

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6340424号
(P6340424)

(45) 発行日 平成30年6月6日 (2018.6.6)

(24) 登録日 平成30年5月18日 (2018.5.18)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 O
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 B
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B

請求項の数 24 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2016-532500 (P2016-532500)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年6月4日 (2015.6.4)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/066217		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02016/006371	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成28年1月14日 (2016.1.14)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成28年12月22日 (2016.12.22)	(74) 代理人	100103034
(31) 優先権主張番号	特願2014-141761 (P2014-141761)		弁理士 野河 信久
(32) 優先日	平成26年7月9日 (2014.7.9)	(74) 代理人	100153051
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡用光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被観察体に順次又は同時に照明光を照射するスコープ部と、
前記スコープ部に着脱可能に接続される本体部と、を具備する内視鏡システムであって
、

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を発生する光源部と、

前記複数の狭帯域光を合波する光合波部と、

前記合波された光の一部を、色成分比を測定するための測定光として、前記合波された光の他の一部である前記照明光から分岐させる測定光分岐部と、

前記照明光を導光する照明光導光部と、

前記測定光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、を具備し、

前記光源部と、前記光合波部と、前記測定光分岐部と、前記色成分比測定部とは、前記本体部に配置されており、

前記照明光導光部は、前記スコープ部に配置されており、

前記色成分比測定部は、前記測定光から、前記複数の狭帯域光の各々を独立に色成分分離する色成分分離部を含む、内視鏡システム。

【請求項 2】

10

20

前記色成分比測定部は、
色成分分離された前記複数の狭帯域光の各々の光量を測定する光量測定部と、
前記光量測定部からの出力に基づいて前記照明光の色成分比を算出する色成分比算出部と、を有する、請求項 1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源部は、4 つ以上の狭帯域光を発生させ、
前記色成分分離部は、前記測定光から、前記 4 つ以上の前記複数の狭帯域光の各々を独立に分離する、請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光量比調整部は、前記照明光が所望の色であるときの、前記測定光の適正な色成分比を記憶する記憶部を有し、

前記光量比調整部は、前記照明光の色成分比が前記記憶部に記憶されている前記適正な色成分比と等しくなるように、前記狭帯域光の光量比を調整する、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記スコープ部は、観察の目的によって異なるスペクトルを有する複数の照明光を照射可能であり、

前記記憶部は、前記異なるスペクトルを有する複数の照明光のそれぞれに対して前記適正な色成分比を記憶している、請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記色成分分離部は、回折格子を有する分光器である、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記色成分分離部は、複数のダイクロイックミラーを有する、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記合波された光が前記測定光分岐部で分岐した前記測定光の光量の割合は、前記照明光の光量の割合よりも小さい、請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記測定光分岐部は、前記合波された光の他の一部を前記照明光として透過するとともに、前記合波された光の一部を前記測定光として反射するビームスプリッタを有する、請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を合波する光合波部を有し、前記合波された光に基づく照明光を被観察体に順次又は同時に照射する照明部と、

前記照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、

前記合波された光の一部を色成分比を測定するための測定光として分岐させ、前記測定光を前記被観察体を介さずに前記色成分比測定部へ導光する測定光分岐部と、

前記合波された光を前記測定光分岐部に導光する第 1 の導光部と、前記測定光分岐部で分岐されなかった光を前記照明光として導光する第 2 の導光部と、を含む導光部と、を具備し、

前記測定光分岐部は、

前記第 1 の導光部から出射された前記合波された光を平行光に変換するコリメートレンズと、

前記平行光の一部を前記照明光として透過するとともに、前記平行光の他の一部を前記測定光として反射するビームスプリッタと、

前記照明光を前記第 2 の導光部へ入射させる集光レンズと、を有し、

10

20

30

40

50

前記ビームスプリッタは、前記コリメートレンズと前記集光レンズとの間の光路上に配置されている、内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記光合波部で合波された光を前記光合波部から前記測定光分岐部に導光する第 1 の光ファイバを有し、

前記測定光分岐部は、前記第 1 の光ファイバを導光した前記合波された光を分岐する光ファイバカプラと、前記光ファイバカプラで分岐した光の一部を前記照明光として導光する第 2 の光ファイバと、を有する、請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を合波する光合波部を有し、前記合波された光に基づく照明光を被観察体に順次又は同時に照射する照明部と、

前記照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、

前記合波された光の一部を色成分比を測定するための測定光として分岐させ、前記測定光を前記被観察体を介さずに前記色成分比測定部へ導光する測定光分岐部と、

前記合波された光を導光する導光部と、を具備し、

前記導光部は、前記光合波部で合波された光を前記光合波部から前記測定光分岐部に導光する第 1 の光ファイバを有し、

前記測定光分岐部は、前記第 1 の光ファイバを導光した前記合波された光を分岐する光ファイバカプラと、前記光ファイバカプラで分岐した光の一部を前記照明光として導光する第 2 の光ファイバと、を有し、

前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバは、それぞれ単線の光ファイバであり、
前記光ファイバカプラは、前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバとの融着により構成され、

前記第 2 の光ファイバと前記色成分比測定部との間の光路には集光レンズが配置されている、内視鏡システム。

【請求項 1 3】

スコープ部と、

前記スコープ部に着脱可能に接続される本体部と、を具備する内視鏡システムであって

、
互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を出射する光源部と、前記複数の狭帯域光を合波する光合波部と、を有し、前記合波された光に基づく照明光を被観察体に順次又は同時に照射する照明部と、

前記合波された光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、

前記合波された光の一部を色成分比を測定するための測定光として分岐させ、前記測定光を前記被観察体を介さずに前記色成分比測定部へ導光する測定光分岐部と、

第 1 の導光部と第 2 の導光部とを有する導光部と、を具備し、

前記測定光分岐部は、前記第 1 の導光部から出射された前記合波された光を、前記第 2 の導光部へと導光するとともに、前記色成分比測定部へ分岐し、

前記光源部と、前記光合波部と、前記第 1 の導光部と、前記測定光分岐部と、前記色成分比測定部とは、前記本体部に配置され、

前記第 2 の導光部は、前記スコープ部に配置されている、内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記第 1 の導光部と、前記第 2 の導光部は、それぞれ単線の光ファイバである、請求項 1 0 又は 1 3 に記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

前記第1の導光部は、単線の光ファイバであり、

前記第2の導光部は、複数の光ファイバを束ねて構成されるバンドルファイバである、
請求項10又は13に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記複数の狭帯域光のうち少なくとも1つの狭帯域光によって励起される蛍光体を有する、
請求項1乃至15のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

スコープ部と、

前記スコープ部に着脱可能に接続される本体部と、を具備する、内視鏡システムであって、

10

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光に基づく照明光を被観察体に順次又は同時に照射する照明部と、

前記照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正する光量比調整部と、

前記照明光が被観察体で反射した反射光を受光して反射光情報を取得する撮像部と、を具備し、

前記色成分比測定部は、

前記照明光の一部である測定光を受光して測定光情報を取得する測定光受光部と、

20

前記測定光情報に基づいて前記照明光の色成分比を算出する色成分比算出部とを有し、

前記測定光受光部として前記撮像部の一部が用いられ、

前記撮像部及び前記測定光受光部は、前記スコープ部に配置されている、内視鏡システム。

【請求項 18】

前記測定光受光部として用いられる前記撮像部の一部は、前記撮像部のうち被観察体画像を生成する領域以外の領域である、請求項17に記載の内視鏡システム。

【請求項 19】

前記照明光の一部を前記測定光として分岐させ、前記被観察体を介さずに前記測定光受光部へ導光する測定光導光部を有する、請求項17又は18に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 20】

前記撮像部によって取得された前記反射光情報と前記測定光情報とを分離して出力する受光情報分配部を有し、

出力された前記測定光情報は、前記色成分比算出部で取得される、請求項19に記載の内視鏡システム。

【請求項 21】

前記測定光導光部は、分岐された前記測定光を導光する光ファイバと、前記測定光を前記色成分比測定部へ入射させるための集光レンズとを有する、請求項19又は20に記載の内視鏡システム。

【請求項 22】

40

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光に基づく照明光を被観察体に順次又は同時に照射する照明部と、

前記照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、

前記照明光が被観察体で反射した反射光を受光して反射光情報を取得する撮像部と、を具備し、

前記色成分比測定部は、

前記照明光の一部である測定光を受光して測定光情報を取得する測定光受光部と、

前記測定光情報に基づいて前記照明光の色成分比を算出する色成分比算出部とを有し、

50

前記測定光受光部として前記撮像部の一部が用いられ、

前記測定光の一部を前記測定光として分岐させ、前記被観察体を介さずに前記測定光受光部へ導光する測定光導光部を有し、

前記測定光導光部は、前記照明光を出射する観察窓と前記被観察体との間に、既知の反射スペクトルを有する反射板を有し、前記反射板によって反射された前記反射光が、前記色成分比測定部へ直接入射される、内視鏡システム。

【請求項 2 3】

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を順次又は同時に出射する光源部と、

前記複数の狭帯域光を合波する光合波部と、

前記合波された光に基づく照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、

前記合波された光の一部を色成分比を測定するための測定光として分岐させ、前記測定光を前記色成分比測定部へ導光する測定光分岐部と、

前記合波された光を前記測定光分岐部に導光する第 1 の導光部と、前記測定光分岐部で分岐されなかった光を前記照明光として導光する第 2 の導光部と、を含む導光部と、を具備し、

