

(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8月4日(04.08.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/120907 A1

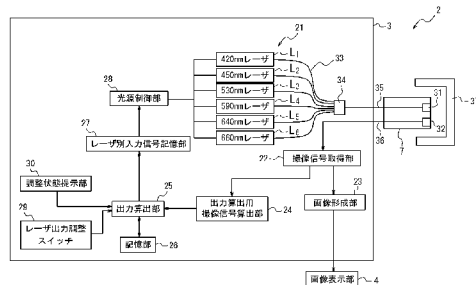
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/000429
- (22) 国際出願日: 2015年1月30日(30.01.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 亀江 宏幸 (KAMEE, 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). 藤田 浩正 (FUJITA, Hiromasa); 〒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). 西尾 真博 (NISHIO, Masahiro); 〒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).
- (74) 代理人: 杉村 憲司 (SUGIMURA, Kenji); 〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目2番1号 霞が関コモンゲート西館36階 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), ユーロアジア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (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))

(54) Title: ILLUMINATION DEVICE, ENDOSCOPIC SYSTEM, AND COLOR CORRECTION DEVICE

(54) 発明の名称: 照明装置、内視鏡システム及び色味補正装置

[図2]

FIG. 2



- 4... IMAGE DISPLAY UNIT
22... IMAGING SIGNAL ACQUISITION UNIT
23... IMAGE FORMING UNIT
24... UNIT FOR CALCULATING IMAGING SIGNAL FOR OUTPUT CALCULATION
25... OUTPUT CALCULATION UNIT
26... STORAGE UNIT
27... LASER-SPECIFIC INPUT SIGNAL STORAGE UNIT
28... LIGHT SOURCE CONTROL UNIT
29... LASER OUTPUT ADJUSTMENT SWITCH
30... ADJUSTMENT STATE PRESENTATION UNIT
L1... 420 nm LASER
L2... 450 nm LASER
L3... 530 nm LASER
L4... 590 nm LASER
L5... 640 nm LASER
L6... 660 nm LASER

(57) Abstract: An illumination device of an endoscopic system 1 comprises: a light source 21 provided with a plurality of lasers L₁-L₆ each having a different peak wavelength, the lasers L₁-L₆ being classified into a plurality of narrow-band light source groups Gr, Gg, and Gb; a color imaging unit 32 for detecting the illumination color of illumination light; a storage unit 26 for storing appropriate illumination colors of the narrow-band light source groups Gr, Gg, and Gb; an output calculation unit 25 for comparing, for each narrow-band light source group, illumination colors of emissions from the lasers L₁, L₂, L₃, L₄, L₅, L₆ belonging to the narrow-band light source groups Gr, Gg, and Gb and the appropriate illumination colors of the narrow-band light source groups Gr, Gg, and Gb, and calculating an appropriate output for each of the lasers L₁, L₂, L₃, L₄, L₅, L₆ belonging to the narrow-band light source groups Gr, Gg, and Gb; and a light source control unit 28 for controlling the lasers L₁ to L₆ on the basis of the calculated appropriate outputs.

(57) 要約: 内視鏡システム1の照明装置は、ピーク波長の異なる複数のレーザL₁~L₆を備える光源部21であって、該複数のレーザL₁~L₆が複数の狭帯域光源グループGr, Gg, Gbに分類されている光源部21と、照明光の照明色を検出するカラー撮像部32と、狭帯域光源グループGr, Gg, Gbの適正照明色を記憶する記憶部26と、狭帯域光源グループ毎に、狭帯域光源グループGr, Gg, Gbに属する複数のレーザL₁, L₂; L₃, L₄; L₅, L₆を発光して得られる照明色と、各狭帯域光源グループGr, Gg, Gbの適正照明色とを比べて、各狭帯域光源グループGr, Gg, Gbに属するレーザL₁, L₂; L₃, L₄; L₅, L₆毎の適正出力を算出する出力算出部25と、算出された適正出力に基

づいて、複数のレーザL₁~L₆を制御する光源制御部28とを備える。

明 細 書

発明の名称：照明装置、内視鏡システム及び色味補正装置

技術分野

[0001] 本発明は、照明装置及びこれを用いた内視鏡システム並びに色味補正装置に関する。

背景技術

[0002] 従来から用いられている光源に対し、ＬＥＤやレーザなど固体光源は低消費電力、高接続効率、小型、高速切替可能など様々な長所を有する。このような固体光源に対する技術革新は目覚しく、従来の光源に代わり内視鏡等への応用が進められている。固体光源の特徴として一般的に狭帯域波長の光を出力するため、照明用光源として使用する場合は、複数色の波長光が必要となる。そのため、発光波長の異なる複数種類の狭帯域光源を用意し、これらの光源から射出される光を常に色味を一定にして出力することが必要である。

