1 つずつ点灯させる。キャリブレーション部 34a は、調整対象となる 1 つの光源モジュールについて、光量センサ S1 からの光量信号に基づいてその時の駆動電流値 I に対応する所期の受光量 E が得られているか否かを判定する。判定結果に基づいて、実際の受光量 E (測定値) と LUT 34b に格納されている所期の受光量 E の間に差がある場合には、実際の受光量 E が所期の受光量 E に一致するように駆動電流値 I を調整する。調整後の駆動電流値 I は LUT 34b に書き込まれて LUT 34b の内容が更新される。

【0081】

なお、内視鏡 11 を光源装置 13 に接続しない状態でキャリブレーションを実行したと

10

20

30

40

50

きに、ホモジナイザ 50 の出射端 50c から出射する光が外部に漏れないように、レセプタクルコネクタ 42 には、図示しないシャッタが設けられている。シャッタは、例えば開閉自在に取り付けられており、初期状態ではバネなどによって閉じ位置に付勢されている。そして、内視鏡 11 のコネクタ 28b がレセプタクルコネクタ 42 に接続されると、コネクタ 28b によって押圧されて聞くようになっている。こうしたシャッタにより、光源装置 13 単体でキャリブレーションを実行した場合でも、光が外部に漏れることは無い。

【0082】

図 15 及び図 16 に示すように、第 1 光源モジュール 31 は、レーザモジュール 61 と、蛍光部 62 と、レーザモジュール 61 の光を蛍光部 62 に導光する単線の光ファイバ 63 と、蛍光部 62 の先端に取り付けられる発散角補正部 64 とを備えている。レーザモジュール 61 は、レーザダイオード LD1 を有する発光素子 66 と、発光素子 66 を収容するケース 67 とを備えており、ケース 67 には光ファイバ 63 の一端を接続する接続部 67a が設けられ、ケース 67 内に集光レンズ 68 が内蔵された、いわゆるレセプタクル型のモジュールである。

【0083】

発光素子 66 は、支持体となる円板状のステム 66a の一面に半導体チップであるレーザダイオード LD1 が取り付けられて、樹脂製の円筒状の透明キャップ 66b でレーザダイオード LD1 を覆ったものである。ステム 66a の裏面からは、リード線 66c が伸びている。

【0084】

レーザダイオード LD1 は、P 型半導体からなる P 層と N 型半導体からなる N 層が活性層を挟んで接合された半導体チップであり、レーザ発振により活性層からレーザ光を発する。レーザ光は直進性が高いが、ビーム形状が発光点から略円錐状に広がる発散光である。レーザ光は集光レンズ 68 によって光ファイバ 63 の入射端に集光される。

【0085】

光ファイバ 63 の出射端は、蛍光部 62 に接続される。蛍光部 62 は、遮光性を有する円筒状の保護ケース 62a 内に蛍光体 36 を充填したものである。蛍光体 36 の中心には、光ファイバ 63 が挿入される挿通孔が形成されている。光ファイバ 63 は、その端部に接続用のフェルール（図示せず）が取り付けられた状態で蛍光体 36 に挿入される。

【0086】

蛍光体 36 は、粉末状の蛍光材料を、樹脂材料からなるバインダに分散して固めたものである。蛍光材料は分散されているため、励起された蛍光 FL の発光点は、蛍光体 36 の出射端面の全域となる。また、蛍光体 36 を透過するレーザ光もバインダの光拡散作用により蛍光体 36 内で拡散するため、出射端面の全域が発光点となる。

【0087】

蛍光体 36 から発する光は、レーザダイオード LD1 と同様に、発光点から略円錐状に広がる発散光であるが、レーザダイオード LD1 と比較すると、発光点の面積及びビームの発散角が大きい。

【0088】

蛍光部 62 の前方には、蛍光体 36 の出射端面 36a から発する光の発散角を補正する発散角補正部 64 が設けられている。発散角補正部 64 は、遮光性の材料で形成された円筒形状をしており、蛍光体 36 が発する発散光の広がりを規制して発散角を小さくする。また、発散角補正部 64 は、内壁面 64a に反射材がコーティングされることにより鏡面が形成されたリフレクタである。そのため、光を内壁面 64a で鏡面反射させながら光軸方向に伝播する。内壁面 64a を鏡面にすることで光の吸収を減らしているため、光伝達損失が少ない。

【0089】

発散角補正部 64 は、分岐部 41a、41b の直径 D1 を考慮して、直径や光軸に対する傾斜角が設定されており、直径や傾斜角は、第 1 光源モジュール 31 から分岐部 41a、41b に入射するビームのスポット径が分岐部 41a、41b の直径 D1 とほぼ一致す

10

20

30

40

50

るよう、設定される。

【0090】

また、図16に示す発散角₂は、分岐型ライトガイド41や内視鏡11のライトガイド43などのファイババンドルの素線となる光ファイバのNA（開口数：Numerical Aperture）に合わせて設定される。周知のように、光ファイバは、屈折率の高いコアと、コアの周囲に配された、屈折率が低いクラッドとからなり、光ファイバの入射端から入射した入射光は、コアとクラッドの境界において全反射しながら光軸方向に伝播する。光を伝播させるためには、全反射条件を満たす入射角で、光ファイバの入射端に光を入射させることが必要である。

【0091】

NAは、光ファイバがどれだけ光を集めることができるかを表す指標であり、最大受光角_{max}のsinで定義される（NA = sin_{max}）。最大受光角_{max}が大きいほどNAの値は大きい。光ファイバに入射する入射光線の入射角が最大受光角_{max}以下であれば、光ファイバ内においてコアとクラッドの境界で全反射が生じるため、入射光線は光軸方向に伝播して導光される。入射角が最大受光角_{max}を越えると、全反射せずに透過してしまうため、導光されない。導光されない入射光線は光伝達損失となる。光伝達損失を低減するために、発散角補正部64は、第1光源モジュール31の光束の発散角₁を、最大受光角_{max}以下に規制する。

【0092】

図17及び図18に示すように、第2光源モジュール32は、発光素子71と、発散角補正部72とからなる。発光素子71は、レーザダイオードLD2を備えており、その形態は、第1光源モジュール31の発光素子66と同様である。発散角補正部72は、透明材料で形成され略円錐形の柱状体からなるロッド型のライトガイドであり、ライトパイプやライトトンネルなどとも呼ばれる。発散角補正部72は、ホモジナイザ50と同様に、入射端72aから入射した光を、側面72bにおいて全反射させながら光軸方向に伝搬して出射端72cからする全反射型である。発散角補正部72は、例えば、入射端72aと発光素子71の先端が熱融着されて一体化されている。

【0093】

発散角補正部72は、出射端72cの太さが入射端72aの太さよりも小さくなるように、側面72bが光軸に対して傾斜した、先細のテーパ形状となっている。そのため、図17に示すように、入射した光は、1回目の反射角₁よりも2回目の反射角₂が小さくなるというように、側面72bで反射を繰り返すと、反射角₂が徐々に小さくなっていく。反射角₂の減少は、発散角が拡大することを意味する。発散角補正部72の作用により、レーザダイオードLD2が発する光の発散角₁は、発散角₂に拡大される。

【0094】

発散角補正部72の光軸方向の長さが長いほど、側面72bにおける反射回数が多くなるため、発散角の拡大効果は大きい。また、側面72bの傾斜角が大きいほど、1回の反射による発散角の拡大効果は大きい。

