

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年1月14日(14.01.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/006371 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/066217
- (22) 国際出願日: 2015年6月4日(04.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-141761 2014年7月9日(09.07.2014) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 大道寺 麦穂 (DAIDOJI, Bakusui); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 伊藤 毅 (ITO, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 亀江 宏幸 (KAMEE, Hiroyuki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

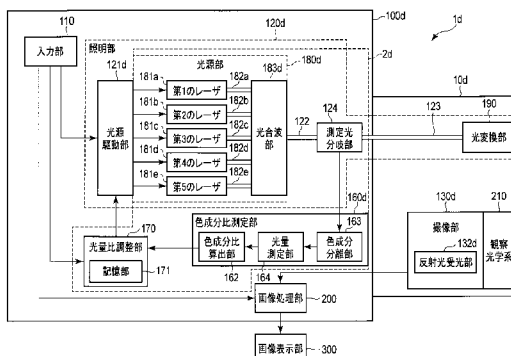
谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM AND ENDOSCOPE LIGHT-SOURCE DEVICE

(54) 発明の名称: 内視鏡システム及び内視鏡用光源装置



110 Input unit
120d Illumination unit
121d Light-source drive unit
124 Measurement-light splitting part
130d Image-acquisition unit
130d Reflected-light receiving unit
163d Color-component-ratio measuring unit
162 Color-component-ratio calculating unit
163 Color-component separating unit
164 Light-level measuring unit
170 Light-level-ratio adjusting unit
171 Storage unit
180d Light source unit
181a First laser
181b Second laser
181c Third laser
181d Fourth laser
181e Fifth laser
183d Optical multiplexing unit
190 Optical conversion unit
200 Image-processing unit
210 Observation optical system
300 Image display unit

(57) Abstract: An embodiment of the present invention is an endoscope system equipped with an illumination unit, a color-component-ratio measuring unit, and a light-level-ratio adjusting unit. The illumination unit sequentially or simultaneously irradiates an observation subject with illumination beams, which are a plurality of narrow-band beams having different wavelengths from each other, and allowing light levels thereof to be controlled independently of each other. The color-component-ratio measuring unit measures the color-component ratio of the illumination beams. The light-level-ratio adjusting unit adjusts the light-level ratio of the narrow-band beams on the basis of outputs from the color-component-ratio measuring unit, and corrects the light-level ratio so that the illumination beams reach a desired color. In addition, an embodiment of the present invention is an endoscope light-source device equipped with a light source unit, a color-component-ratio measuring unit, and a light-level-ratio adjusting unit.

(57) 要約: 本発明の一実施形態は、照明部と、色成分比測定部と、光量比調整部とを具備する内視鏡システムである。照明部は、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照明光として被観察体に順次又は同時に照射する。色成分比測定部は、照明光の色成分比を測定する。光量比調整部は、色成分比測定部からの出力に基づいて狭帯域光の光量比を調整し、照明光が所望の色となるように補正をする。また、本発明の一実施形態は、光源部と、色成分比測定部と、光量比調整部とを具備する内視鏡用光源装置である。



ロツパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及び内視鏡用光源装置

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光と緑色レーザ光と青色レーザ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

[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] 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、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照明光として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色補正をする光量比調整部とを具備する内視鏡システムが提供される。

[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照明光として順次又は同時に照射する光源部と、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色補正をする光量比調整部とを具備す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。

[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。

[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。

[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。

[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 2 1 は、色成分分離部の第 4 のダイクロミ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〕

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 1 0 と、スコープ部 1 0 に接続される本体部 1 0 0 と、本体部 1 0 0 に接続される画像表示部 3 0 0 とを有している。

[0011] スコープ部 1 0 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 2 0 と、挿入部 2 0 の基端側に連結された操作部 3 0 とを有している。挿入部 2 0 は、スコープ先端側の細長い管状部分であり、先端硬質部 2 1 と、先端硬質部 2 1 の基端側に連結された湾曲部 2 2 と、湾曲部 2 2 の基端側に連結された可撓管部 2 3 とを有している。先端硬質部 2 1 には、後述する撮像部 1 3 0、光変換部 1 9 0 及び観察光学系 2 1 0 等が内蔵されている。湾曲部 2 2 は、操作部 3 0 を操作することにより所望の方向に湾曲する。可撓管部 2 3 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。

[0012] 操作部 3 0 は、可撓管部 2 3 の基端側に連結された折れ止め部 3 1 と、折れ止め部 3 1 の基端側に連結された把持部 3 2 とを有している。折れ止め部 3 1 には、挿入部 2 0 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 3 3 が設けられている。把持部 3 2 は、湾曲部 2 2 を湾曲操作するための湾曲操作ダイヤル 3 4 と、送気、送水、吸引、撮影等をするための複数のスイッチ 3 5 とを有している。

[0013] 挿入部 2 0 及び操作部 3 0 の内部には、先端が光変換部 1 9 0 に接続された光ファイバ 1 2 2 (図 2 参照) と、先端が撮像部 1 3 0 に接続された撮像ケーブル 2 2 0 (図 6 参照) とが延びている。光ファイバ 1 2 2 及び撮像ケーブル 2 2 0 は、把持部 3 2 の基端側から側方に延出しており、ユニバーサルコード 3 6 を構成している。ユニバーサルコード 3 6 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。

[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。

[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。

[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 181 a から発せられる紫色レーザ光と第 3 のレーザ 181 c 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。

[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１８１ａと、第２のレーザ１８１ｂと、第３のレーザ１８１ｃと、第４のレーザ１８１ｄとを有している。これらレーザ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１８１ａは、紫色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、中心波長４０５ｎｍの光を照射するレーザダイオードである。第２のレーザ１８１ｂは、青色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、中心波長４４５ｎｍの光を照射するレーザダイオードである。第３のレーザ１８１ｃは、緑色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、中心波長５３２ｎｍの光を照射するレーザダイオードである。第４のレーザ１８１ｄは、赤色レーザ光を照射するレーザであり、例えば、中心波長６３５ｎｍの光を照射するレーザダイオードである。

- [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。
- [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181a～181dから出射されたレーザ光を導光する。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。
- [0023] なお、レーザ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181a～181dから出射されたレーザ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 181 a～181 d に接続されている。光源駆動部 121 は、第 1～第 4 のレーザ 181 a～181 d 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。

[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 181 a～181 d 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 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 181 a（紫色レーザ光）と第 3 のレーザ 181 c（緑色レーザ光）とが同時に点灯される。

[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 181 a～181 d 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。

[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。

[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] 図 4 A は、撮像素子 131 の受光面を概略的に示す図である。図 4 B は、観察視野として利用される図 4 A 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 4 A 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] 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 4 A 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] 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] 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 4 B 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 4 A 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。

[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 5 A 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 5 B は、対応する被観察体画像を概略的に示す図である。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。

[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。

[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。

[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。

[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、照明光の光量が変わる。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。

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）とを点灯させ、特殊光観察モードにおいては、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）とを点灯させる。このときの各レーザ181a～181d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。

[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。

[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] 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 181a～181d 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 181a～181d 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し行われる。

[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。

[0061] また、光源としてレーザ 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。

[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。

[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。

[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]

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プラが作製される。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。