[0003] 例えば、特許文献１では、電子内視鏡用の光源の分光特性を制御する方法が開示されている。具体的な方法としては、まず、ＲＧＢのフルカラーＬＥＤにより照明された白色物体の映像を、電子内視鏡の先端部に設けられたカラー単板式撮像素子により検出する。次に、検出された各色信号を、プロセス回路を介して光源部の比較回路に入力する。そして、各色信号の信号振幅レベルを比較回路において比較し、その結果に基づいてフルカラーＬＥＤの各発光出力を制御するＬＥＤドライバを制御して、カラー単板式のＣＣＤにおいて検出される各色信号の信号振幅レベル相互間における比が１となるようにする、というものである。この方法では、電子内視鏡に用いられるカラーＣＣＤの波長感度特性に関わりなく、適正なカラー画像を撮像できる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献１：特開２００２－１２２７９４号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、LEDやレーザなど狭帯域光源を照明光として利用する場合、個体ごとに、あるいは経時的に波長や光量がずれることから、結果として出力される画像が変化してしまうという課題を有している。実際に、LEDやレーザは、中心波長から個体ごとに±5nm程度、大きいもので±10nm程度のバラつきを有する。キセノン光源、ハロゲン光源などブロードなスペクトルを有する光源の場合、このように波長がずれたとしても、広い波長範囲の光を多く含んでいるため、情報が欠落してしまったり強調されてしまったりという変動が少ない。一方、上記狭帯域光源で取得できる画像情報は、単波長の波長情報に基づくものであるため、それらが個々に波長変動または光量変動することにより画像が比較的大きく変化してしまう。

[0006] したがって、これらの点に着目してなされた本発明の目的は、複数の狭帯域光源を用いる照明装置及び内視鏡システムにおいて、狭帯域光源個ごとの波長や光量が変動しても、安定した色味の照明光を照射することができる照明装置及びこれを用いた内視鏡システム並びに色味補正装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成する照明装置の発明は、

ピーク波長の異なる複数の狭帯域光源を備える光源部であって、前記複数の狭帯域光源がピーク波長によって複数の狭帯域光源グループに分類され、且つ、前記狭帯域光源グループのうち複数の前記狭帯域光源で構成される狭帯域光源グループを第1種狭帯域光源グループとする、光源部と、

前記光源部の発光により得られる照明光の照明色を検出する検出部と、

前記第1種狭帯域光源グループ毎の第1の適正照明色を記憶する記憶部と、

、

前記第1種狭帯域光源グループ毎に、該第1種狭帯域光源グループに属する前記複数の狭帯域光源を発光して前記検出部から得られる照明色と、該第

1種狭帯域光源グループの前記第1の適正照明色とを比べて、前記第1種狭帯域光源グループに属する前記狭帯域光源毎の適正出力を算出する出力算出部と、

算出された前記適正出力に基づいて、前記光源部に含まれる前記複数の狭帯域光源を制御する光源制御部と、

を備えることを特徴とするものである。

[0008] 好ましくは、前記出力算出部は、前記第1種狭帯域光源グループ毎に、前記検出部から得られる照明色を、該第1種狭帯域光源グループの前記第1の適正照明色に近づけるように、前記第1種狭帯域光源グループに属する前記狭帯域光源毎の前記適正出力を算出する。

[0009] 上記目的を達成する内視鏡システムの発明は、
上記照明装置と、

該照明装置から射出される照明光によって生成された被観察部からの戻り光を画像信号に変換する撮像部と
を有することを特徴とするものである。

[0010] 好ましくは、前記撮像部は前記検出部を兼ね、該検出部は、前記第1種狭帯域光源グループ毎に取得される画像信号を、前記第1種狭帯域光源グループの前記照明色として検出する。

[0011] また、好ましくは、前記検出部は、標準被写体を前記被観察部側に配置した状態で、前記第1種狭帯域光源グループ毎に取得される前記標準被写体の画像信号を、前記第1種狭帯域光源グループの前記照明色として検出する。