前記測定光分岐部は、

前記第 1 の導光部から出射された前記合波された光を平行光に変換するコリメートレンズと、

前記平行光の一部を前記照明光として透過するとともに、前記平行光の他の一部を前記測定光として反射するビームスプリッタと、

前記照明光を前記第 2 の導光部へ入射させる集光レンズと、を有し、

前記ビームスプリッタは、前記コリメートレンズと前記集光レンズとの間の光路上に配置されている、内視鏡用光源装置。

【請求項 2 4】

互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を順次又は同時に出射する光源部と、

前記複数の狭帯域光を合波する光合波部と、

前記合波された光に基づく照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、

前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、

前記合波された光の一部を色成分比を測定するための測定光として分岐させ、前記測定光を前記色成分比測定部へ導光する測定光分岐部と、

前記合波された光を導光する導光部と、を具備し、

前記導光部は、前記光合波部で合波された光を前記光合波部から前記測定光分岐部に導光する第 1 の光ファイバを有し、

前記測定光分岐部は、前記第 1 の光ファイバを導光した前記合波された光を分岐する光ファイバカプラと、前記光ファイバカプラで分岐した光の一部を前記照明光として導光する第 2 の光ファイバと、を有し、

前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバは、それぞれ単線の光ファイバであり、前記光ファイバカプラは、前記第 1 の光ファイバと前記第 2 の光ファイバとの融着により構成され、

前記第 2 の光ファイバと前記色成分比測定部との間の光路には集光レンズが配置されている、内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、互いに異なる波長を有する複数の狭帯域光が混合された照明光を被観察体に

10

20

30

40

50

照射して観察を行う内視鏡システム及び内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

複数のレーザー光が混合された照明光を挿入部の先端から照射して被観察体を観察する内視鏡システムが知られている。例えば、特許文献1には、レーザー光源を使用して均一な照明光を得ることができる照明装置を備えた内視鏡システムが開示されている。この照明装置では、光源部から出射される赤色レーザー光と緑色レーザー光と青色レーザー光とが混合された光が照明光として用いられている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】特開2008-158030号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1に記載された照明装置のように、複数のレーザー光のような狭帯域光が混合された照明光を用いる場合には、光源部の温度変化などに起因してこれら狭帯域光の光量比が変化しうる。これにより、照明光の色が変化してしまい、観察に好ましくない影響を及ぼす虞がある。

【0005】

20

そこで、本発明は、複数の狭帯域光からなる照明光の色変化を補正して、所望の色の照明光の下での観察を可能とする内視鏡システム及び内視鏡用光源装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一実施形態によれば、被観察体に順次又は同時に照明光を出射するスコープ部と、前記スコープ部に着脱可能に接続される本体部と、を具備する内視鏡システムであって、互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を発生する光源部と、前記複数の狭帯域光を合波する光合波部と、前記合波された光の一部を、色成分比を測定するための測定光として、前記合波された光の他の一部である前記照明光から分岐させる測定光分岐部と、前記照明光を導光する照明光導光部と、前記測定光の色成分比を測定する色成分比測定部と、前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、を具備し、前記光源部と、前記光合波部と、前記測定光分岐部と、前記色成分比測定部とは、前記本体部に配置されており、前記照明光導光部は、前記スコープ部に配置されており、前記色成分比測定部は、前記測定光から、前記複数の狭帯域光の各々を独立に色成分分離する色成分分離部を含む、内視鏡システムが提供される。

30

【0007】

また、本発明の他の実施形態によれば、互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を順次又は同時に出射する光源部と、前記複数の狭帯域光を合波する光合波部と、前記合波された光に基づく照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部と、前記合波された光の一部を色成分比を測定するための測定光として分岐させ、前記測定光を前記被観察体を介さずに前記色成分比測定部へ導光する測定光分岐部と、前記合波された光を前記測定光分岐部に導光する第1の導光部と、前記測定光分岐部で分岐されなかった光を前記照明光として導光する第2の導光部と、を含む導光部と、を具備し、前記測定光分岐部は、前記第1の導光部から出射された前記合波された光を平行光に変換するコリメートレンズと、前記平行光の一部を前記照明光として透過するとともに、前記平行光の他の一部を前記測定光として反射するビームスプリッタと、前記照明光を前記第2の導光部へ入射させる集光

40

50

レンズと、を有し、前記ビームスプリッタは、前記コリメートレンズと前記集光レンズとの間の光路上に配置されている、内視鏡用光源装置が提供される。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、複数の狭帯域光からなる照明光の色変化を補正して、所望の色の照明光の下での観察を可能とする内視鏡システム及び内視鏡用光源装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1の実施形態の内視鏡システムを概略的に示す図である。

10

【図2】図2は、第1の実施形態の内視鏡システムの主要な構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、光変換部を概略的に示す図である。

【図4A】図4Aは、カラーCCDである撮像素子の受光面を概略的に示す図である。

【図4B】図4Bは、図4Aの撮像素子で取得される被観察体画像の一例を概略的に示す図である。

【図5A】図5Aは、モノクロCCDである撮像素子の受光面を概略的に示す図である。

【図5B】図5Bは、図5Aの撮像素子で取得される被観察体画像の一例を概略的に示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態における挿入部の先端での測定光の光路を概略的に示す図である。

20

【図7】図7は、撮像素子の受光面に入射する測定光を概略的に示す図である。

【図8】図8は、第1の実施形態の変形例1における挿入部の先端での測定光の光路を概略的に示す図である。

【図9】図9は、第1の実施形態の変形例2の挿入部の先端を概略的に示す図である。

【図10】図10は、変形例2における光量比調整部の一例を示すブロック図である。

【図11】図11は、変形例2における撮像素子の受光面の一例を概略的に示す図である。

【図12】図12は、第1の実施形態の変形例3の内視鏡システムの主要な構成を示すブロック図である。

30

【図13】図13は、第2の実施形態の内視鏡システムの主要な構成を示すブロック図である。

【図14】図14は、第2の実施形態における測定光分岐部及び色成分比測定部の一例を概略的に示す図である。

【図15】図15は、本体部とスコープ部との接続の一例を概略的に示す図である。

【図16】図16は、第2の実施形態における測定光分岐部及び色成分比測定部の他の例を概略的に示す図である。

【図17】図17は、第2の実施形態における測定光分岐部及び色成分比測定部の他の例を概略的に示す図である。

【図18】図18は、色成分分離部の第1のダイクロイックミラーにおける波長と反射率との関係の一例を示す図である。

40

【図19】図19は、色成分分離部の第2のダイクロイックミラーにおける波長と反射率との関係の一例を示す図である。

【図20】図20は、色成分分離部の第3のダイクロイックミラーにおける波長と反射率との関係の一例を示す図である。

【図21】図21は、色成分分離部の第4のダイクロイックミラーにおける波長と反射率との関係の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

[第1の実施形態]

50

図1は、本発明の第1の実施形態の内視鏡システム1を概略的に示す図である。内視鏡システム1は、スコープ部10と、スコープ部10に接続される本体部100と、本体部100に接続される画像表示部300とを有している。

【0011】

スコープ部10は、被観察体を含む被挿入体に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端側に連結された操作部30とを有している。挿入部20は、スコープ先端側の細長い管状部分であり、先端硬質部21と、先端硬質部21の基端側に連結された湾曲部22と、湾曲部22の基端側に連結された可撓管部23とを有している。先端硬質部21には、後述する撮像部130、光変換部190及び観察光学系210等が内蔵されている。湾曲部22は、操作部30を操作することにより所望の方向に湾曲する。可撓管部23は湾曲自在であり、例えば、被挿入体の湾曲形状に沿って湾曲する。

10

【0012】

操作部30は、可撓管部23の基端側に連結された折れ止め部31と、折れ止め部31の基端側に連結された把持部32とを有している。折れ止め部31には、挿入部20内に延びた不図示の挿通チャンネルにつながる処置具挿通口33が設けられている。把持部32は、湾曲部22を湾曲操作するための湾曲操作ダイヤル34と、送気、送水、吸引、撮影等をするための複数のスイッチ35とを有している。

【0013】

挿入部20及び操作部30の内部には、先端が光変換部190に接続された光ファイバ122（図2参照）と、先端が撮像部130に接続された撮像ケーブル220（図6参照）とが延びている。光ファイバ122及び撮像ケーブル220は、把持部32の基端側から側方に延出しており、ユニバーサルコード36を構成している。ユニバーサルコード36の基端には接続コネクタ37が設けられ、接続コネクタ37が本体部100に着脱可能に接続される。

20

【0014】

図2は、第1の実施形態の内視鏡システム1の主要な構成を示すブロック図である。内視鏡システム1は、入力部110と、照明部120と、撮像部130と、測定光導光部140と、受光情報分配部150と、色成分比測定部160と、光量比調整部170と、画像処理部200と、上述の画像表示部300とを有している。入力部110、受光情報分配部150、光量比調整部170及び画像処理部200は、本体部100に配置されている。照明部120及び色成分比測定部160は、スコープ部10から本体部100にわたって配置されている。撮像部130及び測定光導光部140は、スコープ部10に配置されている。

30

【0015】

（入力部及び観察モード）

本実施形態における内視鏡システム1は、観察の目的に応じた2つの観察モード、例えば通常光観察モードと特殊光観察モードとを有している。入力部110は、ユーザによってキーボード等の不図示の入力機器により2つの観察モードのうちいずれかの観察モードが入力されるユーザーインターフェースである。入力部110に入力された観察モード情報は、照明部120と、光量比調整部170と、画像処理部200とに出力される。

40

【0016】

通常光観察モードは、複数の狭帯域光からなる混合光を用いて、演色性の高い白色光（例えば、キセノンランプ又はハロゲンランプから出射された光）を照射されたときの被観察体の色を再現して観察するモードである。