[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。

[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１

22、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。

[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。

[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（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 160 d へ導光される測定光 A 7 の光量は、光ファイバ 123 へ導光される照明光 A 6 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 183 d、光ファイバ 122、測定光分岐部 124 及び色成分比測定部 160 d が本体部 100 d に配置され、光ファイバ 123 が本体部 100 d と着脱可能なスコープ部 10 d 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 100 d に対してスコープ部 10 d 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 100 d とスコープ部 10 d とが互いに接続されたとき、本体部 100 d 側の集光レンズ 127 とスコープ部 10 d 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 10 d 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、照明光が取り出された空間を含む領域に測定光分岐部 124 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 124 として、コリメートレンズ 125、ビームスプリッタ 126 及び集光レンズ 127 が用いられているが、第 1 の実施形態の変形例 1、3 と同様にして、光ファイバ 122 を導光する光を分岐してもよい。例えば、図 16 に示されるように、測定光分岐部 124 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 122 に分岐用の光ファイバ 129 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 122 を導光する照明光の光量の 10% 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 129 に分岐するように設計される。測定光 A 7 を光ファイバ 122 から空間へ取り出さない構成は、測定光分岐部 124 の小型化のために有効である。

[0091] (撮像部)

撮像部 130d 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 132d を有する撮像部である。撮像部 130d 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。

[0092] (色成分比測定部)

本実施形態では、色成分比測定部 160d は、色成分分離部 163 と、光量測定部 164 と、色成分比算出部 162 とを有している。色成分分離部 163 は、照明部 120d の測定光分岐部 124 に光学的に接続されている。色成分分離部 163 は、測定光分岐部 124 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 164 は、色成分分離部 163 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 162 に測定した光量を入力する。色成分比算出部 162 は、光量測定部 164 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。

[0093] 色成分比測定部 160d（色成分比算出部 162）は、測定した（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。色成分比測定部 160d による色成分比の測定は、内視鏡システム 1d による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。

[0094] 色成分比測定部 160d の色成分分離部 163 及び光量測定部 164 は、例えば、図 14 及び図 15 に示されるように、測定光を波長毎に分離する分光器 165 である。分光器 165 は、例えば回折格子（グレーティング）166 である光学素子を有している。回折格子 166 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 17 に示されるように、色成分分離部 163 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 164 として光検出器（PD）とが用いられることができる。図 17 には、第 1 のダイクロイックミラー 163a、第 2 のダイクロイックミ

ラー 163b、第3のダイクロイックミラー 163c 及び第4のダイクロイックミラー 163d を含む色成分分離部 163 と、第1の光検出器 164a、第2の光検出器 164b、第3の光検出器 164c 及び第4の光検出器 164d を含む光量測定部 164 とが示されている。第1～第4のダイクロイックミラー 163a～163d と第1～第4の光検出器 164a～164d との間には、それぞれ、集光レンズ 165a～165d が配置されている。

[0096] 図18乃至図21は、それぞれ、通常観察モードにおいて、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。

[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。

[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。

[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)

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の光量が変化し、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。

[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] 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。

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。

請求の範囲

- [請求項1] 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照明光として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を具備することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項2] 前記複数の狭帯域光を合波して前記照明光とする光合波部と、
- 合波された前記照明光を導光する照明光導光部と、
- 前記照明光導光部から前記照明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、
- を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記色成分比測定部は、
- 前記測定光に対して、前記複数の狭帯域光の各々を独立に分離可能な色成分分離部と、
- 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、
- を有することを特徴とする請求項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ことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記照明部は、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ことを特徴とする請求項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ことを特徴とする請求項3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ことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記測定光分岐部が前記照明光を前記色成分比測定部へ分岐する光量の割合は、分岐されずに導光される光量の割合よりも小さいことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記測定光分岐部は、前記照明光の一部を透過するとともに、前記照明光の他の一部を反射するビームスプリッタを有することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 前記照明光導光部は、第1の導光部と第2の導光部とを有し、
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照明光を平行光に変換するコリメートレンズと、
平行光となった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ことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記照明光導光部は、光ファイバであり、
前記測定光分岐部は、光ファイバカプラであることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡システム。

[請求項12] 内視鏡システムは、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し、

前記照明部は、前記照明光を出射する光源部を有し、

前記照明光導光部は、第 1 の導光部と第 2 の導光部とを有し、

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照明光を、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ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項13] 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ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

[請求項14] 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を有し、

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、

前記測定光受光部として前記撮像部の一部が用いられることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項15] 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 1 4 に記載の内視鏡システム。

[請求項16] 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ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の内視鏡システム。

[請求項17] 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ことを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

[請求項18] 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ことを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

[請求項19] 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ことを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡システム。

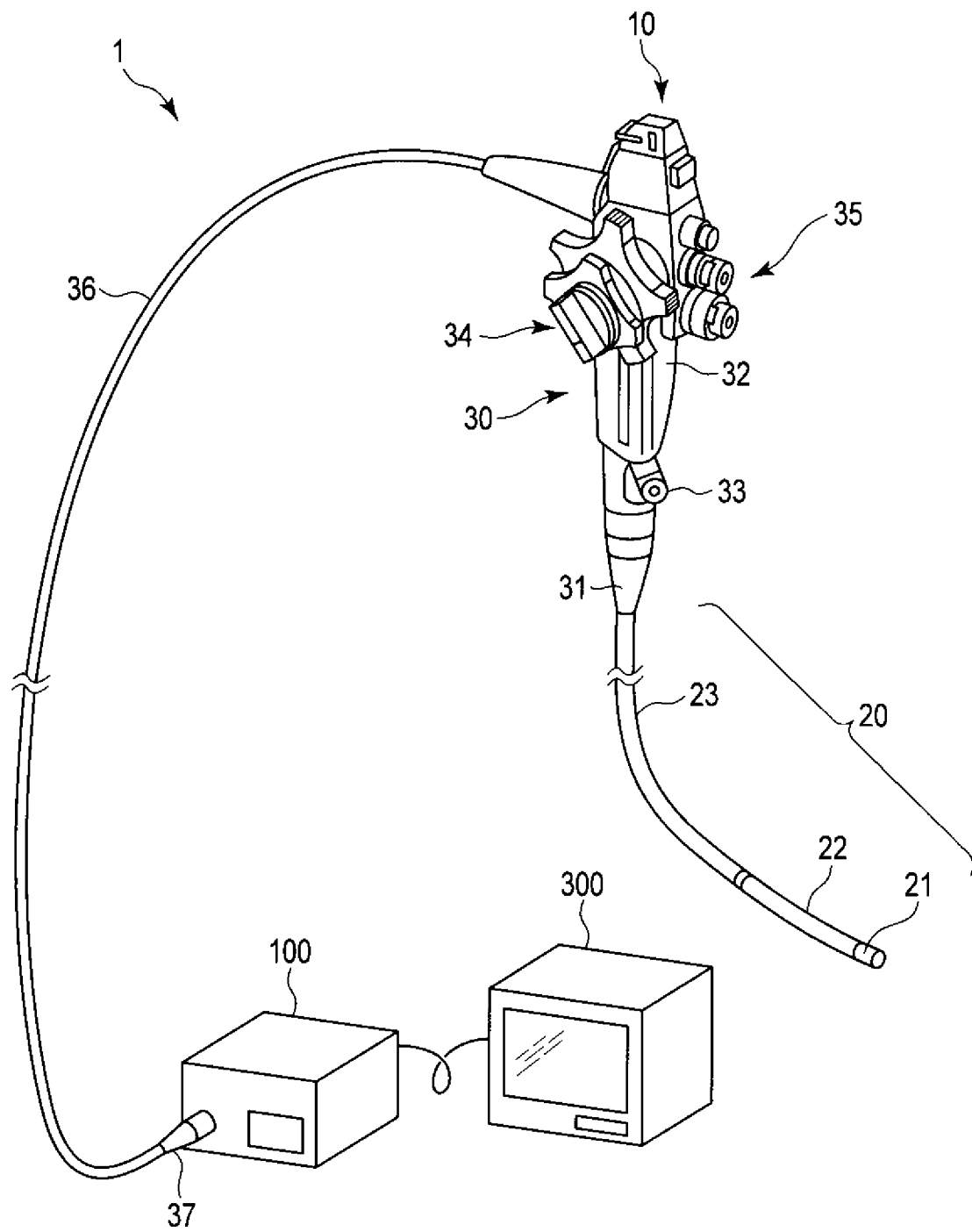
[請求項20] 互いに異なる波長を有し、かつ、互いに独立して光量の制御が可能な複数の狭帯域光を照明光として順次又は同時に射出する光源部と、
前記照明光の色成分比を測定する色成分比測定部と、
前記色成分比測定部からの出力に基づいて前記狭帯域光の光量比を調整し、前記照明光が所望の色となるように補正をする光量比調整部とを具備することを特徴とする内視鏡用光源装置。