[0012] あるいは、前記検出部は、前記光源部から出射した照明光から分岐された該照明光の一部に基づいて、前記照明色を検出しても良い。

[0013] さらに、複数の前記狭帯域光源グループに属する狭帯域光源を発光させ、前記照明装置から射出される照明光を観察照明光とし、

前記記憶部は、さらに第2の適正照明色を記憶しており、

前記出力算出部は、前記第1種狭帯域光源グループ毎に、前記複数の狭帯域光源毎の適正出力を算出した後、前記観察照明光を、前記第2の適正照明

色に近づけるように、同一の前記第1種狭帯域光源グループに所属する前記狭帯域光源毎の前記適正出力の比である出力比を維持したまま、それぞれの前記複数の狭帯域光源グループに属するそれぞれの前記狭帯域光源の出力を算出するようにすることが好ましい。

[0014] ここで、前記第2の適正照明色は、前記複数の狭帯域光源グループを組み合わせて得られる照明色であり、

前記出力算出部は、前記観察照明光を前記第2の適正照明色と実質的に同一の照明色を有するように、前記複数の狭帯域光源グループに属するそれぞれの前記狭帯域光源の出力を算出するように構成することができる。

[0015] また、前記撮像部は、互いに波長感度特性の異なる複数のカラー受光素子からなり、

同一の前記第1種狭帯域光源グループに属する複数の狭帯域光源は、互いに重なり合わない複数の波長領域の中の同一の波長領域にピーク波長を有するようにすることができる。

[0016] あるいは、前記撮像部は、互いに波長感度特性の異なる複数のカラー受光素子からなり、

同一の前記第1種狭帯域光源グループに属する狭帯域光源は、それぞれ異なる互いに重なり合わない複数の波長領域にピーク波長を有するようにしても良い。

[0017] さらに、前記第1種狭帯域光源グループの少なくとも1つは、特殊光観察時に用いられる狭帯域光源からなることができる。

[0018] また、前記標準被写体は、前記撮像部に対向する面の少なくとも一部が白色の領域を有することができる。

[0019] さらに、上記内視鏡システムは、 L 、 M 、 N を1以上の自然数とし、前記狭帯域光源グループの数を L 、前記狭帯域光源グループのそれぞれに所属する狭帯域光源の数のうち最大の数を M 、前記カラー受光素子のカラー種類数を N としたとき、

$N \geq L$ かつ $N \geq M$

であることが好ましい。

[0020] また、前記照明装置の備える前記狭帯域光源の数は、4以上9以下であることが好ましい。

[0021] また、前記光源部は、前記狭帯域光源グループに属する狭帯域光源の同時発光を、前記狭帯域光源グループごとに順次行い、前記撮像部は、前記狭帯域光源の発光のタイミングに合わせて前記画像信号を取得し、前記画像信号を元にカラー画像を生成しても良い。

[0022] また、その場合、前記標準被写体は、前記撮像部に対向する面の一部が、3つ以上の異なる色を有する領域に区分されていても良い。

[0023] さらに、上記目的を達成する色味補正装置の発明は、

ピーク波長の異なる複数の狭帯域光源を備える光源装置であって、前記複数の狭帯域光源がピーク波長によって複数の狭帯域光源グループに分類され、且つ、前記狭帯域光源グループのうち複数の前記狭帯域光源で構成される狭帯域光源グループを第1種狭帯域光源グループとする、光源装置の色味補正を行う色味補正装置であって、

前記光源装置の発光により得られる照明光の照明色を検出する検出部と、
前記第1種狭帯域光源グループ毎の適正照明色を記憶する記憶部と、

前記第1種狭帯域光源グループ毎に、該第1種狭帯域光源グループに属する前記複数の狭帯域光源を発光して前記検出部から得られる照明色と、該第1種狭帯域光源グループの前記第1の適正照明色とを比べて、前記第1種狭帯域光源グループに属する前記狭帯域光源毎の適正出力を算出する出力算出部とを備えることを特徴とするものである。

発明の効果

[0024] 本発明によれば、出力算出部が、第1種狭帯域光源グループに属する複数の狭帯域光源を発光して、検出部から得られる照明色と、該第1種狭帯域光源グループの第1の適正照明色とを比べて、第1種狭帯域光源グループに属する狭帯域光源毎の適正出力を算出し、光源制御部が、算出された適正出力に基づいて、光源部に含まれる複数の狭帯域光源を制御するので、狭帯域光