【0017】

特殊光観察モードは、特定の被観察体における光の吸収、反射、散乱などの特性を利用し、白色光とは異なるスペクトルを有する光（特殊光）を照射することで特定の被観察体を強調表示して観察するモードである。本実施形態では、特殊光として、照明部120の後述する光源部180の第1のレーザ181aから発せられる紫色レーザ光と第3のレーザ181cから発せられる緑色レーザ光との混合光とを用いる。紫色レーザ光は、生体組

50

織の表面付近の毛細血管内のヘモグロビンに強く吸収される性質を有している。緑色レーザー光は、生体組織の深部の太い血管内のヘモグロビンに強く吸収される性質を有している。これらの性質を利用して、特殊光を被観察体に照射して所定の画像処理を行うと、毛細血管と太い血管とのコントラストを強調して観察をすることができる。

【0018】

なお、内視鏡システム1は、少なくとも通常光観察モードと特殊光観察モードとを有していればよく、これら以外の他の観察モードを有していてもよい。他の観察モードとしては、色合いの異なる通常光を照射するモード、被観察体を強調表示するその他の特殊光観察を行うモード、被観察体又は薬剤に励起光を照射した際に発生する蛍光を観察する蛍光観察モードなどが挙げられる。

10

【0019】

(照明部)

照明部120は、光源部180と、光源駆動部121と、光ファイバ(照明光導光部)122と、光変換部190とを有している。光源部180及び光源駆動部121は、本体部100に配置されている。光変換部190は、挿入部20の先端硬質部21に配置されている。光源部180と光変換部190とは、光ファイバ122によって光学的に接続されている。

【0020】

(光源部)

光源部180は、第1のレーザー181aと、第2のレーザー181bと、第3のレーザー181cと、第4のレーザー181dとを有している。これらレーザー181a~181dは、互いに異なる波長を有する狭帯域光を発生させる光源である。第1のレーザー181aは、紫色レーザー光を照射するレーザーであり、例えば、中心波長405nmの光を照射するレーザーダイオードである。第2のレーザー181bは、青色レーザー光を照射するレーザーであり、例えば、中心波長445nmの光を照射するレーザーダイオードである。第3のレーザー181cは、緑色レーザー光を照射するレーザーであり、例えば、中心波長532nmの光を照射するレーザーダイオードである。第4のレーザー181dは、赤色レーザー光を照射するレーザーであり、例えば、中心波長635nmの光を照射するレーザーダイオードである。

20

【0021】

光源部180は、さらに、第1の光ファイバ182aと、第2の光ファイバ182bと、第3の光ファイバ182cと、第4の光ファイバ182dと、光合波部183とを有している。第1~第4の光ファイバ182a~182d及び光ファイバ122は、例えば、コア径数 μm ~数百 μm の単線ファイバである。第1~第4の光ファイバ182a~182dの基端は、それぞれ、第1~第4のレーザー181a~181dに光学的に接続されている。第1~第4の光ファイバ182a~182dの先端は、光合波部183に光学的に接続されている。また、光合波部183には、光ファイバ122の基端が光学的に接続されている。

30

【0022】

第1~第4の光ファイバ182a~182dは、それぞれ、第1~第4のレーザー181a~181dから出射されたレーザー光を導光する。光合波部183は、第1~第4の光ファイバ182a~182dによって導光されたレーザー光を合波する。光ファイバ122は、光合波部183によって合波された光を光変換部190に導光する。

40

【0023】

なお、レーザー181a~181dと第1~第4の光ファイバ182a~182dとの間には、それぞれ、レーザー181a~181dから出射されたレーザー光を収束させて光ファイバ182a~182dに結合するための不図示の結合レンズが配置されている。

【0024】

また、光源部180の各レーザー181a~181dから照射される狭帯域光は、それぞれの光量が互いに独立して制御可能な狭帯域光であればよく、レーザー光源の代わりにLED光源等を用いてもよいし、上の説明とは異なる波長の光を用いてもよい。また、レーザー

50

光源と複数の狭帯域光のうち少なくとも１つの狭帯域光によって励起される蛍光体とを組み合わせた光源が用いられてもよい。なお、狭帯域光とは、波長スペクトルの半値幅が数十nmまでの光である。

【００２５】

また、光ファイバ１２２の代わりに、複数の光ファイバを束ねて構成されるバンドルファイバが用いられてもよい。バンドルファイバが用いられる場合には、光変換部１９０にレンズが配置される。

【００２６】

（光源駆動部）

光源駆動部１２１は、光源部１８０の第１～第４のレーザ１８１a～１８１dに接続されている。光源駆動部１２１は、第１～第４のレーザ１８１a～１８１dのON/OFF、駆動電流、駆動方式（連続駆動（CW）、パルス駆動、高周波重畳など）等の駆動を制御する。

10

【００２７】

光源駆動部１２１は、入力部１１０から出力された観察モード情報に基づいて、第１～第４のレーザ１８１a～１８１dを点灯させる。本実施形態では、入力部１１０に通常光観察モードが入力された場合には、第２のレーザ１８１b（青色レーザ光）と、第３のレーザ１８１c（緑色レーザ光）と、第４のレーザ１８１d（赤色レーザ光）とが同時に点灯される。また、入力部１１０に特殊光観察モードが入力された場合には、第１のレーザ１８１a（紫色レーザ光）と第３のレーザ１８１c（緑色レーザ光）とが同時に点灯される。

20

【００２８】

通常光観察モード又は特殊光観察モードにおける各レーザ１８１a～１８１dの光量比は、各レーザへの入力電流値に従う。入力電流値は、各レーザ光からなる照明光が所望の色となるように予め設定される。本明細書における「所望の色」とは、被観察体が目的に応じた色で見えるように予め設定された照明光の色である。例えば、通常光観察モードにおける所望の色は、演色性の高い白色光（例えば、キセノンランプ又はハロゲンランプから出射された光）を照射されたときの被観察体の色を再現するような色を指し、演色評価数や色温度に基づいて設定される。また、特殊光観察モードにおける所望の色は、被観察体における表層と深層との血管が強調されて見えるような色を指す。なお、本明細書における「照明光」とは、被観察体にまだ照射されていないか、被観察体でまだ反射されていない、複数の狭帯域光の混合光を指す。

30

【００２９】

（光変換部）

光変換部１９０は、挿入部２０の先端硬質部２１の先端面に設けられた不図示の照明窓に配置されている。図３は、光変換部１９０を概略的に示す図である。光変換部１９０は、光ファイバ１２２の先端に光学的に接続された光拡散部材１９１と、光拡散部材１９１を保持するホルダ１９２とを有している。光拡散部材１９１は、例えばアルミナ粒子１９３を含む。光拡散部材１９１は、光ファイバ１２２によって導光された照明光を拡散して配光を広げる機能を有している。なお、光拡散部材１９１の代わりにレンズを用いてもよいし、光拡散部材１９１とレンズとを組み合わせ用いてもよい。

40

【００３０】

（撮像部及び色成分比測定部（測定光受光部））

再び図２を参照して、撮像部１３０は、挿入部２０の先端硬質部２１に配置されている。撮像部１３０は、先端硬質部２１の先端面に設けられた不図示の観察窓に配置された観察光学系２１０と光学的に接続されている。また、撮像部１３０は、スコープ部１０から本体部１００に延びた撮像ケーブル２２０（図６参照）を介して受光情報分配部１５０に接続されている。撮像部１３０は、例えば、CCDイメージャ、CMOSイメージャなどの撮像素子１３１を有している。

【００３１】

50

図4Aは、撮像素子131の受光面を概略的に示す図である。図4Bは、観察視野として利用される図4Aに示される受光面による被観察体画像を概略的に示す図である。図4Aに示される撮像素子131は、カラーCCDである。撮像素子131の受光面は、被観察体画像の生成に用いられる画素領域である反射光受光部132を有している。反射光受光部132は、観察光学系210によって取り込まれた、照明光が被観察体で反射した反射光を受光して、反射光情報を含む電気信号へと光電変換する。本明細書における「反射光」は、被観察体によって反射された照明光を指し、被観察体における吸収等によって色成分比が照明光とは変化しているという点で照明光と区別して用いられている用語である。

【0032】

10

撮像素子131の受光面は、反射光受光部132として利用される画素領域とは異なる画素領域、即ち測定光受光部161を有している。測定光受光部161として用いられる画素領域は、例えば、図4Aに示される受光面において網掛けで示されている隅の領域である。測定光受光部161は、被観察体画像の生成に用いられない。測定光受光部161は、後述する色成分比算出部162と共に、照明光の色成分比を測定する色成分比測定部160を構成している。測定光受光部161は、撮像素子131の受光面から反射光受光部132を除いた領域である。測定光受光部161は、反射光受光部132よりも小さい。

【0033】

20

測定光受光部161は、測定光導光部140によって導光された照明光の一部を測定光として受光して、測定光情報を含む電気信号へと光電変換する。測定光情報とは、例えば、測定光に対する赤色領域、緑色領域及び青色領域の少なくとも3つの波長領域における画素値である。本明細書における「測定光」は、照明光の一部を分岐して色成分比測定のために用いる光を指す。つまり、測定光は、照明光と同じ色成分比を有する光であり、被観察体に照射されない光である。

【0034】

なお、撮像素子131の受光面において反射光受光部132によって取得される反射光情報と測定光受光部161によって取得される測定光情報とは、電気信号として撮像素子131から撮像ケーブル220を介して受光情報分配部150に伝達される。