[請求項21] 前記複数の狭帯域光を合波して前記照明光とする光合波部と、
合波された前記照明光を導光する照明光導光部と、
前記照明光導光部から前記照明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、
を有することを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡用光源装置。

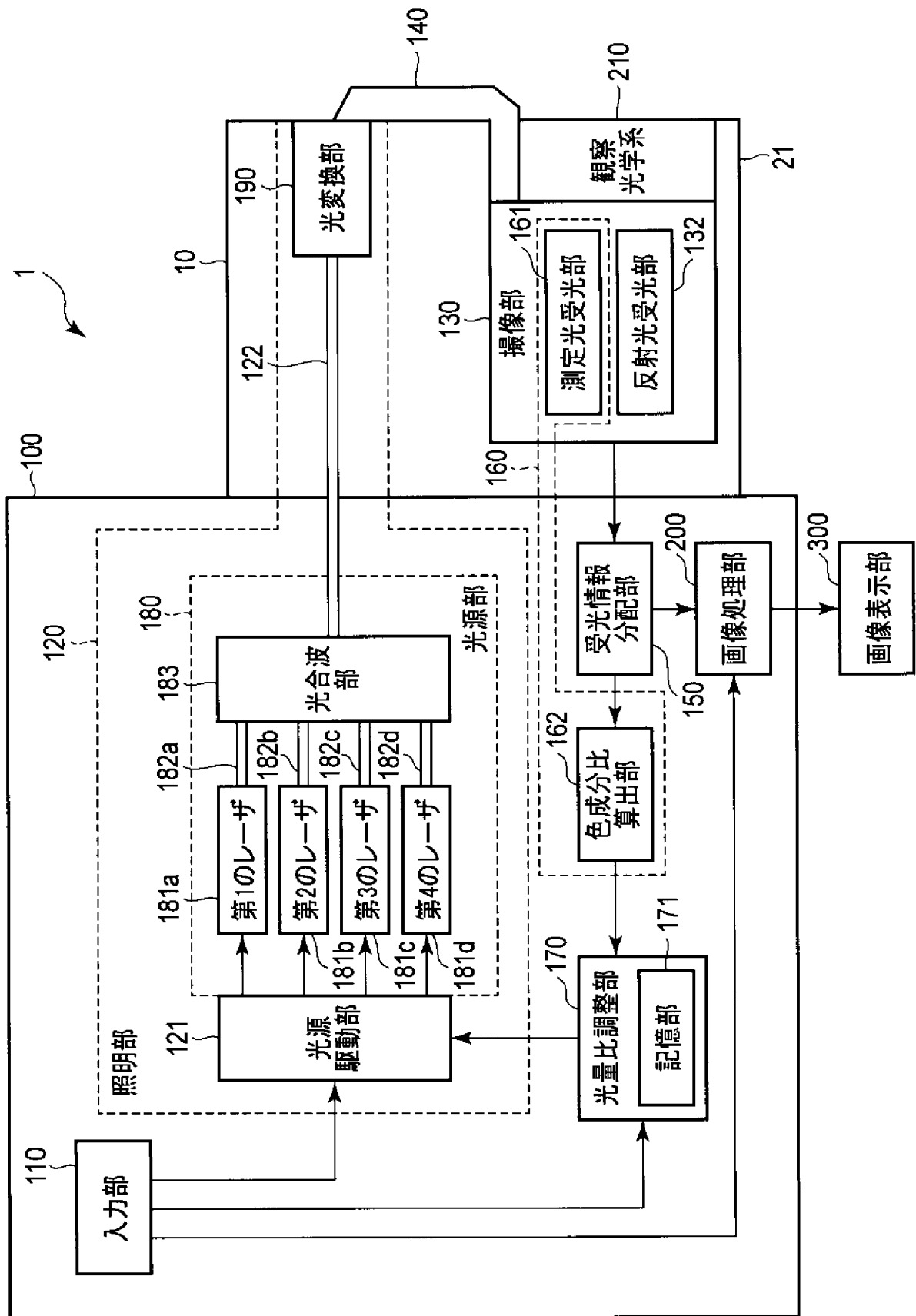
[請求項22] 前記色成分比測定部は、
前記測定光に対して、前記複数の狭帯域光の各々を独立に分離可能な色成分分離部と、
色成分分離された前記複数の狭帯域光の各々の光量を測定する光量測定部と、
前記光量測定部からの出力に基づいて前記照明光の色成分比を算出

する色成分比算出部と、
を有することを特徴とする請求項 2 1 に記載の内視鏡用光源装置。

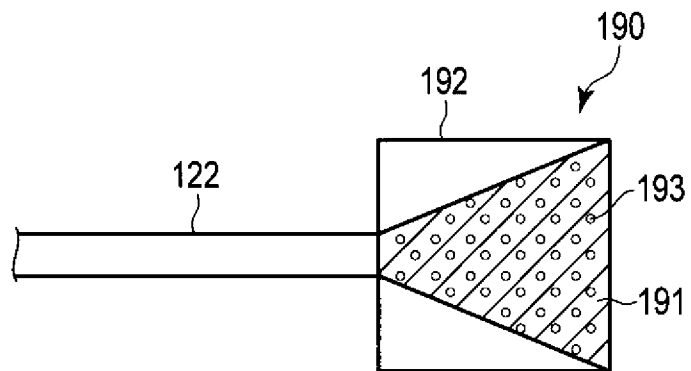
[図1]



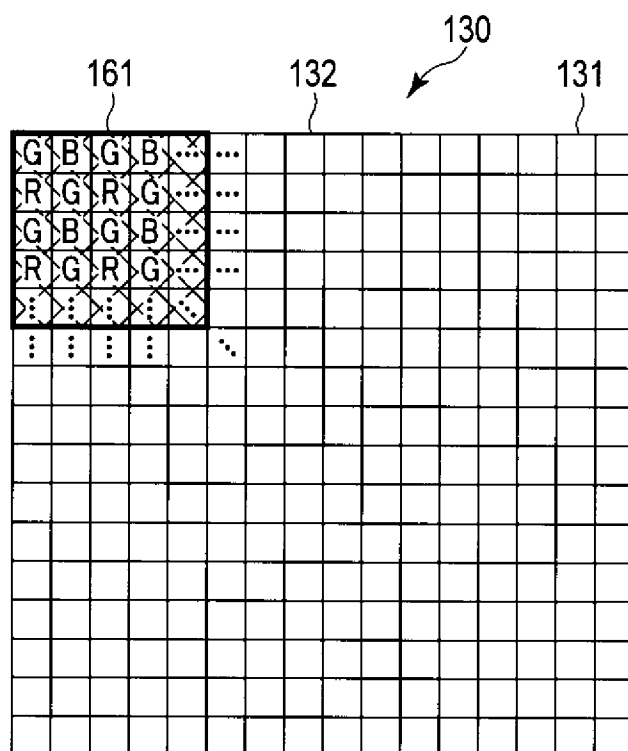
[図2]