【0095】

発散角補正部72の光軸方向の長さ、光軸に対する反射面の傾斜角、及び発散角補正部64の先端と分岐部41cの入射端面との間隔は、第1光源モジュール31の発散角補正部64と同様に、内視鏡11のライトガイド43を構成する光ファイバのNA（開口数）と、分岐部41cの太さ（直径D2）を考慮して設定される。具体的には、発散角補正部72の長さ、傾斜角、間隔は、半值半幅で示す発散角₂が光ファイバのNA（開口数）に対応する最大受光角_{max}（図26参照）とほぼ一致する角度となり、かつ、分岐部41cに入射する入射光束のスポット径が分岐部41cの直径D2とほぼ一致するように、設定される。

【0096】

第1光源モジュール31の発散角補正部64の説明で述べたとおり、発散角₂が最大受光角_{max}（図26参照）以内であれば、光ファイバに入射する光が全反射条件を満た

10

20

30

40

50

すため光ファイバ内における光伝達ロスが少ない。また、発散角 θ_2 を最大限大きくすることで、内視鏡 1 1 の照明窓 2 2 から照射される照明光の配光角が大きくなり、観察部位のより広い領域を照射することができる。また、スポット径を分岐部 4 1 c の直径に合わせることで、分岐部 4 1 c を構成する複数本の光ファイバの多くに光を入射できるので、光伝達効率も向上する。

【0097】

第 3 光源モジュール 3 3 については、第 2 光源モジュール 3 2 の発光素子 7 1 の代わりに、レーザダイオード LD 3 を有する発光素子 7 6（図 10 参照）が設けられている点を除いて、第 2 光源モジュール 3 2 と同様であるので、説明を省略する。第 3 光源モジュール 3 3 の発光素子 7 6 の発散角も、発散角補正部 7 2 によって、分岐部 4 1 d を構成する光ファイバの最大受光角 θ_{max} とほぼ一致するように拡大される。10

【0098】

第 2 光源モジュール 3 2 と第 3 光源モジュール 3 3 は、第 1 光源モジュール 3 1 と異なり、両者ともに蛍光体 3 6 を使用しない光源であるため、各モジュール 3 2、3 3 の間では発散角に大きな差は無い。しかし、発光素子 6 6、7 1 の間でも発散角に差がある場合には、両者の差が解消されるように、それぞれの発散角補正部 7 2 の側面 7 2 b の傾斜角を変化させるなどして、それぞれの補正量が設定される。

【0099】

以下、上記構成による作用について、図 19 のフローチャートを参照しながら説明する。光源装置 1 3 に電源を投入すると、光源装置 1 3 が起動する。光源装置 1 3 が起動すると、光源装置 1 3 においてキャリブレーションが実行される。20

【0100】

キャリブレーション部 3 4 a は、第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 3 1 ~ 3 3 を 1 つ順番に点灯して、それぞれのキャリブレーションを順番に行う。第 1 光源モジュール 3 1 は 2 つ設けられているが、1 つずつキャリブレーションが行われる。キャリブレーション部 3 4 a は、LUT 3 4 b 内の所定の駆動電流値 I を読み出して、調整対象となる 1 つの第 1 光源モジュール 3 1 を点灯させる（S 1 0 1）。

【0101】

第 1 光源モジュール 3 1 の光は分岐型ライトガイド 4 1 を介してホモジナイザ 5 0 に入射する。光量センサ S 1 はホモジナイザ 5 0 に入射した光の一部を受光してそれに応じた光量信号をキャリブレーション部 3 4 a に出力する。キャリブレーション部 3 4 a は、光量センサ S 1 からの光量信号に基づいて第 1 光源モジュール 3 1 の受光量 E を測定する（S 1 0 2）。キャリブレーション部 3 4 a は、LUT 3 4 b を参照して、測定値（実際の受光量）が、その時の駆動電流値 I に対応する所期の受光量 E と一致しているか否かを判定する（S 1 0 3）。30

【0102】

そして、キャリブレーション部 3 4 a は、測定値と所期の受光量 E が一致していない場合（S 1 0 3 で N）は、測定値が所期の受光量 E になるように駆動電流値を調整する（S 1 0 4）。例えば、測定値が所期の受光量 E を下回っている場合には、駆動電流値を上げる。反対に、測定値が所期の受光量 E を上回っている場合には、駆動電流値を下げる。キャリブレーション部 3 4 a は、LUT 3 4 b の駆動電流値 I を調整後の駆動電流値に書き換えて LUT 3 4 b を更新する。調整が終了したら第 1 光源モジュール 3 1 を消灯する（S 1 0 5）。測定値と所期の受光量 E が一致している場合には（S 1 0 3 で Y）、LUT 3 4 b を更新せずに、第 1 光源モジュール 3 1 を消灯する。40

【0103】

キャリブレーション部 3 4 a は、もう 1 つの第 1 光源モジュール 3 1 と、第 2 及び第 3 の光源モジュール 3 2、3 3 についても同様の手順でキャリブレーションを行う。すべての光源モジュール 3 1 ~ 3 3 の調整が終了したら（S 1 0 6 で Y）、キャリブレーションを終了する。

【0104】

10

20

30

40

50

なお、S 103 の判定において、測定値と所期の受光量 E が一致しているか否かの判定基準は、正確に両者の値が一致している場合に加えて、測定値が所期の受光量 E を含む一定の範囲にある場合に一致していると判定してもよい。

【0105】

ホモジナイザ 50 は、第 1 ~ 第 3 の各光源モジュール 31 ~ 33 の光路を 1 つに統合する分岐型ライトガイド 41 に後段に配置されているため、ホモジナイザ 50 には、第 1 ~ 第 3 の各光源モジュール 31 ~ 33 が発する光が入射する。そのため、光量センサ S1 をホモジナイザ 50 に設けることで、1 つの光量センサ S1 で第 1 ~ 第 3 の各光源モジュール 31 ~ 33 のすべてについてキャリブレーションを行うことができる。

【0106】

内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 と光源装置 13 に接続して、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 の電源を入れて、内視鏡システム 10 を起動する。

【0107】

内視鏡 11 の挿入部 16 を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察が開始される。通常観察モードでは、図 8 (A) に示すように、第 1 光源モジュール 31 が点灯して、レーザダイオード LD1 が発する狭帯域光 N1 と、蛍光体 36 が発する蛍光 FL とが混合された白色光が照明光として観察部位に照射されて、観察が行われる。血管強調観察モードでは、図 8 (B) に示すように、第 1 光源モジュール 31 と第 2 光源モジュール 32 が点灯して、白色光と狭帯域光 N1 が観察部位に照射されて、観察が行われる。酸素飽和度観察モードでは、図 8 (C) に示すように、第 1 光源モジュール 31 と第 3 光源モジュール 33 が点灯し、白色光と狭帯域光 N3 が観察部位に照射されて、観察が行われる。

【0108】

光源制御部 34 は、キャリブレーションによって更新された LUT 34b を参照して、第 1 ~ 第 3 光源モジュール 31 ~ 33 の駆動条件を決定して、それぞれを点灯させる。そして、プロセッサ装置 12 からの露出制御信号に基づいて、各光源モジュール 31 ~ 33 の発光量を調節して、露出制御を行う。第 1 ~ 第 3 の各光源モジュール 31 ~ 33 は、キャリブレーションが行われているため、経時劣化や環境条件の変動に関わらず、適切な光量の照明光を安定して得ることができる。

【0109】

以上説明したように、本発明では、光量センサ S1 が光源装置 13 に設けられているので、光源装置 13 単体で各光源モジュール 31 ~ 33 のキャリブレーションを行うことができる。また、光量センサ S1 はホモジナイザ 50 の側面部 50b に取り付けられているので、光量センサを光路内に配置した場合のようにケラレが生じることが無い。