【0035】

30

本実施形態では、測定光受光部161として、撮像部130の一部、例えば、撮像素子131の受光面の一角の領域が用いられている。これは、図4Bに領域A1で示されるように、撮像素子131の受光面のうち角の領域が被観察体画像の生成に用いられていないことによる。このように、本実施形態では、測定光受光部161として、新たな撮像素子等を追加することなく、撮像部130の既存の撮像素子131の受光面のうち被観察体画像の生成に寄与している領域以外の領域、つまり、既存の撮像素子131の受光面における未使用の画素領域を利用する。

【0036】

測定光受光部161は、少なくとも1組のRGBの3色のカラーフィルタを有している。測定光の色成分比を十分な精度で測定するために、測定光受光部161は、図4Aに示されるように、複数の組のカラーフィルタを有することが好ましい。CCDの受光素子のピッチが数 μm であるから、測定光受光部161の面積は、例えば、数 μm^2 ～数十 μm^2 である。これは、上述したような、被観察体画像の生成に用いない領域以下の大きさである。また、測定光受光部161は、反射光受光部132に測定光が入射しないように、測定光導光部140によって導光される測定光の照射面積よりも十分に広い領域に設定されている。

40

【0037】

なお、測定光受光部161には3色以上のカラーフィルタが用いられてもよいし、フィルタ以外の分光部が用いられてもよい。図5Aは、モノクロCCDである撮像素子131の受光面を概略的に示す図である。図5Bは、対応する被観察体画像を概略的に示す図で

50

ある。モノクロCCDである撮像素子131の受光面に対しても、同様に、反射光受光部132と測定光受光部161とが設けられる。モノクロCCDの場合には、例えば、照明光を構成する複数のレーザ光を順次点灯させることにより測定光情報が取得される。

【0038】

(受光情報分配部)

受光情報分配部150は、撮像ケーブル220により撮像部130に接続されている。受光情報分配部150は、撮像素子131から出力された電気信号を、反射光受光部132によって取得された反射光情報を含む電気信号と、測定光受光部161によって取得された測定光情報を含む電気信号とに分離して、反射光情報を画像処理部200へ、測定光情報を色成分比算出部162へそれぞれ分配して出力する。

10

【0039】

(色成分比測定部(色成分比算出部))

色成分比算出部162は、上述したように、測定光受光部161と共に色成分比測定部160を構成している。色成分比算出部162には、測定光受光部161で取得された測定光情報が伝達される。色成分比算出部162は、測定光情報に基づいて照明光の色成分比を算出する。色成分比算出部162はまた、算出した照明光の色成分比情報を光量比調整部170へ出力する。本実施形態における「色成分比」とは、赤色領域、緑色領域及び青色領域の少なくとも3つの波長領域におけるそれぞれの光量(本実施形態では、画素値)の比である。また、「色成分比」は、これら3つの色領域以外の色領域の分割、4つ以上に色分割する場合の光量の比も含む。

20

【0040】

測定光受光部161へ入射する測定光が上述の3色のカラーフィルタに対して均一に入射しない場合には、色成分比算出部162は、それぞれのカラーフィルタへの測定光の入射の割合を考慮して照明光の色成分比を算出する。

【0041】

光変換部190から出射された照明光の色が配光によって異なる場合(色むらがある場合)には、照明光と測定光との色成分比が異なる。このような場合には、測定光の色成分比と照明光の色成分比との差分を予め求めておき、色成分比算出部162が測定光の色成分比から照明光の色成分比を算出する。

【0042】

(測定光導光部)

測定光導光部140は、挿入部20の先端に配置されている。測定光導光部140は、照明部120から出射される照明光の一部を色成分比を維持したまま測定光として照明光から分岐させ、被観察体を介さずに、即ち、被観察体で反射させることなく測定光受光部161へ直接導光する。

30

【0043】

図6は、本実施形態における挿入部20の先端での測定光の光路を概略的に示す図である。図7は、撮像素子131の受光面に入射する測定光を概略的に示す図である。測定光には、図6に示されるように、光変換部190から外部に照射される照明光A2のうち配光角が大きい領域の一部が用いられる。光変換部190から出射される照明光A2の配光を十分広く設計することにより、被観察体に対して十分な配光で照明光が照射される。

40

【0044】

測定光導光部140は、光ファイバ141と、第1のミラー142と、第2のミラー143と、コリメートレンズ144と、集光レンズ145とを有している。挿入部20の先端における測定光の光路には、これらが、光変換部190から撮像部130に向かって、第1のミラー142、光ファイバ141、コリメートレンズ144、第2のミラー143、集光レンズ145の順に配置されている。

【0045】

光ファイバ141、第1のミラー142、第2のミラー143及びコリメートレンズ144は、挿入部20の先端面に配置されている。第1のミラー142は、光変換部190

50

から出射された照明光の一部である測定光A3を反射させて光ファイバ141に導くように、挿入部20の先端面に対して所定の角度をなして配置されている。第2のミラー143は、光ファイバ141を導光してコリメートレンズ144で平行光に変換された測定光A3を反射させて再び挿入部20内に導くように、挿入部20の先端面に対して所定の角度をなして配置されている。集光レンズ145は、挿入部20の先端硬質部21に配置されている。集光レンズ145は、図7に示されるように、平行光に変換された測定光A3を集光し、測定光受光部161へ入射させる。

【0046】

測定光導光部140は、精度よく色成分比測定が行われるように、測定光受光部161の少なくとも1組のRGBカラーフィルタに対して測定光が均一に入射するように設計される。例えば、断面積が測定光受光部161の1組のRGBカラーフィルタの面積よりも十分に大きい光ファイバ141が用いられる。

【0047】

(光量比調整部)

光量比調整部170は、色成分比測定部160の色成分比算出部162から出力された照明光の色成分比に基づいてレーザ光の光量比調整を行うことにより、照明部120から照射される照明光の色補正を行う。レーザの温度変化等により、各レーザ181a~181dの光量比が変化し、照明光の色が変化することがある。そのときに照明光の色を所望の色に補正することを色補正と呼ぶ。

【0048】

光量比調整部170は、記憶部171を有している。記憶部171は、各観察モードにおいて照明光が上述したような所望の色であるときの測定光の適正な色成分比を記憶している。光量比調整部170は、入力部110から出力された観察モード情報と記憶部171に記憶されている適正な色成分比とに基づいて、光量比調整を行う。

【0049】

適正な色成分比の決め方としては、例えば、照明光が所望の色となるように各レーザ181a~181dから出射されるレーザ光の光量比を設定し、そのときの測定光の色成分比を予め測定しておく。そして、その色成分比が適正な色成分比として記憶部171に記憶される。

【0050】

温度変化等によって各レーザ181a~181dの光量比が変化すると、照明光の色だけでなく光量も変化する。また、上述のような光量比調整によっても、照明光の光量が変化する。これらに対する光量補正は、被観察体画像に対する測光に基づいて、周知であるようにして、画像処理部200と光源駆動部121との間で行われる(図2では、画像処理部200と光源駆動部121との間の信号線は省略している)。その際、色成分比を維持したまま光量調整が行われる。

【0051】

光量調整は、例えば、緑色レーザ光を発する第3のレーザ181cなどの1つのレーザ光量を固定して、固定したレーザ光量を基準に測定光の色成分比が適正な色成分比になるようにする。あるいは、調整する光量が最も小さくなるようにして、測定光の色成分比が適正な色成分比になるようにする。

【0052】

なお、受光情報分配部150、色成分比測定部160の色成分比算出部162、光量比調整部170の処理は、ハードウェア構成を含むプロセッサによって実行されることができる。例えば、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)等の電子回路を備えたプロセッサによってそれらの処理を実行することができ、あるいは、CPU(Central Processing Unit)等の汎用的なプロセッサが各種プログラムを読み込むことによってそれらの処理を実行してもよい。

【0053】

(画像処理部)

画像処理部 200 は、受光情報分配部 150 から出力された反射光情報と、入力部 110 から出力された観察モード情報とに基づいて、公知の画像処理によって被観察体画像を生成する。

【0054】

(画像表示部)

画像表示部 300 は、画像処理部 200 によって生成された被観察体画像を表示する。画像表示部 300 は、例えば、液晶ディスプレイ等のモニタである。

【0055】

(内視鏡システムの動作及び作用)

次に、第 1 の実施形態における内視鏡システム 1 の動作及び作用を説明する。

10

ユーザによって入力部 110 に観察モードが入力されると、観察モード情報が入力部 110 から光源駆動部 121 に伝達される。そして、観察モード情報に応じた制御信号が光源駆動部 121 から光源部 180 に伝達される。光源駆動部 121 は、通常光観察モードにおいては、第 2 のレーザ 181 b (青色レーザ光) と第 3 のレーザ 181 c (緑色レーザ光) と第 4 のレーザ 181 d (赤色レーザ光) とを点灯させ、特殊光観察モードにおいては、第 1 のレーザ 181 a (紫色レーザ光) と第 3 のレーザ 181 c (緑色レーザ光) とを点灯させる。このときの各レーザ 181 a ~ 181 d の光量比は、照明光が所望の色となるように予め設定された、レーザへの入力電流値に従う。

【0056】

各観察モードにおいて、複数のレーザ光が光合波部 183 によって混合された後、混合された光が光ファイバ 122 を導光して光変換部 190 へ伝達される。伝達された光は、光変換部 190 の光拡散部材 191 によって拡散され、配光が広げられて、図示しない照明窓から被観察体へ照明光として出射される。

20

【0057】

出射された照明光の大半は、被観察体へ照射され、被観察体で反射する。そして、反射光が観察光学系 210 から撮像部 130 の反射光受光部 132 へ入射する。被観察体における反射光は、測定光受光部 161 へは入射しない。反射光受光部 132 で取得された反射光情報は、受光情報分配部 150 を介して画像処理部 200 へ伝達される。そして、画像処理部 200 により被観察体画像が生成され、画像表示部 300 に被観察体画像が表示される。