源の個体ごとの波長や光量が変動しても、安定した色味の照明光を照射することができる。

図面の簡単な説明

[0025] [図1]第1実施の形態に係る内視鏡システムの外観図である。

[図2]図1の内視鏡システムの主要部分のブロック図である。

[図3]カラー撮像部の撮像素子の波長感度曲線、レーザ波長及び狭帯域光源グループの関係を示す図である。

[図4]R G B色空間における各狭帯域光源グループの色味補正を説明する図である。

[図5]青色領域の狭帯域光源グループの色味補正を説明する図である。

[図6]R G B色空間におけるホワイトバランス調整を説明する図である。

[図7]カラー被写体の例を示す図である。

[図8]緑色領域の狭帯域光源グループとして、L E Dのみを用いた場合の撮像素子の波長感度曲線、狭帯域光源の波長及び狭帯域光源グループの関係を示す図である。

[図9]緑色領域の狭帯域光源グループとして、L E D及びレーザを用いた場合の撮像素子の波長感度曲線、狭帯域光源の波長及び狭帯域光源グループの関係を示す図である。

[図10]第2実施の形態における、撮像素子の波長感度曲線、レーザ波長及び狭帯域光源グループの関係を示す図である。

[図11]R G B色空間における各狭帯域光源グループの色味補正を説明する図である。

[図12]R G B色空間におけるホワイトバランス調整を説明する図である。

[図13]第3実施の形態における、撮像素子の波長感度曲線、レーザ波長及び狭帯域光源グループの関係を示す図である。

[図14]R G B色空間における各狭帯域光源グループの色味補正を説明する図である。

[図15]第4実施の形態に係る色味補正装置の構成を光源装置とともに示すブ

ロック図である。

[図16]第5実施の形態に係る内視鏡システムの主要部分のブロック図である。

[図17]図16の検出部を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0026] 本発明は、複数波長のレーザ光源群を照射することで、色再現性の高い自然な観察が可能な照明装置、および、該照明装置を含んだ内視鏡並びに色味補正装置を提供するものである。本願において「狭帯域光源」とは、特定の狭い領域に波長強度を有する光源を意味し、レーザ、LED等を含む。実施形態では、レーザを例に記述しているが同様に狭帯域スペクトルの光を出射するLEDでも同様の効果が得られる。また、「色味」とは、色の見え方を意味するものである。特に、二種類以上の異なる波長の光を混合した場合、生成される光が白色物体を照射した際に観察される色彩を表す。さらに、本願において、レーザを数える場合は、波長の異なるレーザどうしを別々のレーザとして数える一方、1波長の出力を上げるためやスペックル低減、コスト削減などの理由で、同波長レーザを複数個設置しているレーザに関しては、別個のレーザとして数えないものとする。LEDについても同様である。

[0027] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

[0028] (第1実施の形態)

図1は、第1実施の形態に係る内視鏡システム1の外観図である。また、図2は、図1の内視鏡システム1の本発明に関連する主要部分のブロック図である。図1に示すように、内視鏡システム1は、内視鏡2、内視鏡2と着脱自在に接続する内視鏡システム本体3、及び、内視鏡2で撮像された画像を表示する画像表示部4を有している。

[0029] 内視鏡2は、体腔内に挿入される細長い挿入部5、及び、挿入部5の体腔に挿入される先端部側の反対側（基端部側）に配設された操作部6を備える。挿入部5は、先端部から基端部側に向けて、先端硬質部7、湾曲部8及び可撓管部9を有する。また、操作部6は、内視鏡2を把持するための把持部

10及びユニバーサルコード11を備える。把持部10には、湾曲部8を操作するための湾曲ダイヤル12や内視鏡観察中にさまざまな操作を行うためのスイッチ13が設けられている。

[0030] 図2に示すように、内視鏡システム1の内視鏡システム本体3は、光源部21、撮像信号取得部22、画像形成部23、出力算出用撮像信号算出部24、出力算出部25、記憶部26、レーザ別入力信号記憶部27、光源制御部28、レーザ出力調整スイッチ29、調整状態提示部30を有している。撮像信号取得部22、画像形成部23、出力算出用撮像信号算出部24、出力算出部25、記憶部26、レーザ別入力信号記憶部27、光源制御部28は、プロセッサおよびメモリを有する同一のまたは複数のコンピュータハードウェアに実装することができる。また、内視鏡2の先端硬質部7には、配光変換部材31及びカラー撮像部32（検出部）が配設されている。

[0031] 光源部21は、それぞれ光源制御部28により個別に制御される波長の異なる6つのレーザ $L_1 \sim L_6$ 、及びコンバイナ34を有する。レーザ $L_1 \sim L_6$ は、半導体レーザなど固体レーザを用いることができる。各レーザ $L_1 \sim L_6$ の波長は、それぞれ420nm、450nm、530nm、590nm、640nm、660nmである。各レーザ $L_1 \sim L_6$ からの光は、6本の光ファイバ33により導波され、コンバイナ34に入射される。コンバイナ34では、上記6つのレーザ $L_1 \sim L_6$ からの光ファイバ33の出力が結合され、1本の光ファイバ35に出力される。1本の光ファイバ35に集約された6波長混合光は、光ファイバ35によって、内視鏡2のユニバーサルコード11を通り、挿入部5の先端硬質部7まで導光される。