【0110】

また、ホモジナイザ 50 は、第 1 ~ 第 3 の各光源モジュール 31 ~ 33 が発する光の光量分布を均一にする光学素子であり、光量測定をするための専用部品ではない。そのため、特許文献 1 のビームスプリッタのように、光量センサ S1 以外の光量測定用の専用部品を設ける必要が無いため、部品点数が増加したり、構造が複雑化することも無いので製造コストの増加が抑えられる。また、専用部品の追加による配置スペースの増加も無い。また、光量センサ S1 は、接着剤 55 によってホモジナイザ 50 に貼り付けるだけなので、取り付け方法も簡単である。

【0111】

さらに、特許文献 1 のビームスプリッタのように光量測定用の専用部品を光路に配置することは、光損失が大きくなる懸念もあるので好ましくない。この点において本発明は有利である。

【0112】

さらに、光源装置 13 のように、通常観察用の白色光を発する第 1 光源モジュール 31 に加えて、特殊光観察用の第 2 及び第 3 の光源モジュール 32、33 を有する場合には、各光源モジュール 31 ~ 33 のキャリブレーションは特に重要である。というのは、血管

10

20

30

40

50

強調観察モードにおいては、白色光を発する第1光源モジュール31と、狭帯域光N2を発する第2光源モジュール32が使用されるが、観察画像における血管のコントラストの度合いは、白色光と狭帯域光N2の光量比によって決まる。適切なコントラストで血管を描出するには、白色光と狭帯域光N2の光量比を適切な値に保つ必要がある。露出制御も適切な光量比を保ちながら行われる。

【0113】

また、酸素飽和度観察モードにおいては、白色光を発する第1光源モジュール31と、狭帯域光N3を発する第3光源モジュール33を使用し、白色光と狭帯域光N3の下で取得された画像間で演算が行われる。このように画像間演算を行う場合においても、第1光源モジュール31と第3光源モジュール33の光量比が適切な値になつてはいないと、算出された酸素飽和度の信頼度が低下するため、光量比を適切な値に保つ必要がある。このように光量比を適切な値に保つには、キャリブレーションが適切になされていることが必須条件となる。

10

【0114】

このように、特殊光観察用の光源モジュールを有する場合において、光源モジュールのキャリブレーションは、単に照明光の明るさを一定に保つという役割だけでなく、特殊光観察を適切に行うために重要な役割を果たす。そのため、光源モジュールのキャリブレーションは、特殊光観察機能を備えている光源装置13においては、特殊光観察機能を備えていない光源装置と比較して有用性が高く、それだけ使用頻度も高い。使用頻度が高い機能を簡単な構成で実現することは、故障率の低下にも寄与するため、装置の安定性が向上する。このような装置の安定性向上という観点を考慮すると、光源モジュールのキャリブレーション機能を簡単な構成で実現する本発明は、特殊光観察機能を備えた光源装置に対して特に有効だと言える。

20

【0115】

「第2実施形態」

図20及び図21に示すように、第2実施形態は、光量センサを複数個設けた例である。第2実施形態では、主として第1実施形態との相違点を説明し、第1実施形態と同様の構成については同一符号を付し、説明を省略する。

30

【0116】

ホモジナイザ50には、光量センサS1に加えて、光量センサS2、S3の2個のセンサが追加されて、合計の3個のセンサが取り付けられている。光量センサS1～S3は第1実施形態と同様に屈折率の高い接着剤55で貼り付けられている。

40

【0117】

光量センサS2、S3は、例えば、第1光源モジュール31が発する白色光を、狭帯域光N1と蛍光FLに分離して測定するものである。図22に示すように、光量センサS2は、波長が約460nm以下の帯域にのみ感度を持ち、それ以上の帯域については感度を持たない分光感度特性を有する。そのため、波長が440±10nmの帯域を持つ狭帯域光N1に対しては感度を持つが、蛍光FLに対しては感度を持たない。このような光量センサS2は、例えば、光量センサS1と同様のセンサの受光面に波長が約460nm以上の光をカットするカットフィルタを設けることにより構成される。

【0118】

これに対して、光量センサS3は、図23に示すように、波長が約460nm以上の帯域にのみ感度を持ち、それ以下の帯域については感度を持たない分光感度特性を有する。そのため、主として波長が460nm以上の帯域を有する蛍光FLに対しては感度を持つが、狭帯域光N1に対しては感度を持たない。このような光量センサS3は、光量センサS2と同様に、光量センサS1と同様のセンサの受光面に波長が約460nm以下の光をカットするカットフィルタを設けることにより構成される。

【0119】

光量センサS2、S3を用いることで、例えば、第1光源モジュール31の光量低下の原因が、蛍光体36の劣化とレーザダイオードLD1の劣化のどちらにあるかの切り分け

50

を行うことができる。

【0120】

第2実施形態のLUT34bには、第1実施形態で示した内容に加えて、レーザダイオードLD1の駆動電流値Iと、第1光源モジュール31の白色光に含まれる狭帯域光N1の受光量Eとの対応関係と、レーザダイオードLD1の駆動電流値Iと白色光に含まれる蛍光FLの受光量Eとの対応関係がそれぞれ格納されている。LUT34bには、さらに、白色光に含まれる狭帯域光N1と蛍光FLのそれぞれの割合に関して適正範囲が格納されている。

【0121】

光量センサS2、S3を用いたキャリブレーションは、図24のフローチャートで示す手順で行われる。まず、キャリブレーション部34aは、調整対象の第1光源モジュールを1つ点灯する(S201)。第1光源モジュール31が発する白色光は、分岐型ライトガイド41を介してホモジナイザ50に入射する。そして、光量センサS2は、白色光に含まれる狭帯域光N2の受光量に応じた光量信号をキャリブレーション部34aに出力する。キャリブレーション部34aは、光量センサS2、S3からのそれぞれの光量信号に基づいて狭帯域光N1及び蛍光FLの受光量をそれぞれ測定する(S202、S203)。

【0122】

キャリブレーション部34aは、LUT34bを参照して、狭帯域光N1と蛍光FLの光量の割合が適正範囲に入っているか否かを判定する(S204)。例えば、狭帯域光N1と蛍光FLの測定値が所期の受光量Eを下回っていても、それらの光量の割合が適正範囲に入っているれば、レーザダイオードLD1と蛍光FLのそれぞれの経時劣化が同様の割合で進んでいると考えられる。この場合には、レーザダイオードLD1の駆動電流値Iを上げれば、第1光源モジュール31の発光量を適切に調整することができる。そのため、キャリブレーション部34aは、狭帯域光N1と蛍光FLの光量の割合が適正範囲に入っていると判定した場合には(S204でY)、駆動電流値Iを調整してLUT34bを更新する(S206)。

【0123】

一方、狭帯域光N1と蛍光FLの割合が適正範囲に入っていないと判定した場合には(S204でN)、キャリブレーション部34aは、第1光源モジュール31の交換を促す警告をする警告処理を行う(S205)。狭帯域光N1と蛍光FLの割合が適正範囲に入っていないということは、レーザダイオードLD1と蛍光体36のそれぞれの劣化の進行度合いに乖離が生じており、レーザダイオードLD1の駆動電流値Iを調整しただけでは、適正な色味の白色光が得られない状態にあると考えられる。

【0124】

警告処理は、例えば、キャリブレーション部34aからプロセッサ装置12に対して警告信号を送信して、プロセッサ装置12に接続されたモニタ14に交換を促すメッセージを表示したり、光源装置13に設けられたインジケータランプ(図示せず)を点灯、点滅させることによって行われる。