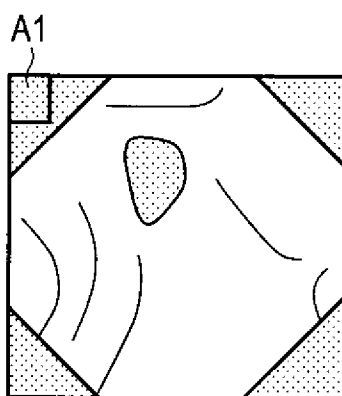
[図3]



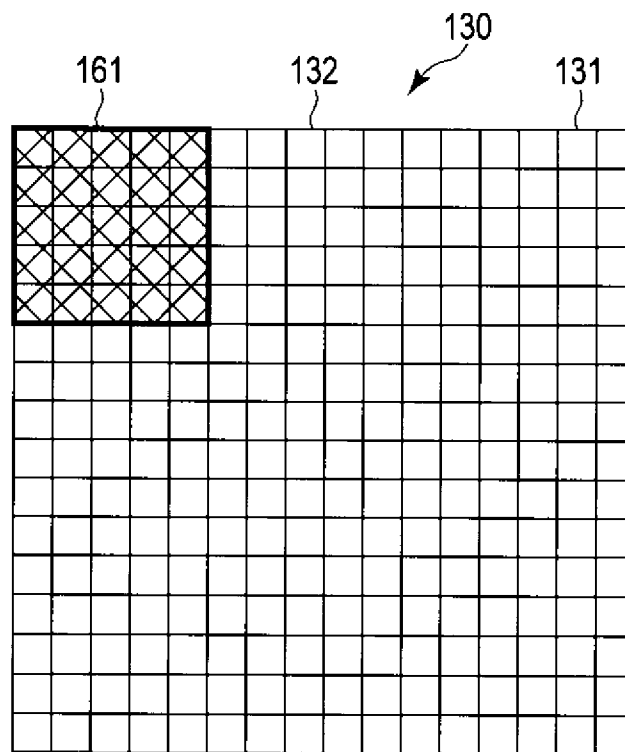
[図4A]



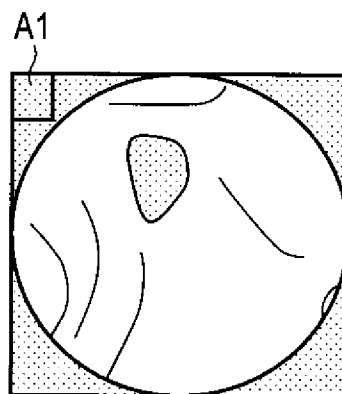
[図4B]



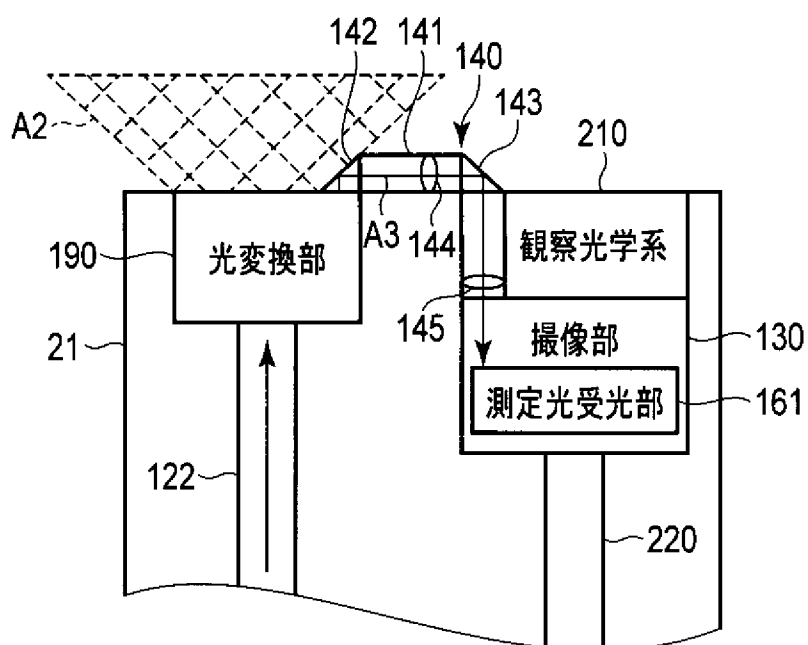
[図5A]



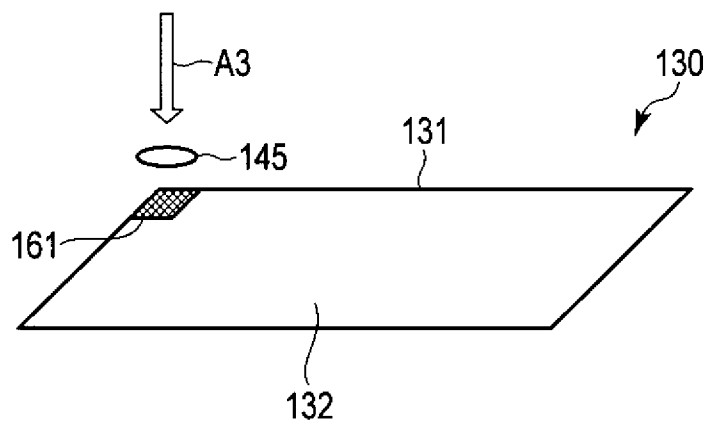
[図5B]



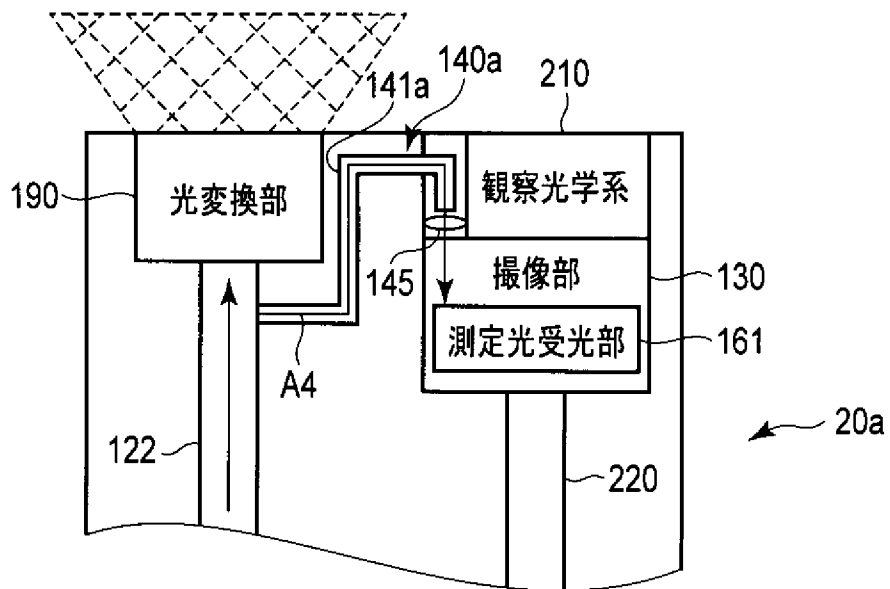
[図6]