30

【0058】

一方、出射された照明光の一部は、被観察体を介さず、測定光として測定光導光部 140 に直接導光される。そして、測定光は、測定光導光部 140 から測定光受光部 161 へ入射する。すなわち、測定光は、光変換部 190 から出射された後、被観察体には照射されずに測定光導光部 140 を通って挿入部 20 内に戻り、測定光受光部 161 で受光される。測定光は、反射光受光部 132 へは入射しない。また、測定光は、被観察体画像の生成には用いられない。測定光受光部 161 で取得した測定光情報は、受光情報分配部 150 を介して色成分比算出部 162 へ伝達される。そして、色成分比算出部 162 が測定光の色成分比を算出し、算出した照明光の色成分比情報を光量比調整部 170 へ出力する。

【0059】

40

光量比調整部 170 は、照明光の色成分比が記憶部 171 に記憶されている適正な色成分比と等しくなるように各レーザ 181 a ~ 181 d から発せられるレーザ光の光量 (光量比) を調節するための制御信号を光源駆動部 121 へ出力する。各レーザ 181 a ~ 181 d の光量は、上述したように、1 つのレーザ光量を固定して、それを基準に測定光の色成分比が適正な色成分比になるようにしたり、調整する光量が最も小さくなるようにしたりすることにより、測定光 (照明光) の色成分比が適正な色成分比になるように調整される。照明光の光量補正もまた、上述したように、被観察体画像に対する測光に基づいて、周知であるようにして、画像処理部 200 と光源駆動部 121 との間で、色成分比を維持したまま行われる。このような補正は、内視鏡システム 1 の駆動中において常に繰り返される。

50

【0060】

(効果)

本実施形態によれば、複数の狭帯域光（例えばレーザー光）が混合された照明光の色成分比を測定する色成分比測定部160と、照明光となる狭帯域光の光量比を調整する光量比調整部170との協働により、照明光の色変化を補正することができる。したがって、レーザーの温度変化などによって各レーザー光量に変化してもそれを補正し、所望の色の照明光の下での観察が可能な内視鏡システム1を提供することができる。

【0061】

また、光源としてレーザー181a～181dを用いることにより、細い光ファイバに対して効率よく光結合及び導光が可能であるため、挿入部を細径化しつつ、明るい照明を提供することが可能である。

10

【0062】

また、本実施形態では、色成分比測定部160の測定光受光部161として、スコープ部10の既存の撮像部130の一部、例えば、既存の撮像素子131のうち被観察体画像の生成に用いられていない画素領域を用いている。したがって、色成分測定のための新たな受光部を追加する必要がなく、新たな受光部を追加する場合と比較して製造コストが削減されることができる。さらに、撮像部130は、測定光受光部161が設けられていても従来通り被観察体画像を生成可能である。

【0063】

また、本実施形態では、測定光導光部140を設けたことにより、照明光が被観察体に照射される前に、照明光の一部を測定光として、その色成分を変化させることなく測定光受光部161へ導光することができるため、被観察体による影響を受けることなく照明光の色成分測定が可能となる。

20

【0064】

また、本実施形態では、光量比調整部170の記憶部171に記憶した適正な色成分比を用いて光量比調整を行うことにより、所望の色の照明光への適切な色補正が可能となる。さらに、記憶部171が各観察モードに応じた適正な色成分比を記憶することにより、異なる観察モードにおける観察においても照明光の色補正が可能となる。

【0065】

また、本実施形態では、測定光導光部140に光ファイバ141が用いられている。これにより、小さいスペースで効率よく測定光を導光可能となる。また、測定光導光部140に集光レンズ145が用いられ、測定光が集光レンズ145により測定光受光部161に集光される。これにより、小さな測定光受光部161であっても測定光を入射させることが可能となる。

30

【0066】

以下、第1の実施形態の変形例1～3、及び第2の実施形態について説明する。以下の説明では、上述の実施形態と同様の構成要素には同じ参照符号を付し、その説明は省略する。

【0067】

[変形例1]

40

図8は、変形例1の挿入部20aの先端での測定光の光路を概略的に示す図である。本変形例では、測定光導光部140aが挿入部20aの内部に配置されている。測定光導光部140aは、光ファイバ122から分岐した光ファイバ141aと、集光レンズ145とを有している。例えば、光ファイバ122に分岐用の光ファイバ141aを融着することにより、測定光分岐部となる光ファイバカプラが作製される。本変形例では、光ファイバ122を導光している照明光の一部が、光変換部190を介することなく測定光A4として光ファイバ141aを導光し、集光レンズ145で集光されて、測定光受光部161に入射する。

【0068】

本変形例によれば、測定光導光部140aを構成する光ファイバ141a及び集光レン

50

ズ１４５が挿入部２０aの内部に配置されている。即ち、測定光導光部１４０aが挿入部２０aの先端面から突出していない。したがって、測定光導光部１４０aが被観察体に接触することによる負荷、生体内の体液などに触れることによる劣化などを回避することができる。

【００６９】

また、本変形例では、測定光導光部１４０aにミラー及びコリメートレンズが用いられていない。このように、本変形例では、第１の実施形態よりも少ない部材数で測定光を測定光受光部１６１へ導光可能である。

【００７０】

〔変形例２〕

図９は、変形例２の挿入部２０bの先端を概略的に示す図である。挿入部２０bの先端面には、光変換部１９０の窓である照明窓２４と、観察光学系２１０の窓である観察窓２５とが設けられている。また、本変形例では、挿入部２０bの先端面に測定光導光部１４０bが配置されている。測定光導光部１４０bは、例えば、既知の反射スペクトルを有する反射板である。

【００７１】

照明窓２４から出射された照明光のうち、測定光導光部１４０bで反射されて観察窓２５から測定光受光部１６１で受光される光を測定光A５とする。本変形例では、測定光A５が測定光受光部１６１へ直接入射するが反射光受光部１３２には入射しないように、測定光導光部１４０bの反射板の位置及び角度が設定され、また、観察光学系２１０が設計される。また、被観察体からの反射光が測定光受光部１６１へ入射しないように、観察光学系２１０が設計される。

【００７２】

図１０は、変形例２における光量比調整部１７０bの一例を示すブロック図である。光量比調整部１７０bは、記憶部１７１と、推定部１７２とを有している。測定光導光部１４０bの反射板の反射率に波長依存性がある場合には、測定光と照明光との色成分比が異なるが、上述したように、反射板の反射スペクトルは既知である。したがって、本変形例では、推定部１７２が、測定光の色成分比と反射板の反射スペクトルとから照明光の色成分比を推定する。このように、本変形例における「測定光」は、照明光と異なる色成分比を有するが照明光の色成分比が推定可能である導光された光を含む。

【００７３】

図１１は、変形例２における撮像素子１３１bの受光面の一例を概略的に示す図である。本変形例では、撮像素子１３１bの受光面には、その一端にライン状に配置された画素領域である測定光受光部１６１bと、測定光受光部１６１bとは異なる画素領域である反射光受光部１３２bとが設けられている。

【００７４】

本変形例によれば、既知の反射スペクトルを有する反射板を測定光導光部１４０bとして挿入部２０bの先端面に配置することにより、測定光導光部１４０bに集光レンズ及び光ファイバを用いる必要がない。このように、本変形例では、最小限の部材数で測定光を測定光受光部１６１bへ導光可能である。

【００７５】

〔変形例３〕

図１２は、変形例３の内視鏡システム１cの主要な構成を示すブロック図である。本変形例では、撮像部１３０cの撮像素子の受光面は、反射光受光部１３２cのみを有している。即ち、撮像部１３０cには色成分比測定部を構成する測定光受光部が設けられておらず、撮像部１３０cは、色成分比測定には関係しない通常の撮像部である。撮像部１３０cは、撮像ケーブルを介して画像処理部２００に接続されている。色成分比測定部１６０cは、撮像部１３０cから独立して設けられており、本体部１００cに配置されている。

【００７６】

また、測定光導光部１４０cは、スコープ部１０c内の光ファイバ１２２から分岐され

10

20

30

40

50

た光ファイバ141cを有している。変形例1と同様に、例えば、光ファイバ122に分岐用の光ファイバ141cを融着することにより、測定光分岐部となる光ファイバカブラが作製される。光ファイバ141cの先端は、色成分比測定部160cに光学的に接続されている。光ファイバ141cは、光ファイバ122を導光している照明光の一部を光変換部190及び撮像部130cを介することなく測定光として色成分比測定部160cへと導光する。

【0077】

本変形例によれば、撮像部が設けられた挿入部の先端硬質部に測定光導光部の光学系を配置する必要がないため、先端硬質部の省スペース化を図ることができる。また、本変形例においても、第1の実施形態よりも少ない部材数で測定光を色成分比測定部160cへ導光可能である。

10

【0078】

なお、本変形例では、撮像部130cは、照明光の色補正には関係していない。したがって、本変形例によれば、光源部180と、色成分比測定部160cと、光量比調整部170とを具備する内視鏡用光源装置2cにより、複数の狭帯域光からなる照明光の色変化を補正して、所望の色の照明光の下での観察を可能とすることができる。

【0079】

[第2の実施形態]

図13は、第2の実施形態の内視鏡システム1dの主要な構成を示すブロック図である。内視鏡システム1dは、入力部110と、照明部120dと、撮像部130dと、色成分比測定部160dと、光量比調整部170と、画像処理部200と、画像表示部300とを有している。入力部110、色成分比測定部160d、光量比調整部170及び画像処理部200は、本体部100dに配置されている。照明部120dは、スコープ部10dから本体部100dにわたって配置されている。撮像部130dは、スコープ部10dに配置されている。