【0125】

交換を促すメッセージとしては、例えば、第1光源モジュール31全体を交換すべきというメッセージが表示される。その他に、キャリブレーション部34aが、狭帯域光N1と蛍光FLの割合に基づいて蛍光体36のみの交換で済むか否かを判定して、蛍光体36のみの交換で済むと判定した場合には、蛍光体36のみを交換すべきというメッセージを表示してもよい。蛍光体36のみの交換で済むか否かの判定方法としては、例えば、狭帯域光N1は所期の受光量Eが得られるにも関わらず、蛍光FLについてのみ所期の受光量Eが得られないという場合である。キャリブレーション部34aは、LUT34bを参照して、このような判定を行う。

【0126】

調整が終了した第1光源モジュール31については消灯し(S207)、次の第1光源

10

20

30

40

50

モジュール31に対して同様の手順で調整が行われる。すべての第1光源モジュール31の調整が終了したらキャリブレーションを終了する(S208)。

【0127】

本例では複数の光量センサS2、S3を用いて、蛍光体を使用する第1光源モジュール31について、白色光に含まれる狭帯域光N1と蛍光FLをそれぞれ分離して光量測定を行う例を説明したが、特許文献1の構成と比較して、本発明はこうした光量測定を行う場合に適している。

【0128】

というのは、特許文献1のようにビームスプリッタを用いる方法では、光路内に配置したビームスプリッタから白色光の一部を光量センサに向けて導光した後、光量センサに入射させる前段において、ターレット型のフィルタなど、導光した白色光の色分離を行う構成が必要になるなど、構成が非常に複雑化する。また、光路内に光量センサを配置する構成の場合には、分光感度特性が異なる複数の光量センサを配置することになるため、その分ケラレも多くなってしまう。これに対して、本発明ではホモジナイザ50に取り付ける光量センサの数を増やせばよいので、構成が複雑化することはない。ホモジナイザ50の側面部50bは、複数の光量センサを設けるのに十分な面積を持っているので、配置スペースの捻出に苦労することもない。

10

【0129】

また、複数の光量センサの利用方法は、本例に限らず、様々な利用方法が考えられる。例えば、第1～第3光源モジュール31～33はそれぞれ発光波長が異なるので、各光源モジュール31～33の波長に応じて適切な分光感度特性を持つ光量センサを、光源モジュール毎に設けてもよい。これによれば、精度の高い光量測定が可能となるので、より適切なキャリブレーションを行うことができる。

20

【0130】

また、第1実施形態の光量センサS1を複数個設けるというように、同種の光量センサを複数個設けて、各光量センサの光量信号の平均値を算出して光量測定を行ってもよい。これによれば、同種の光量センサを1つだけ設ける場合と比べて、測定精度を向上させることができる。

30

【0131】

また、光量センサを光源モジュールのキャリブレーション以外の目的に利用してもよい。例えば、特許文献1に記載されているように、白色光のB、G、Rの各色成分のそれぞれの光量を測定して、測定値に基づいて画像信号の色毎のゲイン調節(画像の色バランスの調整を目的とした)を行ってもよい。この場合には、B、G、Rのそれぞれに感度を持つ、B用光量センサ、G用光量センサ、R用光量センサの3つの光量センサを設けて、光量センサの出力をプロセッサ装置12に送信できるようにすればよい。キャリブレーション以外の目的は、ゲイン調節だけに限られない。

【0132】

「第3実施形態」

例えば、図25～図28に示す第3実施形態は、光量センサS1を内視鏡11のコネクタ28bの取り付け状態判定に用いる例である。第3実施形態において、第1実施形態と同一の構成について同一の符号を付して説明を省略する。

40

【0133】

図25に示すように、第3実施形態では、第1実施形態の構成に加えて、取り付け状態判定部81と接続検知センサ82が追加されている。接続検知センサ82は、内視鏡11が光源装置13に取り付けられたか否かを検知する(図28におけるS301)。接続検知センサ82は、光源装置13が起動している間、光源装置13への内視鏡11の取り付けの有無を監視する。

【0134】

接続検知センサ82は、例えばフォトダイオードからなるフォトセンサである。接続検知センサ82は、レセプタクルコネクタ42内に設けられており、内視鏡11のコネクタ

50

28bがレセプタクルコネクタ42内に進入したことを検知して、検知信号を取り付け状態判定部81に出力する。

【0135】

取り付け状態判定部81は、検知信号を受信すると、光源制御部34を介して第1光源モジュール31を点灯させる(S302)。図26、27に示すように、第1光源モジュール31からの白色光はホモジナイザ50に入射して、内視鏡11のライトガイド43の入射面に入射する。大半の白色光はホモジナイザ50からライトガイド43に入射する。しかし、一部はライトガイド43の入射端面で反射してホモジナイザ50の出射端50cから反射光として再入射する。

10

【0136】

図26に示すようにコネクタ28bの取り付け状態が適正な場合と、図27に示すようにコネクタ28bが傾いて取り付けられて、取り付け状態が不適正な場合では、ライトガイド43の入射端面の傾きが異なるため、反射光がホモジナイザ50に再入射する入射角が変化する。また、コネクタ28bの取り付け状態が不適正な場合には、ライトガイド43に向かわずにレセプタクルコネクタ42外に漏れる漏光が増加することも考えられる。漏光が増加すると、ホモジナイザ50に再入射する反射光量自体が減ることになる。こうした理由から、取り付け状態が適正な場合と不適正な場合では、光量センサS1が受光する受光量にも変化が生じる。

20

【0137】

取り付け状態判定部81の内部メモリ(図示せず)には、取り付け状態が適正な場合において光量センサS1が受光する受光量の範囲が適正範囲の情報として格納されている。取り付け状態判定部81は、光量センサS1が出力する光量信号に基づいて、光量センサS1の受光量を測定する(S303)。そして、受光量が適正範囲か否かを判定し(S304)、適正範囲の場合には(S304でY)、コネクタ28bの取り付け状態が適正であると判定して、第1光源モジュール31を消灯して(S307)、取り付け状態判定処理を終了する。

20

【0138】

一方、受光量が適正範囲で無い場合には(S304でN)、取り付け状態判定部81は、取り付け状態が不適正であると判定する(S305)。取り付け状態が不適正であると判定した場合には、取り付け状態が不適正である旨の警告をする警告処理を実行する(S306)。警告処理は、第2実施形態の警告処理と同様に、プロセッサ装置12に対して警告信号を送信してモニタ14に警告メッセージを表示したり、光源装置13のインジケーターを点灯、点滅させることにより行われる。これにより、内視鏡11の取り付け状態が不適正であることをユーザに知らせることができる。警告処理が終了した後、第1光源モジュール31は消灯される(S307)。

30

【0139】

このような取り付け状態判定処理は、内視鏡11のライトガイド43からの反射光に基づいて行われるものなので、光量センサS1が、取り付け状態による反射光の変動を検知可能な位置、すなわち、ライトガイド43の直前のホモジナイザ50に設けられていることにより可能となる。このように、光量センサS1をホモジナイザ50に設けることにより、第1光源モジュール31～33のキャリブレーションに加えて、内視鏡11の取り付け状態判定にも利用することができる。そのため、内視鏡用の光源装置において、光量センサを、ライトガイド43の直前のホモジナイザ50に設けることの有用性は高い。