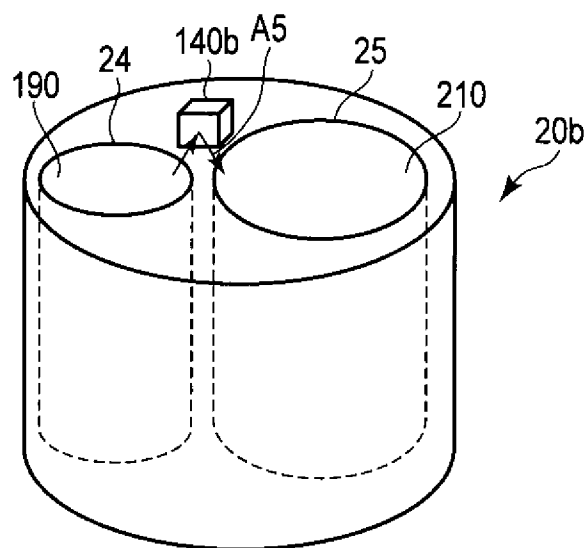
[図7]



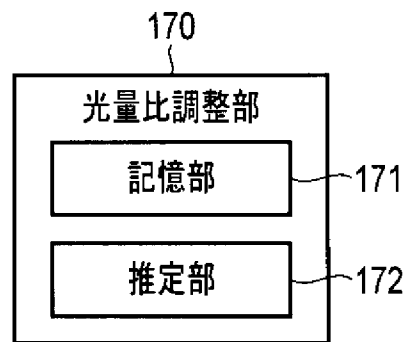
[図8]



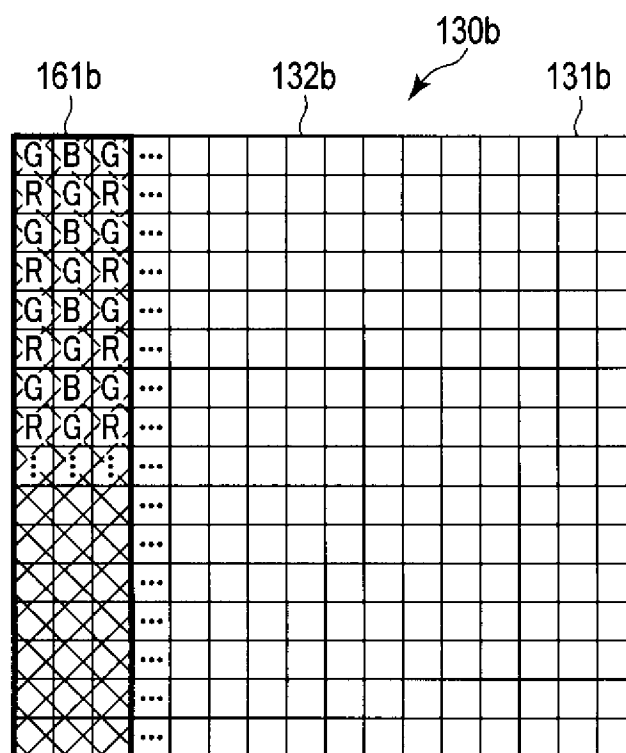
[図9]



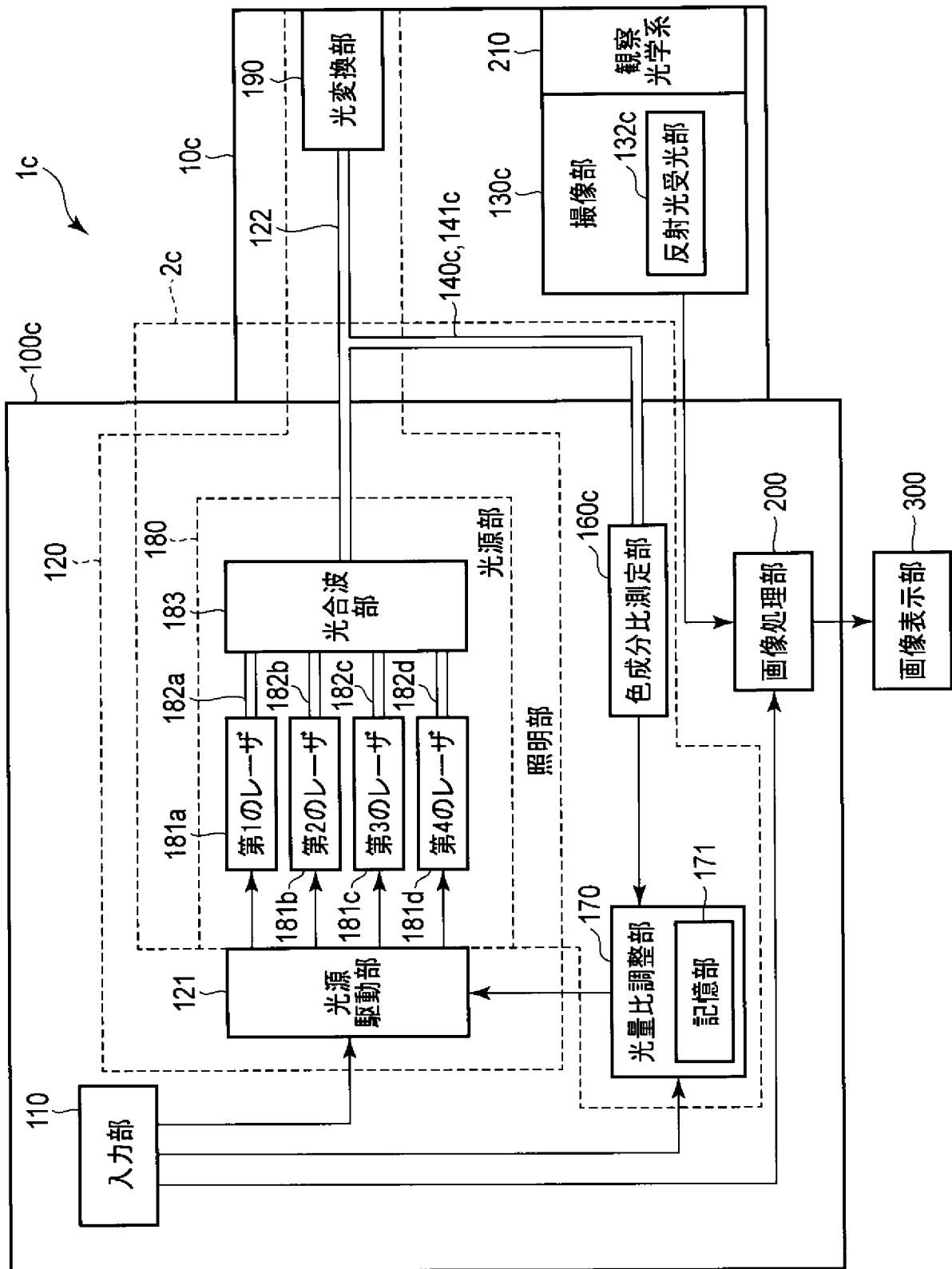
[図10]