20

【0080】

(照明部)

照明部120dは、光源部180dと、光源駆動部121dと、光ファイバ（照明光導光部）122、123と、測定光分岐部124と、光変換部190とを有している。光源部180dと光変換部190とは、光ファイバ122、123及び測定光分岐部124を介して光学的に接続されている。

30

【0081】

(光源部)

本実施形態では、光源部180dは、第1～第4のレーザ181a～181dに加えて、第5のレーザ181eを有している。第5のレーザ181eは、オレンジ色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、中心波長595nmの光を照射するダイオード励起固体（DPSS）レーザである。第5のレーザ181eも、光源駆動部121dに接続されており、光源駆動部121dによりその駆動が制御される。

【0082】

光源部180dは、第1～第4の光ファイバ182a～182dに加えて、第5の光ファイバ182eを有している。第5の光ファイバ182eもまた、例えば、コア径数 μm ～数百 μm の単線ファイバである。第5の光ファイバ182eの基端は、第5のレーザ181eに光学的に接続されている。第5の光ファイバ182eの先端は、光合波部183dに接続されている。また、光合波部183dには、光ファイバ122の基端が光学的に接続されている。

40

【0083】

第5の光ファイバ182eは、第5のレーザ181eからのレーザ光を導光する。光合波部183dは、第1～第5の光ファイバ182a～182eによって導光されたレーザ光を合波する。光ファイバ122は、光合波部183dによって合波された光を測定光分岐部124、光ファイバ123を介して光変換部190に導光する。なお、第5のレーザ

50

181eと第5の光ファイバ182eとの間にも、それぞれ、第5のレーザ181eから出射されたレーザ光を収束させて第5の光ファイバ182eに結合するための不図示の結合レンズが配置されている。

【0084】

(光源駆動部)

光源駆動部121dは、入力部110からの観察モード情報に基づいて、第1～第5のレーザ181a～181eを点灯させる。本実施形態では、入力部110に通常光観察モードが入力された場合には、第2のレーザ181b（青色レーザ光）と、第3のレーザ181c（緑色レーザ光）と、第4のレーザ181d（赤色レーザ光）と、第5のレーザ181e（オレンジ色レーザ光）とが同時に点灯される。あるいは、第1のレーザ181（
10 紫色レーザ光）が点灯されてもよい。入力部110に特殊光観察モードが入力された場合には、第1の実施形態と同様に、第1のレーザ181a（紫色レーザ光）と第3のレーザ181c（緑色レーザ光）とが同時に点灯される。

【0085】

(測定光分岐部)

図14は、測定光分岐部124及び色成分比測定部160dの一例を概略的に示す図である。測定光分岐部124は、第1の実施形態における測定光導光部に対応しており、照明光の一部を分岐してその色成分比を維持したまま測定光として被観察体を介さずに色成分比測定部160dへ導くために設けられている。測定光分岐部124は、光源部180dから光変換部190への照明光の光路において光ファイバ（第1の導光部）122と光
20 ファイバ（第2の導光部）123との間に配置されている。測定光分岐部124は、コリメートレンズ125と、ビームスプリッタ126と、集光レンズ127とを有している。光源部180dと光変換部190との間の光路には、これらが、コリメートレンズ125、ビームスプリッタ126、集光レンズ127の順に配置されている。言い換えれば、ビームスプリッタ126は、コリメートレンズ125と集光レンズ127との間の光路上に配置されている。

【0086】

コリメートレンズ125は、光ファイバ122から出射された照明光を平行光に変換する。ビームスプリッタ126は、平行光に変換された照明光の大部分を透過し、照明光の一部A7を反射させて色成分比測定部160dへ導くように、照明光の光路方向に対して
30 所定の角度をなして配置されている。集光レンズ127は、ビームスプリッタ126を透過した照明光を集光し、光ファイバ123へ入射させる。

【0087】

また、ビームスプリッタ126で反射された照明光の一部は、集光レンズ128で集光されて、照明光の色成分比を測定するための測定光A7として色成分比測定部160dへ導光される。色成分比測定部160dへ導光される測定光A7の光量の割合は、光ファイバ123へ導光される照明光A6の光量の割合よりも小さい。色成分比測定部160dへ導光される測定光A7の光量は、光ファイバ123へ導光される照明光A6の光量の10%以下であることが好ましく、1%以下であることがより好ましい。

【0088】

本実施形態では、光合波部183d、光ファイバ122、測定光分岐部124及び色成分比測定部160dが本体部100dに配置され、光ファイバ123が本体部100dと着脱可能なスコープ部10dに配置されている。例えば、図15に示されるように、測定光分岐部124の集光レンズ127は、本体部100dに対してスコープ部10dを着脱可能とするコネクタ部101に配置されている。本体部100dとスコープ部10dとが互いに接続されたとき、本体部100d側の集光レンズ127とスコープ部10d側の光ファイバ123とが光学的にアライメントされ、照明光が光ファイバ123を導光する。

【0089】

一般に、コネクタ部101では、スコープ部10dへの入射角を調整するために、光ファイバ122から空間へ照明光を取り出すことが多い。本実施形態では、照明光が取り出
50

された空間を含む領域に測定光分岐部 1 2 4 を設けて照明光の一部を測定光として分岐することで、測定光を効率的に導いている。

【0090】

なお、本実施形態では、測定光分岐部 1 2 4 として、コリメートレンズ 1 2 5、ビームスプリッタ 1 2 6 及び集光レンズ 1 2 7 が用いられているが、第 1 の実施形態の変形例 1、3 と同様に、光ファイバ 1 2 2 を導光する光を分岐してもよい。例えば、図 1 6 に示されるように、測定光分岐部 1 2 4 として光ファイバカプラが用いられることができる。光ファイバカプラは、例えば、光ファイバ 1 2 2 に分岐用の光ファイバ 1 2 9 を融着することによって作製される。光ファイバカプラもまた、光ファイバ 1 2 2 を導光する照明光の光量の 1 0 % 以下、より好ましくは 1 % 以下の照明光 A 7 が測定光として光ファイバ 1 2 9 に分岐するように設計される。測定光 A 7 を光ファイバ 1 2 2 から空間へ取り出さない構成は、測定光分岐部 1 2 4 の小型化のために有効である。

10

【0091】

(撮像部)

撮像部 1 3 0 d は、第 1 の実施形態の変形例 3 と同様に、色成分比測定には関係しない、通常の被観察体画像取得用の反射光受光部 1 3 2 d を有する撮像部である。撮像部 1 3 0 d は、撮像ケーブルを介して画像処理部 2 0 0 に接続されている。

【0092】

(色成分比測定部)

本実施形態では、色成分比測定部 1 6 0 d は、色成分分離部 1 6 3 と、光量測定部 1 6 4 と、色成分比算出部 1 6 2 とを有している。色成分分離部 1 6 3 は、照明部 1 2 0 d の測定光分岐部 1 2 4 に光学的に接続されている。色成分分離部 1 6 3 は、測定光分岐部 1 2 4 によって照明光から分岐された測定光に対して、各々の狭帯域光を独立に分離する。光量測定部 1 6 4 は、色成分分離部 1 6 3 で分離された各々の狭帯域光の光量を測定し、色成分比算出部 1 6 2 に測定した光量を出力する。色成分比算出部 1 6 2 は、光量測定部 1 6 4 からの出力に基づいて、測定光（照明光）の色成分比を算出する。

20

【0093】

色成分比測定部 1 6 0 d (色成分比算出部 1 6 2) は、測定した(算出した)照明光の色成分比を光量比調整部 1 7 0 へ出力する。色成分比測定部 1 6 0 d による色成分比の測定は、内視鏡システム 1 d による被観察体の観察中繰り返し行われ、光量比調整部 1 7 0 へ繰り返し出力される。

30

【0094】

色成分比測定部 1 6 0 d の色成分分離部 1 6 3 及び光量測定部 1 6 4 は、例えば、図 1 4 及び図 1 5 に示されるように、測定光を波長毎に分離する分光器 1 6 5 である。分光器 1 6 5 は、例えば回折格子(グレーティング) 1 6 6 である光学素子を有している。回折格子 1 6 6 は、少なくとも測定光に対して、各々の狭帯域光を独立に分離できるように設計されている。

【0095】

また、例えば、図 1 7 に示されるように、色成分分離部 1 6 3 として特定の波長の光を反射しその他の波長の光を透過するダイクロイックミラーと、光量測定部 1 6 4 として光検出器(PD)とが用いられることができる。図 1 7 には、第 1 のダイクロイックミラー 1 6 3 a、第 2 のダイクロイックミラー 1 6 3 b、第 3 のダイクロイックミラー 1 6 3 c 及び第 4 のダイクロイックミラー 1 6 3 d を含む色成分分離部 1 6 3 と、第 1 の光検出器 1 6 4 a、第 2 の光検出器 1 6 4 b、第 3 の光検出器 1 6 4 c 及び第 4 の光検出器 1 6 4 d を含む光量測定部 1 6 4 とが示されている。第 1 ~ 第 4 のダイクロイックミラー 1 6 3 a ~ 1 6 3 d と第 1 ~ 第 4 の光検出器 1 6 4 a ~ 1 6 4 d との間には、それぞれ、集光レンズ 1 6 5 a ~ 1 6 5 d が配置されている。

40

【0096】

図 1 8 乃至図 2 1 は、それぞれ、通常観察モードにおいて、第 2 のレーザ 1 8 1 b (青色レーザ光) と、第 3 のレーザ 1 8 1 c (緑色レーザ光) と、第 4 のレーザ 1 8 1 d (赤