40

【0140】

このような取り付け状態判定機能は、特許文献1のビームスプリッタを用いる方法では実現することができない。ビームスプリッタは反射膜によって入射光の一部を反射させて光量センサに導光する構成になっているため、出射側から反射膜に対して入射する反射光を光量センサに導光することはできないからである。また、光量センサを光路内に配置する構成は、ケラレが生じるため好ましくない。

【0141】

50

上記実施形態では、複数の光源モジュール31～33の光路を1つに統合する光路統合部である分岐型ライトガイド41と、ホモジナイザ50とを別部材で構成した例で説明したが、図29に示すように、両者を一体で構成してホモジナイザ93を光路統合部と兼用してもよい。

【0142】

図29に示すホモジナイザ93は、ホモジナイザ50と同様に、入射面が形成される入射端93aと、出射面が形成される出射端93cと、入射面と出射面とを結ぶ側面部93bとを有する導光ロッドである。ホモジナイザ50との違いは、ホモジナイザ93は、入射端93aから出射端93cに向かって先細になるように側面部93bが傾斜しており、ホモジナイザ93が全体として略円錐形状をしているテープ型であることである。ホモジナイザ93は、材質などその他の点では、ホモジナイザ50と同様である。

10

【0143】

このような円錐形状とすることにより入射面を大きくすることができるので、入射面に複数の光源モジュール31～33を入射させることができることになる。各光源モジュール31～33から入射した光は、ホモジナイザ93内の導光過程において、経方向に分散されるため、光量分布が均一化される。また、ホモジナイザ93の出射面は、ライトガイド43とほぼ同径で、内視鏡11が光源装置13に取り付けられたときには、ライトガイド43の入射面と対向する位置に配置されているので、各光源モジュール31～33の光の光路は、ホモジナイザ93の出射面において1つの光路に統合される。光量センサS1は、ホモジナイザ93の側面部93bに取り付けられる。

20

【0144】

このようなホモジナイザ93を用いれば、部品点数を減らして構造をさらに簡素化することができる。

【0145】

上記実施形態では、ホモジナイザにおいて、軸方向に対して直交する断面形状を円形としたが、円形でなくてもよく、四角形、五角形、六角形などの多角形でもよい。また、本発明の導光ロッドを、ホモジナイザを例に説明したが、ホモジナイザに限定されるものではなく、入射した光を内部側面で全反射することにより軸方向へ導光する導光機能を有するものであればよい。

30

【0146】

上記実施形態では、光源部として、複数の光源モジュールを備えた光源装置を例に説明したが、光源部は1つでもよい。また、複数の光源部として、第1光源モジュール31のように蛍光体と発光素子を組み合わせた光源モジュールと、蛍光体を使用しない光源モジュールとを備えた光源装置に適用した例で説明したが、複数の光源部のすべてが蛍光体を使用するものでもよいし、反対に蛍光体を使用しないものでもよい。例えば、B、G、Rの各色の光を発する3つの光源部を備えた光源装置に本発明を適用してもよい。

【0147】

また、半導体で構成された発光素子として、レーザダイオードを例に説明したが、LEDやEL（エレクトロルミネッセンス）LEDやELなどの発光素子を用いたものでもよい。また、光源部は、半導体で構成された発光素子を用いたもので無くてもよく、キセノンランプやハロゲンランプなどの光源を用いたものでもよい。ただし、キセノンランプやハロゲンランプの場合は、発光量は一定で、絞りによって露出制御を行う方法が一般的である。これに対して、発光素子を用いる場合には、絞りを使用せず、駆動電流値の制御により露出制御を行う場合が多いため、キセノンランプやハロゲンランプと比較すると、発光素子の方がより精度の高い発光量制御が必要となる。そのため、簡単な構成で光源部のキャリブレーションを実現できる本発明は、発光素子を用いた光源装置の場合に特に有用である。

40

【0148】

上記実施形態では、B、G、Rのマイクロカラーフィルタが設けられたカラー撮像素子を用いて、白色光をマイクロカラーフィルタで色分離して複数色の画像を同時に取得する

50

同時方式を例に説明したが、カラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子を用いて、各色の画像を順次取得する面順次方式に適用してもよい。

【0149】

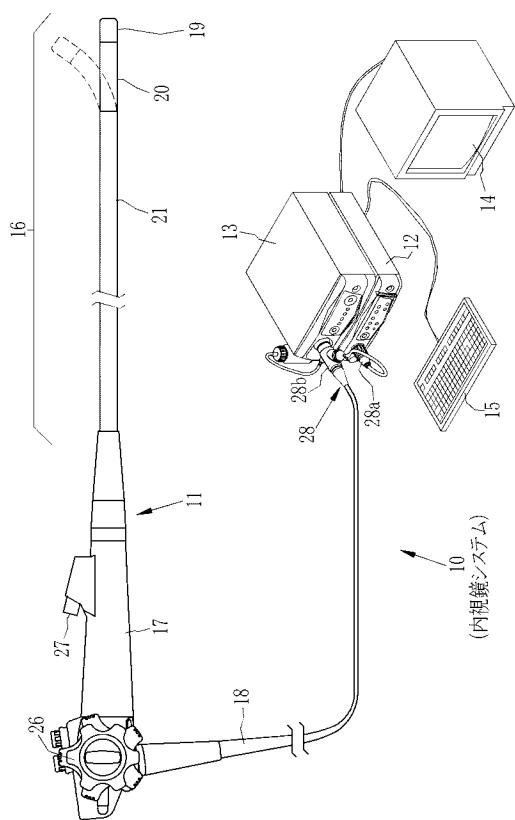
上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム等、他の形態の内視鏡システムにも適用することができる。

【符号の説明】

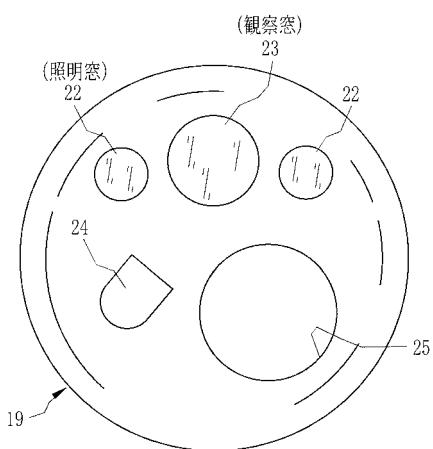
【0150】

1 0	内視鏡システム	10
1 1	内視鏡	
1 2	プロセッサ装置	
1 3	光源装置	
2 8	コネクタ	
3 1	第1光源モジュール	
3 2	第2光源モジュール	
3 3	第3光源モジュール	
3 4	光源制御部	
3 4 a	キャリブレーション部	
3 4 b	LUT	20
3 6	蛍光体	
4 1	分岐型ライトガイド	
4 3	内視鏡のライトガイド	
5 0、9 3	ホモジナイザ	
5 5	接着剤	
6 1	レーザモジュール	
6 2	蛍光部	
6 4、7 2	発散角補正部	
6 6、7 1、7 6	発光素子	
8 1	取り付け状態判定部	30
8 2	接続検知センサ	
L D 1、L D 2、L D 3	レーザダイオード	
S 1、S 2、S 3	光量センサ	