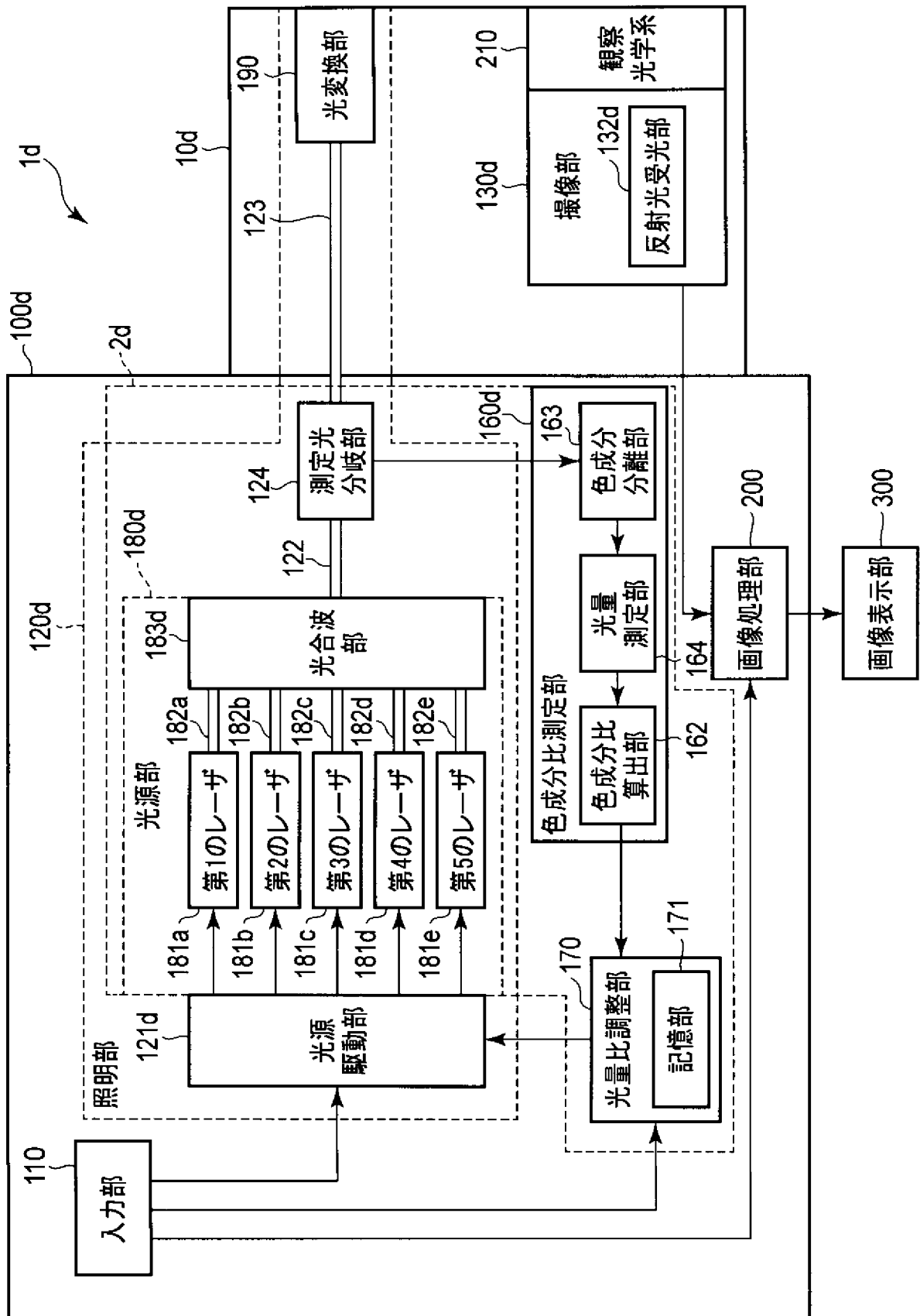
[図11]



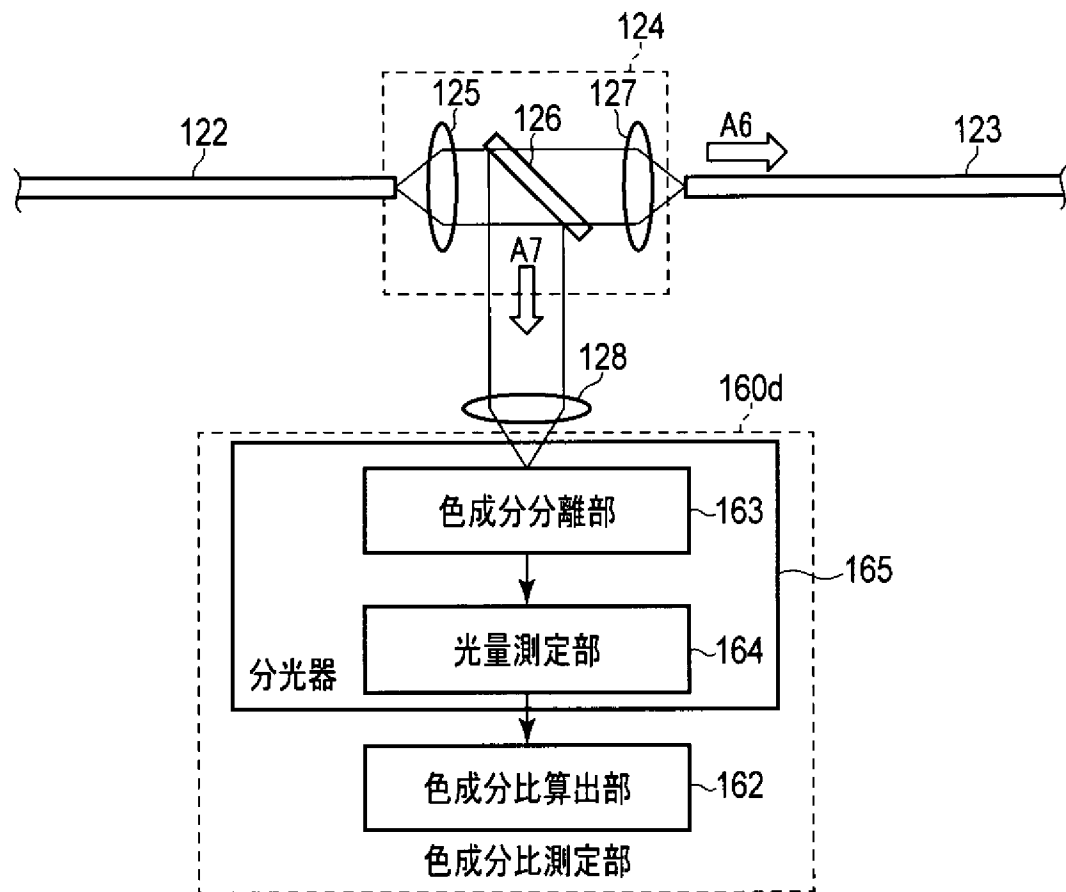
[図12]



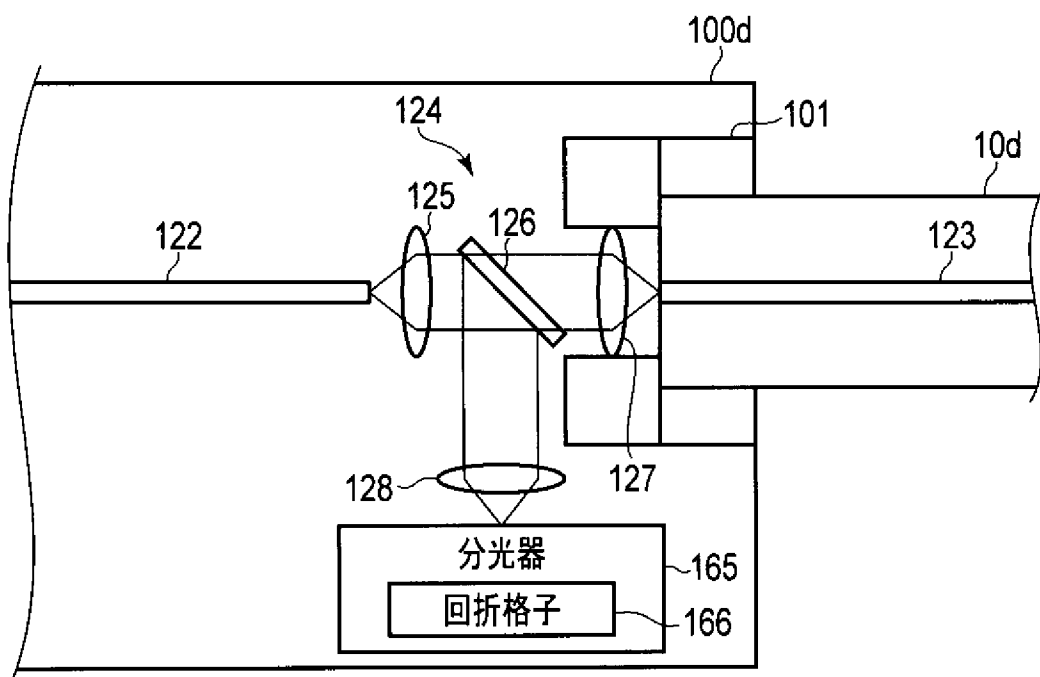
[図13]