[0032] 光ファイバ35の先端の配光変換部材31は、光ファイバ35を導光された6波長混合光を、照明に適した配光に変換し、前方に照明光として射出する。配光変換部材31としては、照明光の口径を拡大するためのレンズ、光量を空間的に均一化するための拡散機能を有する拡散部材、またはこれらを組み合わせたもの等で構成される。

[0033] 内視鏡システム1の通常の観察において、観察対象（被観察部）は、挿入

部5先端の前方に配置される。配光変換部材31とほぼ同じ面に撮像部としてのカラー撮像部32が配置され、観察対象からの戻り光を面で2次元的に受光し、物体のイメージ像を画像信号として電気信号群に変換し、信号線36を介して内視鏡システム本体3へ送信する。送信された画像信号は、撮像信号取得部22が受信し、続いて画像形成部23に送信する。画像形成部23は、表示のための画像処理を行い、処理された画像信号を画像表示部4に送信し、画像表示部4により画像を表示する。画像表示部4は、例えば、液晶ディスプレイなどのモニター装置である。装置使用者はこの画像を視認することで観察対象を観察する。

[0034] 次に、内視鏡システム1における、レーザ個体バラつき及び撮像素子感度バラつきに起因する画質バラつきを解消するための出力バランス調整について説明する。本実施の形態では、発振波長の近いレーザどうしを同一の狭帯域光源グループに属するものとし、同一の色領域内の狭帯域光源グループのレーザどうしで出力バランス調整を行う。個々のレーザ $L_1 \sim L_6$ の光量や波長に変動がある場合でも、またカラー撮像部32の撮像素子が個体ごとに感度バラつきがある場合でも、同じ狭帯域光源グループに属するレーザ群どうしで出力比を調整し、カラー撮像部32で同じ照明色（同じ信号出力値）が得られるようにすることで、個々のバラつきを補完し、安定した画像信号を取得することができる。

[0035] 具体的には、照明光の色味を構成する原色毎に安定化させるために、波長領域毎に区分する。区分の方法としては、カラー撮像部32の撮像素子の持つ波長感度特性に準じて行うことが望ましい。撮像素子には一般的に複数種類の異なる波長感度特性を有する原色画素が規則正しく並んでいる。より一般的には赤色、緑色、青色の原色カラーフィルタが設置された3種類の画素が配列されている。

[0036] 図3は、カラー撮像部32の撮像素子の波長感度曲線 $S_1 \sim S_3$ 、レーザ波長及び狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b の関係を示す図である。図3の波長感度曲線 $S_1 \sim S_3$ は、それぞれ撮像素子の青色、緑色、赤色の各波長感度曲

線を、各色の撮像素子のカラーフィルタの分光透過率によって示している。このように、カラー撮像部32は、互いに波長感度特性の異なるカラー受光素子からなる。また、縦に延びる直線は横軸の座標によりピーク波長を示すレーザである。それぞれ異なる波長感度曲線 $S_1 \sim S_3$ の高さが逆転するグラフ上の交点を境界として、各レーザをグループ分けすることが望ましい。しかし、実際には、撮像素子感度特性を実際に測定することに困難があるため、赤色狭帯域光源グループGrを波長が600nm以上、緑色狭帯域光源グループGgを500nm以上600nm未満、青色狭帯域光源グループGbを波長が500nm未満とする簡易な区分けを採用することもできる。このように、本実施の形態では、同一の狭帯域光源グループGb, Gg, Grに属するレーザ $L_1, L_2; L_3, L_4; L_5, L_6$ は、互いに重なり合わない複数の波長領域の中の同一の波長領域に異なるピーク波長を有している。なお、本願においては、レーザ $L_1, L_2; L_3, L_4; L_5, L_6$ 等の記載により、レーザ L_1 と L_2 、レーザ L_3 と L_4 、レーザ L_5 と L_6 が、それぞれグループになっていることを示すものとする。

[0037] 本実施の形態では、同一の狭帯域光源グループGr, Gg, Gbに属するレーザどうしで色味を補完する。同じ色味／明るさの被写体を撮像する際に、光源の波長特性が変化したり、使用する内視鏡が異なってもカラー撮像部32から出力されるRGB信号が、所定の信号値となるように調整することによって、各内視鏡装置における画像の安定化に繋がるとともに、異なる内視鏡装置であっても同じ色味の画像が得られる。この色味補完の目的のため撮像素子から出力されるRGB画像信号の信号値をパラメータとして用いる。