50

色レーザ光)と、第5のレーザ181e(オレンジ色レーザ光)とを同時に点灯する場合の、第1~第4のダイクロイックミラー163a~163dの波長と反射率との関係の一例を示す図である。第1のダイクロイックミラー163aは、例えば、波長610nm~700nmの光のみを100%反射する。第2のダイクロイックミラー163bは、例えば、波長550nm~610nmの光のみを100%反射する。第3のダイクロイックミラー163cは、例えば、波長500nm~550nmの光のみを100%反射する。第4のダイクロイックミラー163dは、例えば、波長300nm~475nmの光のみを100%反射する。例えば、ダイクロイックミラー163a~163dの各波長に対する反射率を図18乃至図21に示されるように設計することにより、各々の狭帯域光を独立に分離することができる。

10

【0097】

具体的には、測定光分岐部124で分岐された測定光A7は、第1のダイクロイックミラー163aに導かれる。第1のダイクロイックミラー163aは、波長610nm~700nmの光のみを反射して、反射された狭帯域光が集光レンズ165aで集光されて第1の光検出器164aで検出される。第1のダイクロイックミラー163aを透過した光は、第2のダイクロイックミラー163bに導かれる。第2のダイクロイックミラー163bは、波長550nm~610nmの光のみを反射して、反射された狭帯域光が集光レンズ165bで集光されて第2の光検出器164bで検出される。第2のダイクロイックミラー163bを透過した光は、第3のダイクロイックミラー163cに導かれる。第3のダイクロイックミラー163cは、波長500nm~550nmの光のみを反射して、反射された狭帯域光が集光レンズ165cで集光されて第3の光検出器164cで検出される。第3のダイクロイックミラー163cを透過した光は、第4のダイクロイックミラー163dに導かれる。第4のダイクロイックミラー163dは、波長300nm~475nmの光のみを反射して、反射された狭帯域光が集光レンズ165dで集光されて第4の光検出器164dで検出される。かくして、各々の狭帯域光が色成分分離部163で分離され、光量測定部164で測定される。

20

【0098】

なお、色成分分離部163としてのダイクロイックミラーの数及び光量測定部164としての光検出器の数、波長と反射率との関係はこれに限定されるものではなく、各々の狭帯域光を独立に分離可能な範囲でさまざまな設定が可能である。

30

【0099】

(色成分比算出部)

色成分比算出部162は、光量測定部164が測定した測定光における各色成分(各狭帯域光)の光量に基づいて照明光の色成分比を算出する。本実施形態における「色成分比」とは、第1の実施形態での説明に加えて、複数の狭帯域光における各狭帯域光の光量の比も含む。色成分比算出部162は、測定光分岐部124における照明光と測定光との分岐比、導光効率の波長依存性も考慮して、色成分比(各狭帯域光の光量比)を算出する。色成分比算出部162は、算出した照明光の色成分比を光量比調整部170へ出力する。

【0100】

(光量比調整部)

40

光量比調整部170は、第1の実施形態と同様に、色成分比測定部160dの色成分比算出部162から出力された照明光の色成分比に基づいて複数のレーザ光の光量比調整を行うことにより、照明部120dから照射される照明光の色補正を行う。レーザ181a~181e(光源部180d)の温度変化等により、各レーザ181a~181eの光量に変化し、それにより複数のレーザ光の光量比が変化して照明光の色が変化することがある。そのときに照明光の色を所望の色に補正することを色補正と呼ぶ。

【0101】

光量比調整は、例えば、緑色レーザ光を発する第3のレーザ181cなどの1つのレーザ光量を固定して、固定したレーザ光量を基準に測定光の色成分比が適正な色成分比になるようにする。あるいは、調整する光量が最も小さくなるようにして、測定光の色成分比

50

が適正な色成分比になるようにする。

【0102】

上述したように、色成分比測定部160dによる色成分比の測定は、被観察体の観察中繰り返し行われ、光量比調整部170へ繰り返し出力される。光量比調整部170は、繰り返しの出力に応じて、観察中に光量比の調整を繰り返し行う。

【0103】

本実施形態においても、第1の実施形態と同様に、複数の狭帯域光が混合された照明光の色成分比を測定する色成分比測定部160dと、照明光となる狭帯域光の光量比を調整する光量比調整部170との協働により、照明光の色変化を補正することができる。したがって、レーザの温度変化などによって各レーザ光量に変化してもそれを補正し、所望の色の照明光の下での観察が可能な内視鏡システム1を提供することができる。

10

【0104】

本実施形態では、測定光分岐部124及び色成分比測定部160dが本体部100に配置されており、測定光がスコープ部10内を導光しない。したがって、スコープ部10の省スペース化を図ることができる。

【0105】

また、色成分比測定部160dに導光される測定光の光量の割合を照明部120dから出射される照明光の光量の割合よりも小さく設定することで、出射される照明光の損失を低くすることができ、所望の照明光が維持されることができる。

【0106】

20

また、以上の説明では、内視鏡システム1dを参照してきたが、本実施形態においても変形例3と同様に、光源部180dと、色成分比測定部160dと、光量比調整部170とを具備する内視鏡用光源装置2dにより、複数の狭帯域光からなる照明光の色変化を補正して、所望の色の照明光の下での観察を可能とすることができる。即ち、本実施形態によれば、複数の狭帯域光が混合された照明光の色成分比を測定する色成分比測定部160dと、照明光となる狭帯域光の光量比を調整する光量比調整部170との協働により、レーザの温度変化などによって各レーザ光量比が変化することに起因する照明光の色変化を補正することができる内視鏡用光源装置2dを提供することができる。

【0107】

以上、本発明の実施形態を説明してきたが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内でさまざまな改良及び変更が可能である。

30

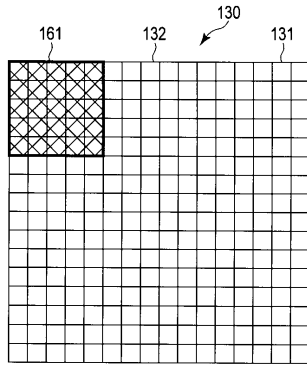
【符号の説明】

【0108】

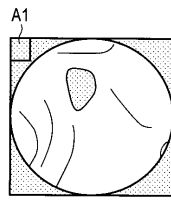
1…内視鏡システム、10…スコープ部、20…挿入部、21…先端硬質部、22…湾曲部、23…可撓管部、24…照明窓、25…観察窓、30…操作部、31…折れ止め部、32…把持部、36…ユニバーサルコード、37…接続コネクタ、100…本体部、101…コネクタ部、110…入力部、120…照明部、121…光源駆動部、122、123…光ファイバ、124…測定光分岐部、130…撮像部、131…撮像素子、132…反射光受光部、140…測定光導光部、150…受光情報分配部、160…色成分比測定部、161…測定光受光部、162…色成分比算出部、170…光量比調整部、180…光源部、190…光変換部、200…画像処理部、210…観察光学系、220…撮像ケーブル、300…画像表示部。