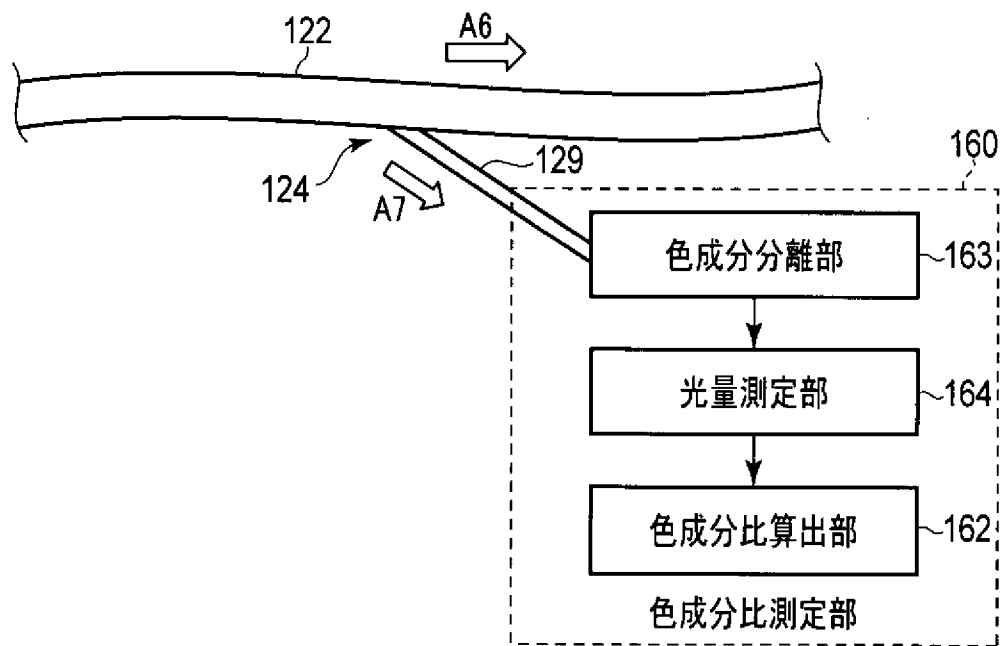
[図14]

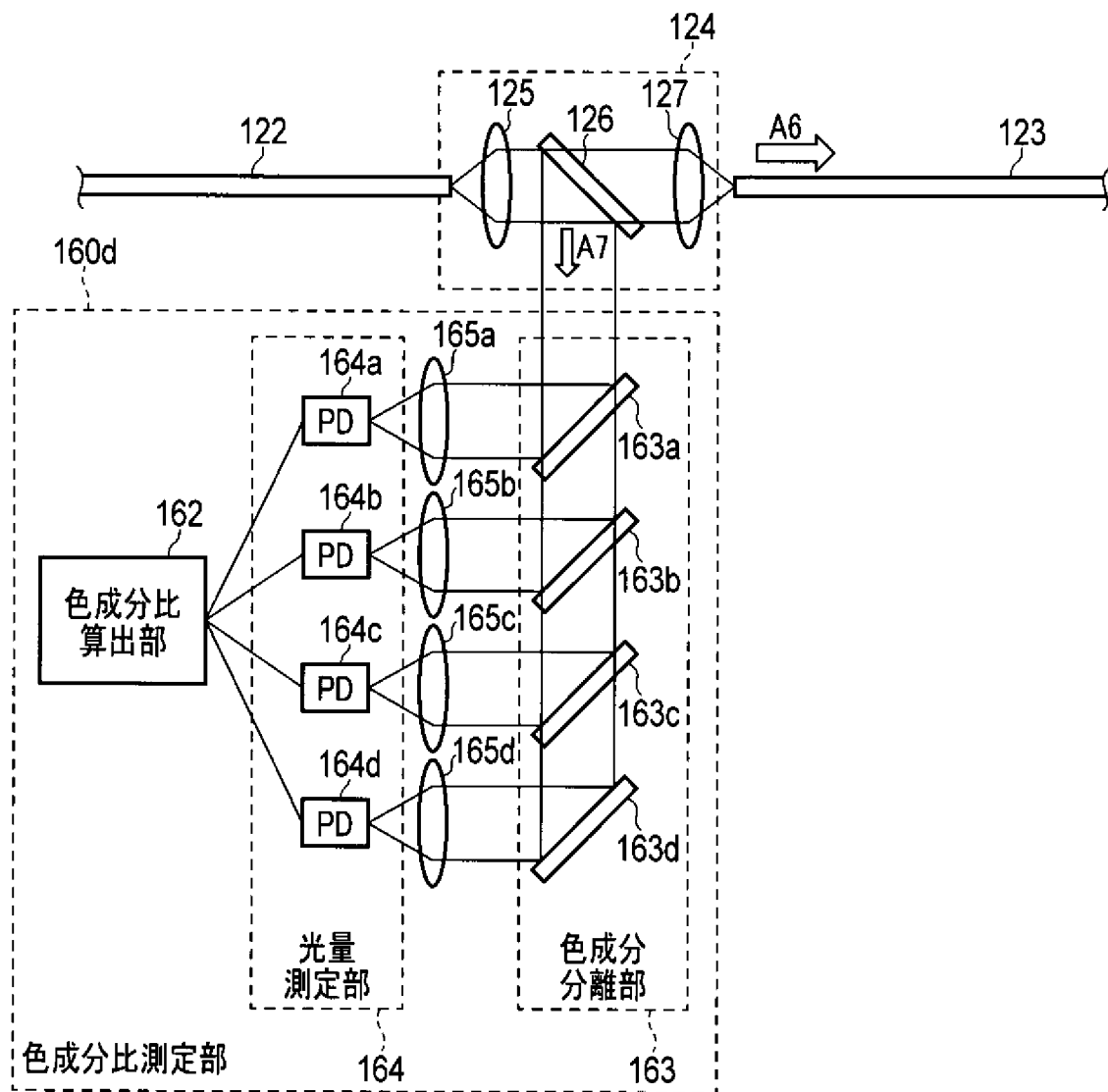


[図15]

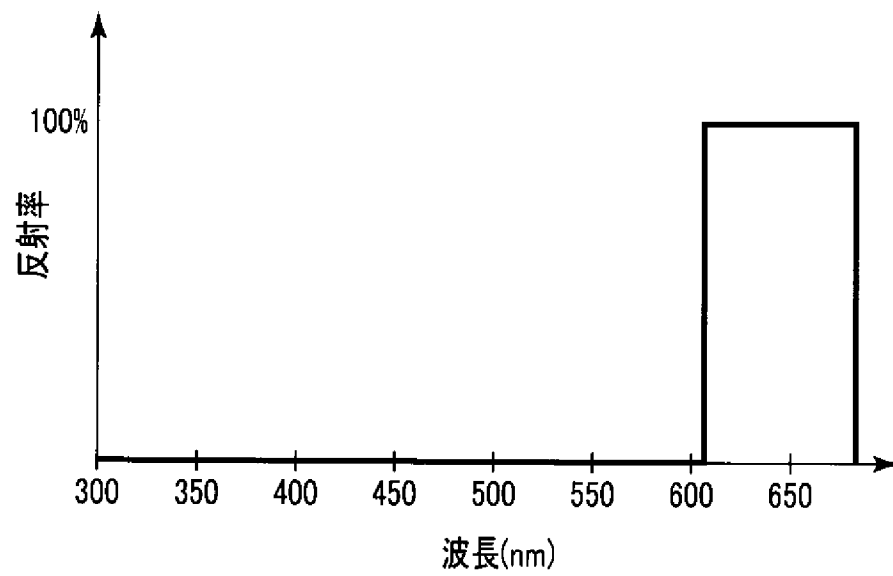


[図16]