[0038] 上述のように、図3には、各色の狭帯域光源グループGr, Gg, Gbによる光源のグループ分けを示している。より具体的には、レーザ L_1 及びレーザ L_2 は青色狭帯域光源グループGb、レーザ L_3, L_4 は緑色狭帯域光源グループGg、レーザ L_5, L_6 は赤色狭帯域光源グループGrに、それぞれ属する。また、以下では狭帯域光源グループのうち、複数の狭帯域光源を含むものを

第1種狭帯域光源グループとする。したがって、単一の狭帯域光源のみで狭帯域光源グループを形成する場合は、第1種狭帯域光源ではない。図3に示す赤色狭帯域光源グループG_r、緑色狭帯域光源グループG_g、青色狭帯域光源グループG_bは、何れも第1種狭帯域光源グループである。

[0039] 次に、同じ狭帯域光源グループに属するレーザ間の出力調整の方法について説明する。図2に示すように、使用者はまず挿入部5の先端の観察対象側に標準被写体として所定の標準白色板37を所定の距離、角度で設置する。内視鏡システム本体3にはレーザ出力調整スイッチ29があり、それが押されると予め設定された手順に従って、狭帯域光源グループG_b、G_g、G_r毎にレーザL₁、L₂；L₃、L₄；L₅、L₆が出力され、各レーザ出力の適正化を内部で算出する。

[0040] 本実施形態の場合、例えば、短波長の狭帯域光源グループから順に出力させることができる。すなわち、青色狭帯域光源グループG_bに属するレーザL₁、L₂、緑色狭帯域光源グループG_gに属するレーザL₃、L₄、赤色狭帯域光源グループG_rに属するレーザL₅、L₆を、各狭帯域光源グループごとに発光させ、発光する狭帯域光源グループG_b、G_g、G_rを順次切り替えていくことができる。

[0041] 各狭帯域光源グループごとに射出した照明光（複数レーザの混合波）は、標準白色板37で反射され、その照明色は、標準白色板37からの画像信号としてカラー撮像部32により検出され撮像信号取得部22により取得される。撮像信号取得部22からの画像信号は、出力算出用撮像信号算出部24に送信される。出力算出用撮像信号算出部24は、例えば、画像信号の中から、所定の中心画素など代表画素の信号値（「照明色」に対応する）を抽出し、出力算出部25に出力する。各狭帯域光源グループ毎に取得した信号値を、現状信号値と称し、狭帯域光源グループG_r、G_g、G_bごとに、N_r（r_{Rn}， g_{Rn}， b_{Rn}），N_g（r_{Gn}， g_{Gn}， b_{Gn}），N_b（r_{Bn}， g_{Bn}， b_{Bn}）で表す。「現状信号値」とは、照明色の調整を行う前の照明色に対応する信号値である。

[0042] なお、現状信号値 N_r 、 N_g 、 N_b は、いずれかの代表画素 1 画素から得られる信号値に限られず、標準白色板 37 から得られる全体もしくは一部分の領域の信号群に対する平均値やピーク値などでも良い。このような代表画素もしくは特定の領域に対する現状信号値を取得することにより、レーザ及び撮像素子個体バラつきを安定的に補正することができる。

[0043] 図 4 は、RGB 色空間における各狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b の色味補正を説明する図である。図 4 において、各レーザ $L_1 \sim L_6$ の RGB の信号値がバラつく想定される範囲を、それぞれ、破線で囲まれた R_{420} 、 R_{450} 、 R_{530} 、 R_{590} 、 R_{640} 、 R_{660} で示している。記憶部 26 は、狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b の第 1 の適正照明色を適正信号値 $T_r(r_{Rt}, g_{Rt}, b_{Rt})$ 、 $T_g(r_{Gt}, g_{Gt}, b_{Gt})$ 、 $T_b(r_{Bt}, g_{Bt}, b_{Bt})$ として記憶している。第 1 の適正照明色とは、狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b からの照明光の照射により実現すべき色味であり、記憶部 26 により各狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b ごとの適正な画像信号として記憶される。 G_b 、 G_g 、 G_r の第 1 の適正照明色は、レーザ L_1 、 L_2 ； L_3 、 L_4 ； L_5 、 L_6 の出力や画像取得部 22 の想定される波長バラつきのうち、最大限バラついても調整可能な範囲のものを記憶している。