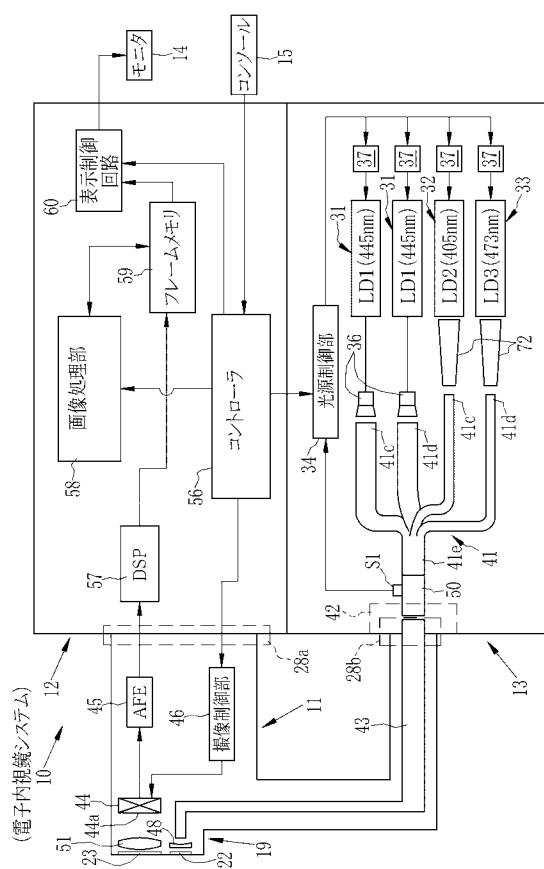
【図1】



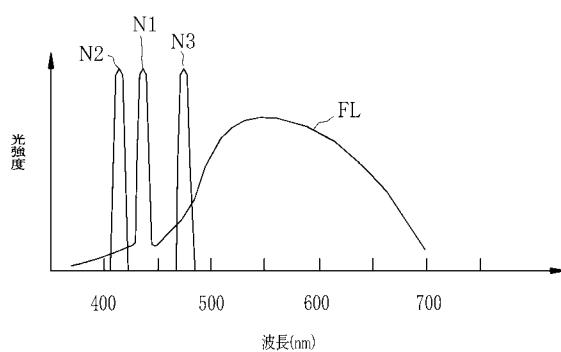
【 図 2 】



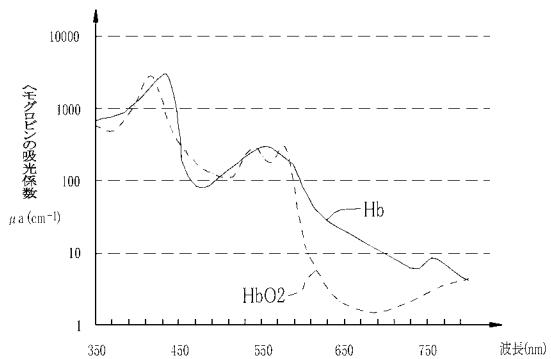
【図3】



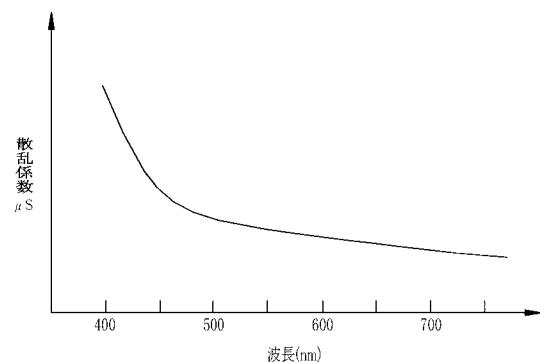
〔 四 4 〕



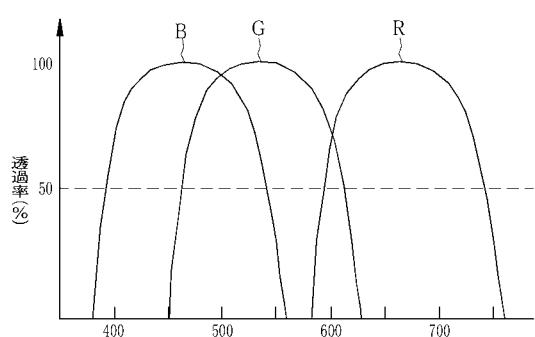
〔 図 5 〕



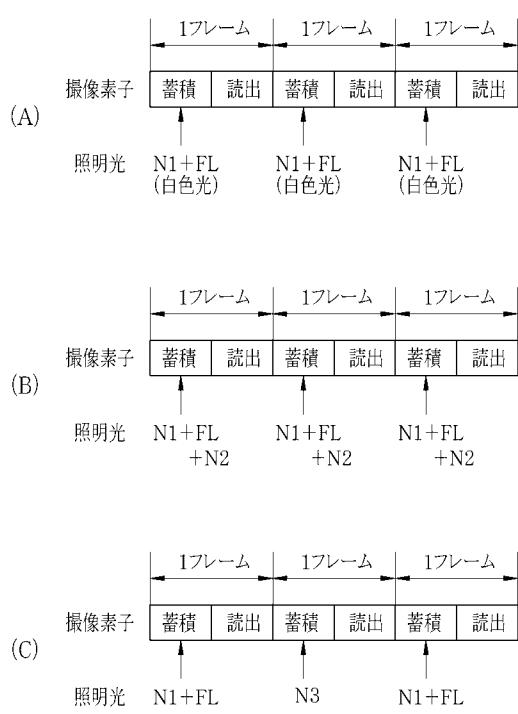
【図 6】



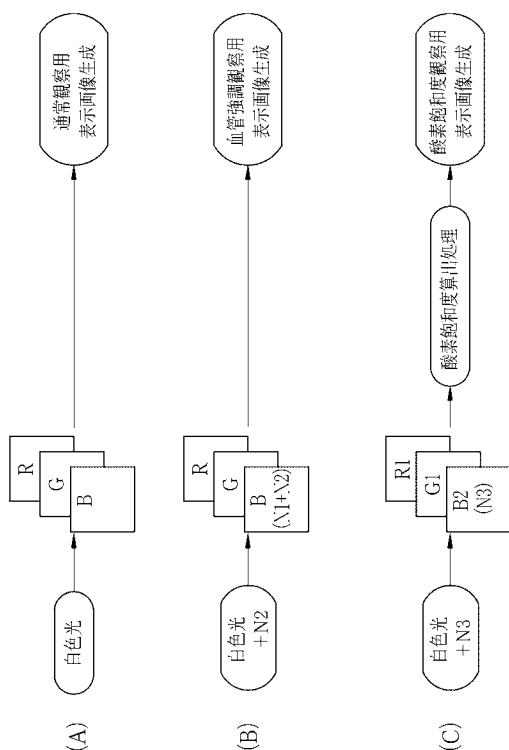
【図 7】



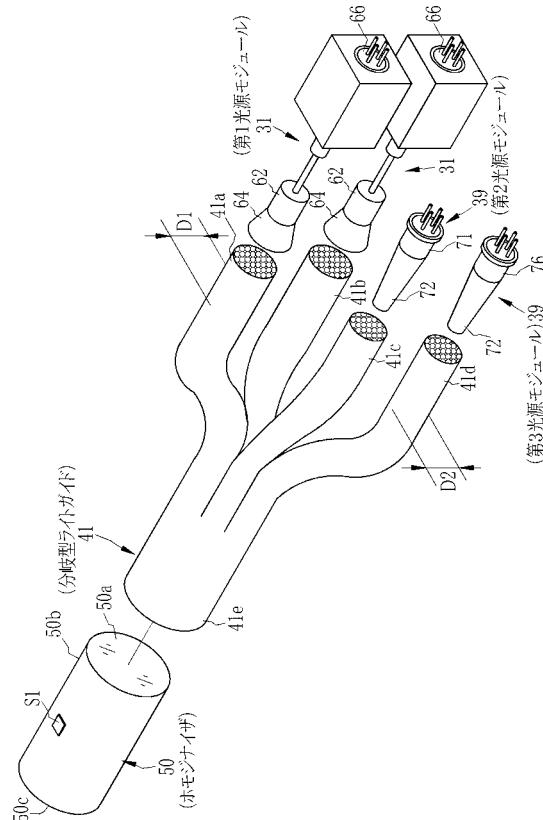
【図 8】



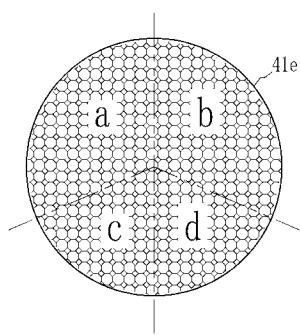
【図 9】



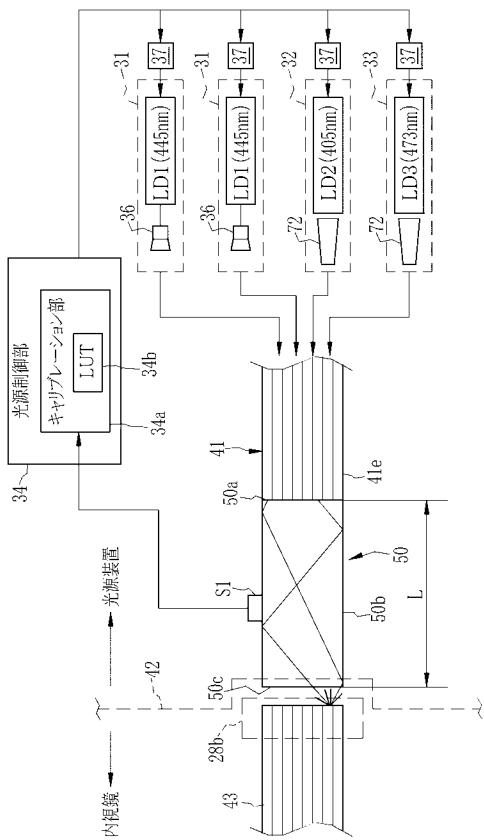
【図 10】



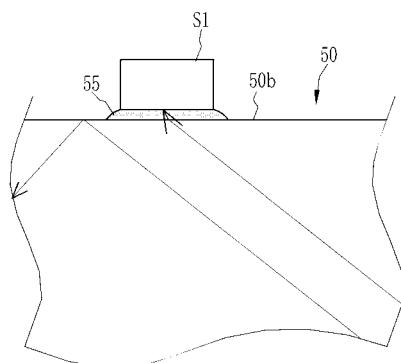
【図 1 1】



【図 1 2】



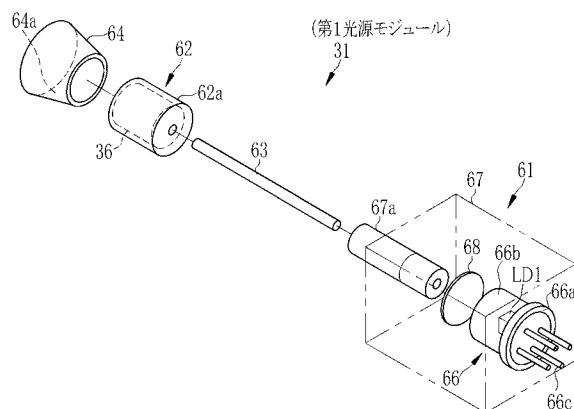
【図 1 3】



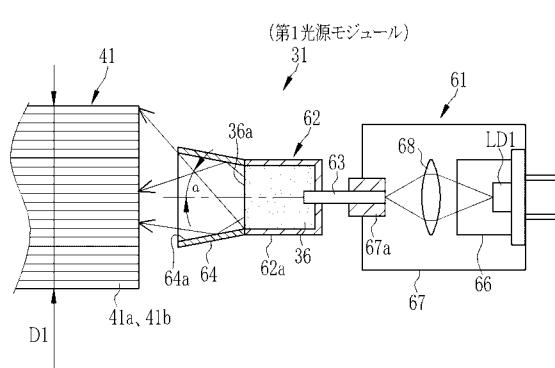
【図 1 4】

受光量E	駆動電流値I
E1	I1
E2	I2
E3	I3

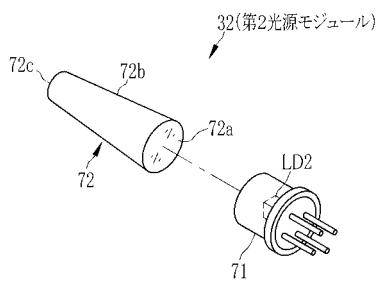
【図 1 5】



【図 1 6】

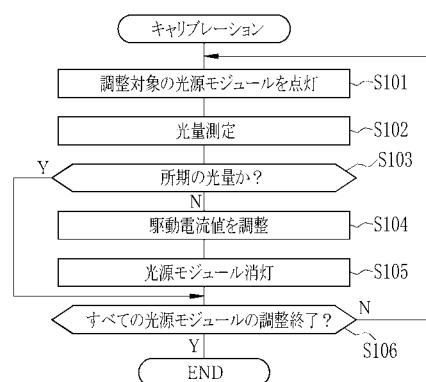


【図17】