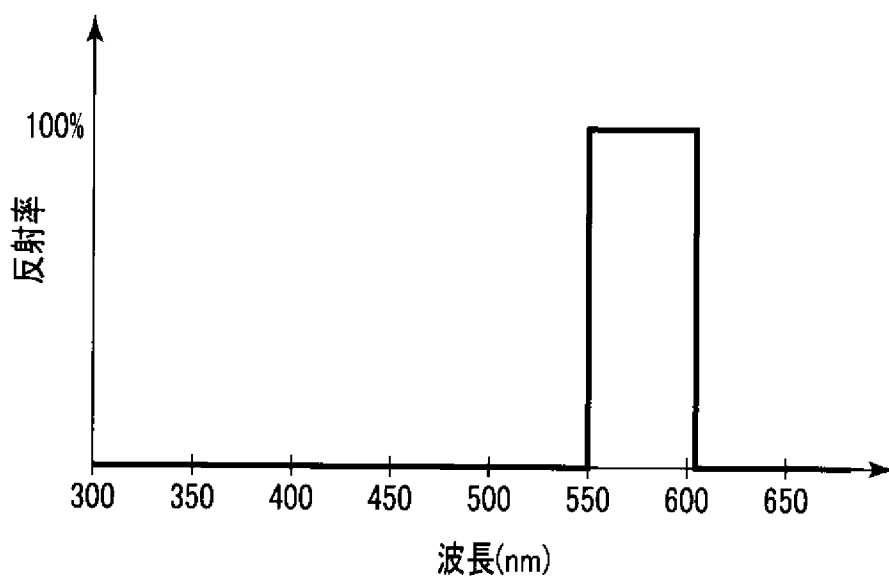




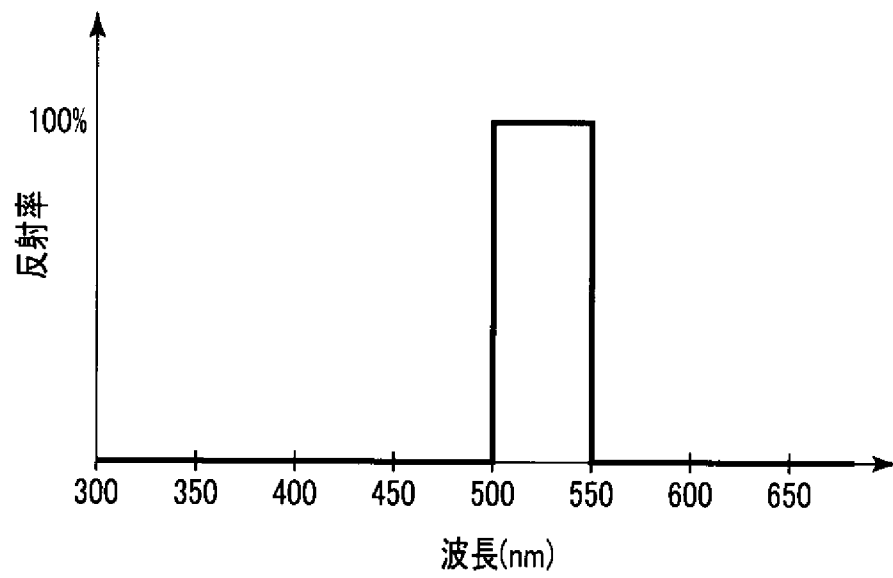
[図18]



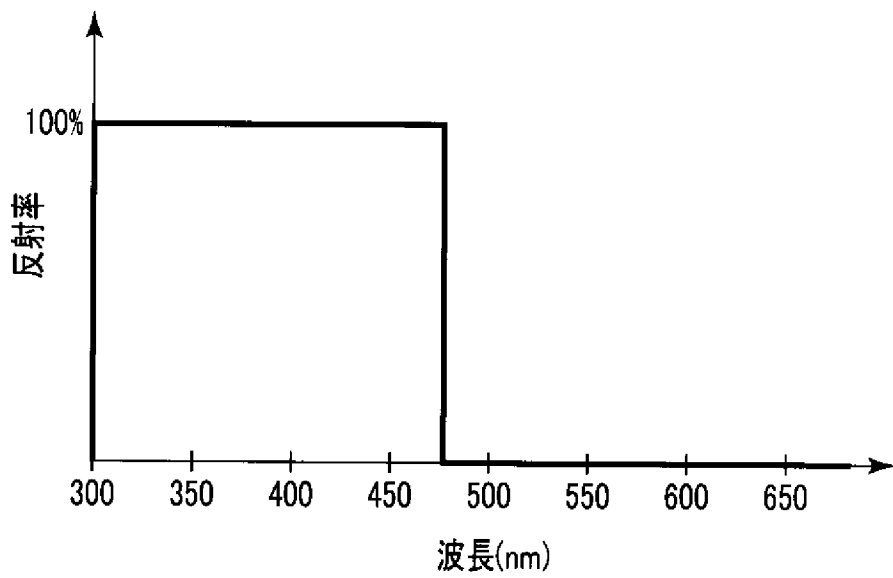
[図19]



[図20]



[図21]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/066217

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/06, A61B1/00, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2010-158413 A (Hoya Corp.), 22 July 2010 (22.07.2010), paragraphs [0006], [0020] to [0021], [0026], [0032], [0051] to [0052]; fig. 1 to 2 (Family: none)	1, 20 2-9, 11, 13-18, 21-22 10, 12, 19
Y	JP 2008-284030 A (Olympus Medical Systems Corp.), 27 November 2008 (27.11.2008), paragraphs [0017], [0045] to [0048], [0054]; fig. 1 to 4, 12 to 13 & US 2008/0283770 A1	2-9, 11, 13, 21-22
Y	JP 61-99484 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 17 May 1986 (17.05.1986), fig. 4 to 6 (Family: none)	11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
26 August 2015 (26.08.15)

Date of mailing of the international search report
08 September 2015 (08.09.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/066217

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 59-69052 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 April 1984 (19.04.1984), page 2, upper right column to lower right column; fig. 1 (Family: none)	14-18

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/06, A61B1/00, G02B23/24		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A Y	JP 2010-158413 A（H O Y A株式会社）2010.07.22, [0006], [0020]-[0021], [0026], [0032], [0051]-[0052] 及び図 1-2 （ファミリーなし） JP 2008-284030 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.11.27, [0017], [0045]-[0048], [0054] 及び図 1-4, 12-13 & US 2008/0283770 A1	1, 20 2-9, 11, 13-18 , 21-22 10, 12, 19 2-9, 11, 13, 21 -22
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 26.08.2015	国際調査報告の発送日 08.09.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 大▲瀬▼ 裕久 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3808

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 61-99484 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986. 05. 17, 図 4 - 6 (ファミリーなし)	11
Y	JP 59-69052 A (オリンパス光学工業株式会社) 1984. 04. 19, 第 2 頁 右上欄-右下欄及び第 1 図 (ファミリーなし)	14-18