[0044] 出力算出部 25 は、各狭帯域光源グループ G_b 、 G_g 、 G_r 内における各レーザ L_1 、 L_2 ； L_3 、 L_4 ； L_5 、 L_6 の出力を調整して第 1 の適正照明色の照明光を得る具体的な算出方法を記憶し、これを実行する。

[0045] 例えば、出力算出部 25 は、出力算出用撮像信号算出部 24 から得られる、青色狭帯域光源グループ G_b に含まれる、レーザ L_1 (波長 420 nm)、レーザ L_2 (波長 450 nm) を同時に照射したときの狭帯域光源グループ G_b の現状信号値 $N_b(r_{Bn}, g_{Bn}, b_{Bn})$ を取得／算出する。また、記憶部 26 から青色狭帯域光源グループ G_b に対する適正信号値、 $T_b(r_{Bt}, g_{Bt}, b_{Bt})$ を取得する。次に、出力算出部 25 は、青色狭帯域光源グループ G_b の現状信号値 $N_b(r_{Bn}, g_{Bn}, b_{Bn})$ と適正信号値、 $T_b(r_{Bt}, g_{Bt}, b_{Bt})$ とを比べて、各レーザ L_1 、 L_2 の出力を算出する。より具体的には、数学的に現状

信号値 $Nb (r_{Bn}, g_{Bn}, b_{Bn})$ から適正信号値 $Tb (r_{Bt}, g_{Bt}, b_{Bt})$ までの座標上の距離を算出し、この距離に応じた計算を行い、適正信号値 Tb により近付けるように（すなわち、第1の適正照明色に近づくように）、各レーザ L_1, L_2 の適正出力を算出する。このとき、適正信号値 Tb に正確に合わせられないことも十分あり得るため、最も適正信号値にRGB色空間の座標上で近接した信号値となるよう各レーザ L_1, L_2 の出力を調整する。

[0046] 具体的な計算方法を、青色領域を例にとり、図5を参照して以下に説明する。図5は、青色狭帯域光源グループ G_b の色味補正を説明する図であり、図4のRGB色空間の青色部分を拡大して示している。

[0047] 青色狭帯域光源グループ G_b に属しているレーザ L_1, L_2 に使用される420nm帯及び450nm帯のレーザのそれぞれが、製造時の個体差及び経時変化によりバラつくRGB色空間上の領域を R_{420}, R_{450} とし、製造時に最も多く作製される仕様中心のレーザに関する信号値、閾値電流、及びスロープ効率を、それぞれ、中心信号値、中心閾値電流、及び、中心スロープ効率と呼び、420nm帯のレーザ及び450nm帯のレーザに対して以下のように表記する。

420nmレーザ中心信号値： $C_{420} (r_{420C}, g_{420C}, b_{420C})$

450nmレーザ中心信号値： $C_{450} (r_{450C}, g_{450C}, b_{450C})$

420nmレーザ中心閾値電流： I_{th420}

450nmレーザ中心閾値電流： I_{th450}

420nmレーザ中心スロープ効率： η_{420}

450nmレーザ中心スロープ効率： η_{450}

[0048] 一般的に上記中心信号値を示すレーザが入手できる確率が最も高いので、これらを結ぶ直線上に適正信号値 $Tb (r_{Bt}, g_{Bt}, b_{Bt})$ が設定されることが望ましい。420nm帯のレーザ及び450nm帯のレーザから、それぞれ、レーザ L_1, L_2 を採用し、調整前において、それらレーザ L_1, L_2 の混合光が適正信号値となる期待値が最も高い出力方法としては、420nmレーザ中心信号値 C_{420} から適正信号値 Tb までの距離（図5中「a」）と、450nm

mレーザ中心信号値 C_{450} から適正信号値までの距離（図5中「b」）の比となるように、レーザ L_1 、 L_2 の出力を設定することである。従って、レーザ L_1 の出力が「 $a \times$ 比例定数 m 」[mW]となることを期待して、レーザ L_1 に電流値、