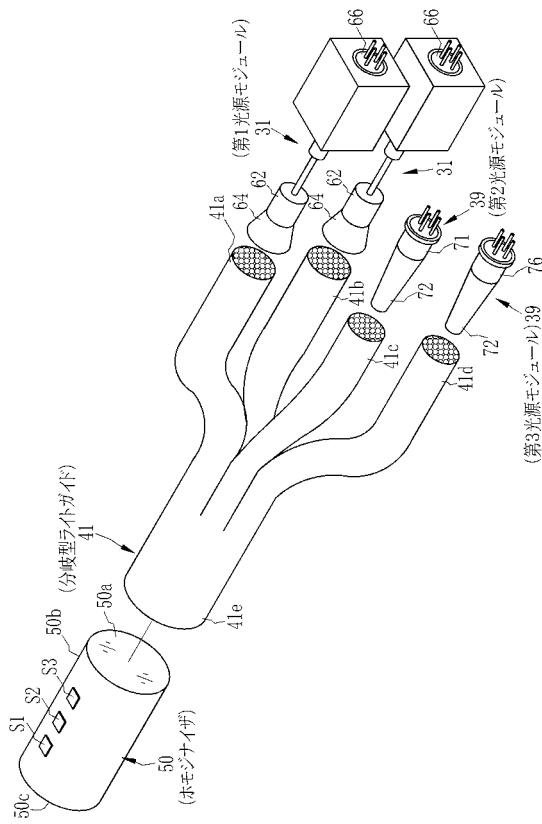
【 図 1 8 】

【 図 1 9 】

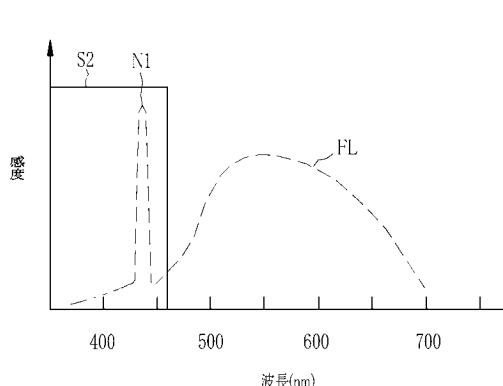


〔 四 20 〕

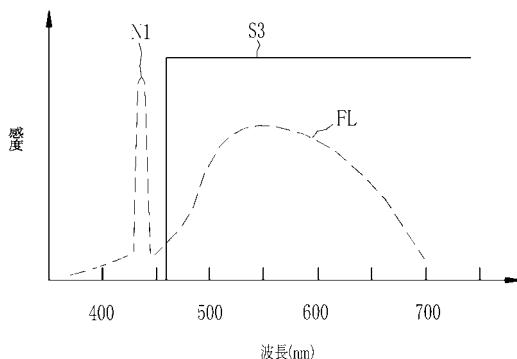
【 図 2-1 】



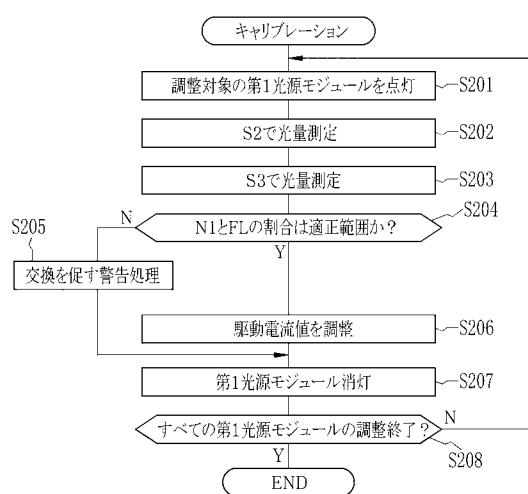
【 図 2 2 】



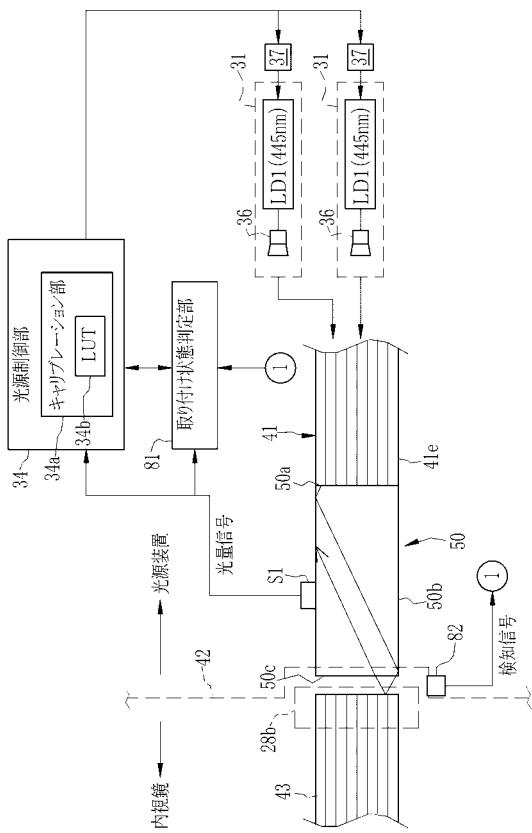
【 図 2 3 】



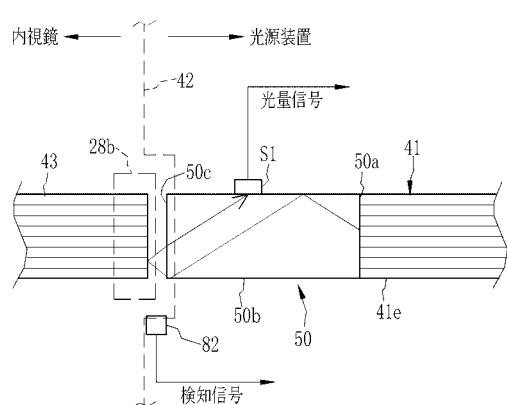
〔 図 2 4 〕



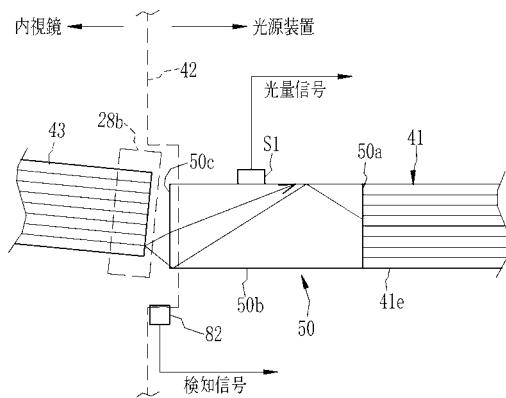
【 25 】



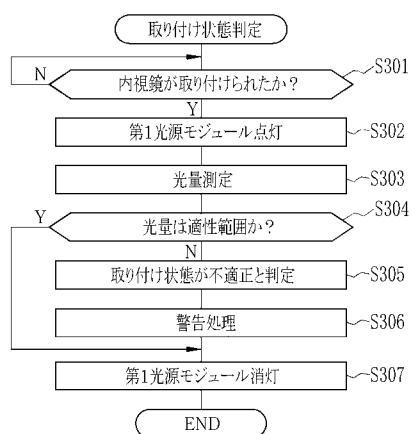
【図26】



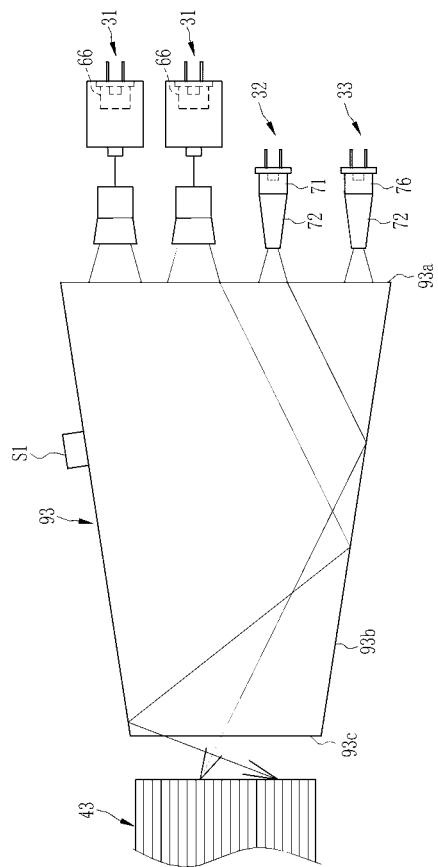
【図27】



【図28】



【図29】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA04 CA11 CA12 CA23 DA11 DA14 DA15 DA21
DA57 GA02 GA11
4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 JJ17 LL02 MM05 NN01 NN05 QQ02
QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR23 SS07

专利名称(译)	光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014000301A	公开(公告)日	2014-01-09
申请号	JP2012138785	申请日	2012-06-20
[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	森本 美範 大橋 永治 斎藤 牧		
发明人	森本 美範 大橋 永治 斎藤 牧		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07 A61B1/0661 F21V33/0068 H05B47/10		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/045.617 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040 /DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161 /QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR23 4C161/SS07		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：可以通过单个光源装置测量光量，同时防止制造成本和元件布置和日食的空间增加。用于内窥镜的光源装置设置有多个光源模块31至33。从模块31至33中的每一个发射的光经由分支光导41被引导至均化器50。均化器50是光引导杆，其通过在内侧表面上全反射入射光来引导轴向上的入射光，并使入射光的径向上的光量均匀。光量传感器S1通过具有高折射率的粘合剂附着到均化器50的侧表面部分50b。在光量传感器S1的位置处，入射在均化器50上的光线穿过内侧面，使得光量传感器S1可以测量每个光源模块31-33的光量。.The 12