40

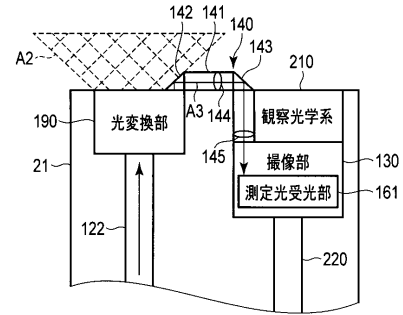
【図 5 A】



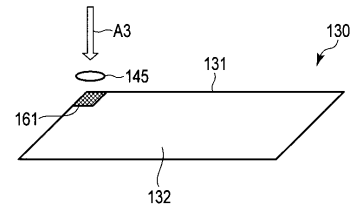
【図 5 B】



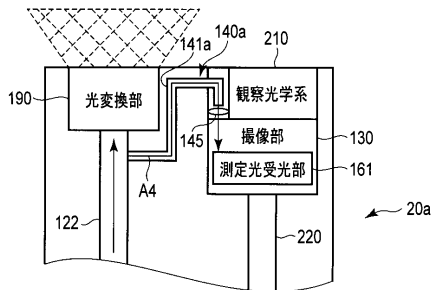
【図 6】



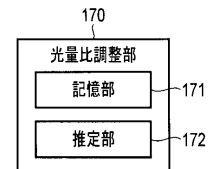
【図 7】



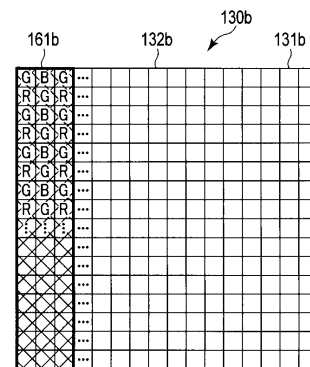
【図 8】



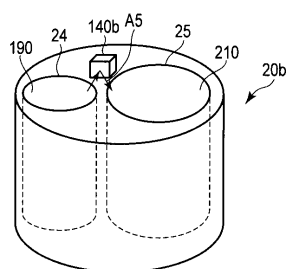
【図 10】



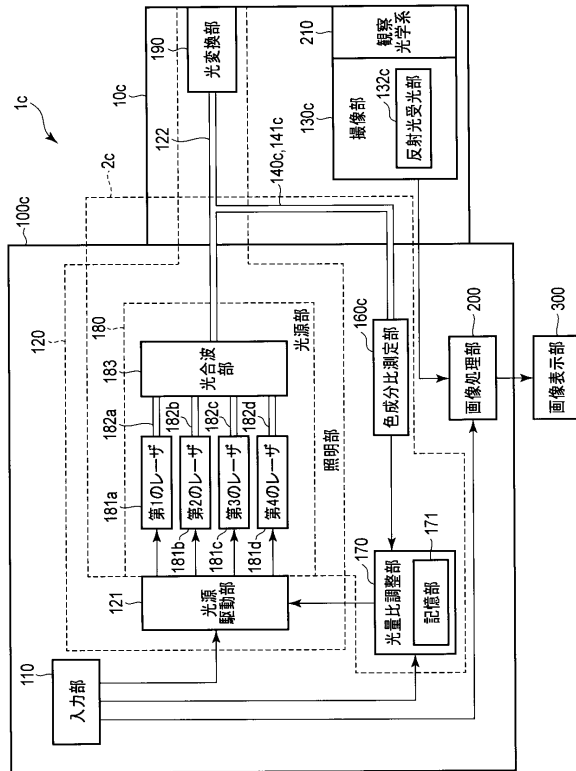
【図 11】



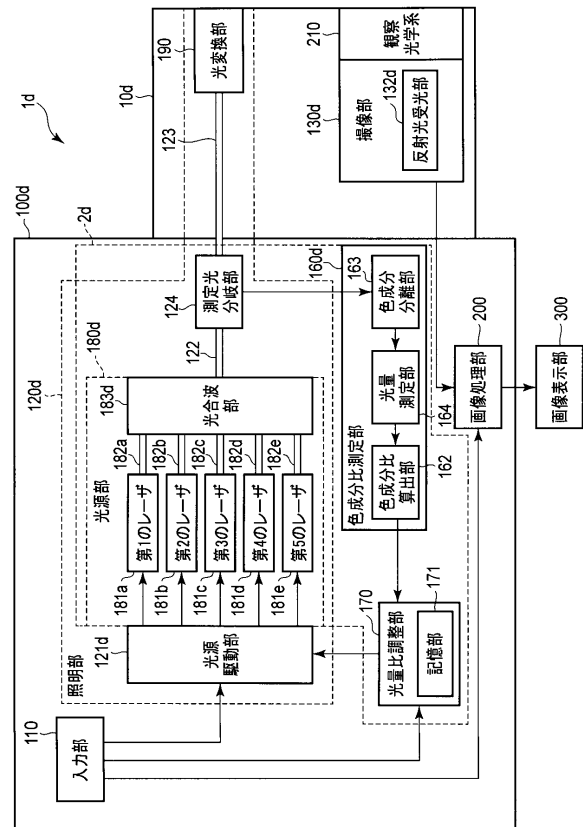
【図 9】



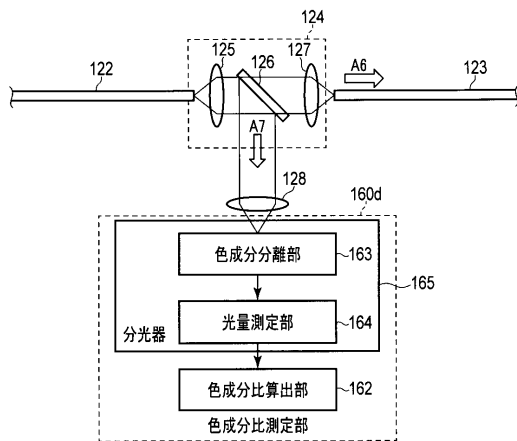
【図 1 2】



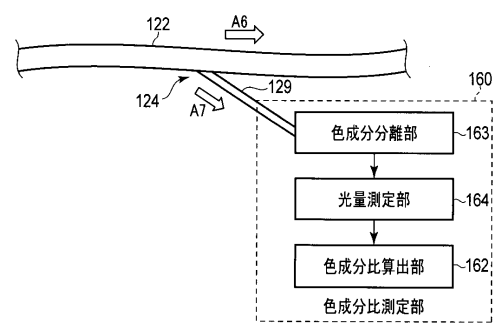
【図 1 3】



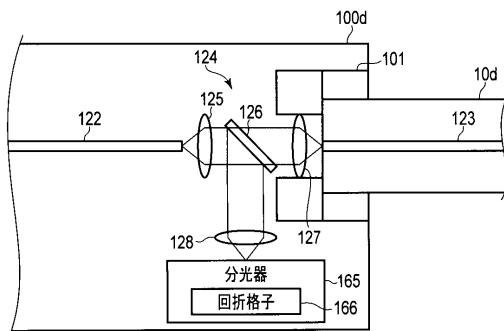
【図 1 4】



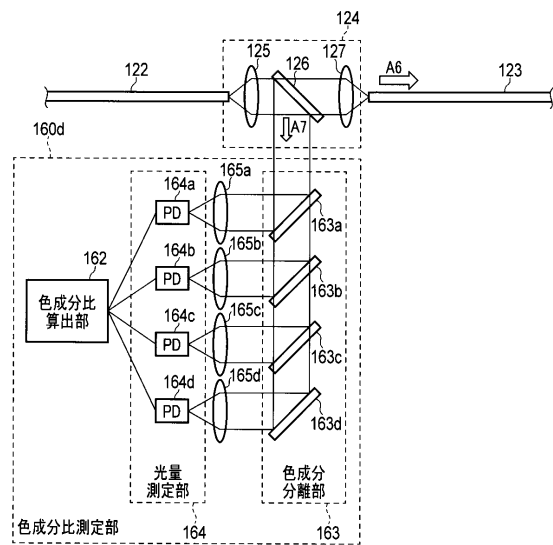
【図 1 6】



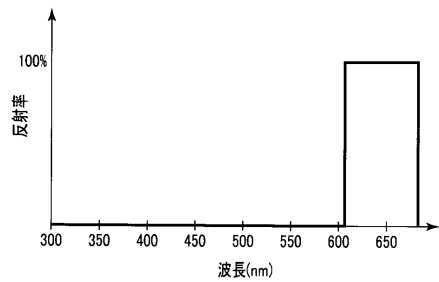
【図 1 5】



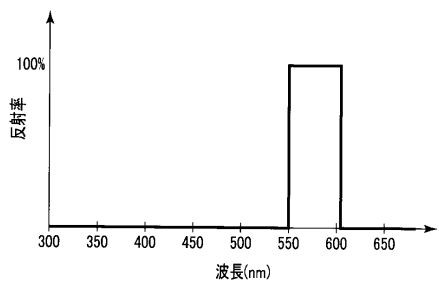
【図 17】



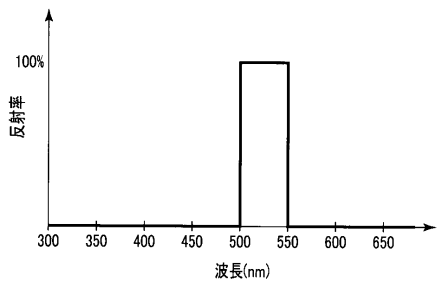
【図 18】



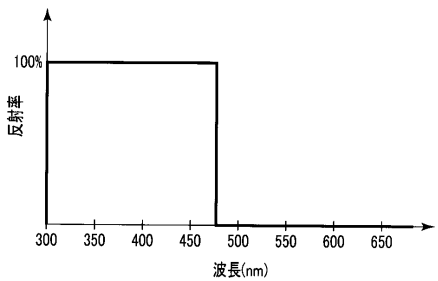
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

- (72)発明者 大道寺 麦穂
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 伊藤 毅
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 亀江 宏幸
東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

審査官 森川 能匡

- (56)参考文献 特開2010-158413 (JP, A)
特開2008-284030 (JP, A)
特開昭61-099484 (JP, A)
特開昭59-069052 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00- 1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	用于内窥镜的内窥镜系统和光源装置		
公开(公告)号	JP6340424B2	公开(公告)日	2018-06-06
申请号	JP2016532500	申请日	2015-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大道寺麦穗 伊藤毅 亀江宏幸		
发明人	大道寺 麦穗 伊藤 毅 亀江 宏幸		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/0661 A61B1/07 G02B23/2461 G02B23/2484 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/06.610 G02B23/26.B G02B23/24.B		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹈饲		
优先权	2014141761 2014-07-09 JP		
其他公开文献	JPWO2016006371A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个实施例是一种内窥镜系统，包括照明单元，颜色成分比测量单元和光量比调节单元。照明单元依次或同时用具有不同波长的多个窄带光和可独立控制的光量作为照明光照射观察对象。颜色成分比测量单元测量照明光的颜色成分比。光量比调节单元基于来自颜色成分比测量单元的输出调节窄带光的光量比，并校正照明光以具有期望的颜色。本发明的一个实施例是一种用于内窥镜的光源装置，包括光源单元，颜色成分比测量单元和光量比调节单元。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6340424号 (P6340424)	
(45) 発行日 平成30年6月6日 (2018. 6. 6)		(24) 登録日 平成30年5月18日 (2018. 5. 18)			
(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		5 1 3	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)		A 6 1 B 1/06		6 1 0	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)		G 0 2 B 23/26		B	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)		G 0 2 B 23/24		B	
請求項の数 24 (全 26 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-532500 (P2016-532500)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社			
(86) (22) 出願日 平成27年6月4日 (2015. 6. 4)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地			
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/066217		(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊			
(87) 国際公開番号 W02016/006371		(74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久			
(87) 国際公開日 平成28年1月14日 (2016. 1. 14)		(74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹			
審査請求日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)		(74) 代理人 100179062 弁理士 井上 正			
(31) 優先権主張番号 特願2014-141761 (P2014-141761)		(74) 代理人 100189913 弁理士 鶴岡 健			
(32) 優先日 平成26年7月9日 (2014. 7. 9)					
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)					
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡用光源装置					