$$I_{th420} + a \times \text{比例定数 } m \div \eta_{420} \quad (1)$$

を入力する。また、レーザ L_2 の出力が「 $b \times$ 比例定数 m 」[mW]となることを期待して、レーザ L_2 に電流値、

$$I_{th450} + b \times \text{比例定数 } m \div \eta_{450} \quad (2)$$

を入力する。このようにして出力された信号値が、現状信号値 N_b （ r_{Bn} , g_{Bn} , b_{Bn} ）となる。

[0049] 次に、RGB色空間上で、適正信号値 T_b を通り、420nmレーザ中心信号値 C_{420} と450nmレーザ中心信号値 C_{450} を接続した直線と直交する直線を適正信号値直交線とし、その適正信号値直交線と現状信号値 N_b とのRGB色空間の座標上での距離を算出する（図5中「c」とする）。図5の例では、現状信号値 N_b が適正信号値直交線よりも420nm帯レーザ側に存在するため、レーザ L_1 の出力を低下させ、逆にレーザ L_2 の出力を増加させることで、適正信号値 T_b に近づけることができる。具体的には、レーザ L_1 、 L_2 のレーザの印加電流を距離 c に基づき増減させる。

420nm帯レーザ L_1 の印加電流を、

$$I_{th420} + (a - c) \times \text{比例定数 } m \div \eta_{420} \quad (3)$$

450nm帯レーザ L_2 の印加電流を、

$$I_{th450} + (b + c) \times \text{比例定数 } m \div \eta_{450} \quad (4)$$

に変更して出力させる。

このようにして、青色狭帯域光源グループ G_b に属するレーザ L_1 、 L_2 について、適正なレーザ出力比が決定され、その出力比で同時に出力したときの信号値（適正化後出力信号値）が予想される。他の緑色および赤色狭帯域光源グループ G_g 、 G_r についても、同様の方法で、所属するレーザ L_3 、 L_4 ； L_5 、 L_6 の出力比を決定し、適正化後出力信号値を予想することができる。

- [0050] 適正化後出力信号値と適正信号値 T_b との RGB 色空間での距離は、 420nm レーザ中心信号値 C_{420} と 450nm レーザ中心信号値 C_{450} との間の距離の 10% 以内であれば、適正化後出力信号に基づく照明色と、第 1 の適正照明色との色味の差異は非常に小さい。したがって、適正化後出力信号値をこの範囲にすることによって、より効果が得られる。
- [0051] 次に、通常光観察をする際に出力される全てのレーザ $L_1 \sim L_6$ の出力比の調整方法について、図 6 を参照して説明する。図 6 は、RGB 色空間におけるホワイトバランス調整を説明する図である。
- [0052] まず、標準白色板 37 を配置した状態で、光源部 21 から各狭帯域光源グループ G_r, G_g, G_b 別に適正化された出力比で、狭帯域光源グループ G_r, G_g, G_b 毎に所属するレーザを出力させ、カラー撮像部 32、撮像信号取得部 22 により、撮像信号を取得する。そうすることで、各狭帯域光源グループ G_r, G_g, G_b 内で適正化された各色の画素信号値を取得する。これを狭帯域光源グループ適正化後実測信号値と呼び、赤色、緑色及び青色についてそれぞれ、 $TNr(r_{Rtn}, g_{Rtn}, b_{Rtn})$, $TNg(r_{Gtn}, g_{Gtn}, b_{Gtn})$, $TNb(r_{Btn}, g_{Btn}, b_{Btn})$ とする。なお、各狭帯域光源グループの適正信号値 T_r, T_g, T_b と各狭帯域光源グループ適正化後実測信号値 TNr, TNg, TNb とは必ずしも一致しない。
- [0053] 一方、記憶部 26 は、観察時照射に使用する全ての狭帯域光源グループを同時照射したときの適正な観察照明色を「第 2 の適正照明色」として適正通常光信号値 $TNw(r_{Wt}, g_{Wt}, b_{Wt})$ を記憶している。出力算出部 25 は、上記狭帯域光源グループ G_r, G_g, G_b 内でのレーザの調整と同様に、各々の各狭帯域光源グループ適正化後実測信号値 TNr, TNg, TNb から適正通常光信号値 TNw までの距離を算出し、その距離に基づいて、全ての狭帯域光源グループ G_r, G_g, G_b のレーザ $L_1 \sim L_6$ を照射したときの観察照明光を標準白色板 37 に照射したときの照明色が、第 2 の適正照明色と実質的に同一となるように、狭帯域光源グループ G_r, G_g, G_b の出力値を算出する。その際、各狭帯域光源グループ G_b, G_g, G_r 内のレーザ L_1, L_2

; L_3 , L_4 ; L_5 , L_6 の出力比は維持したまま変更しないことが重要である。
これによって、各レーザ $L_1 \sim L_6$ の出力比が決定される。

[0054] なお、「実質的に同一」とは、RGB色空間の各座標方向において、適正通常光信号値 $T_{Nw}(r_{wt}, g_{wt}, b_{wt})$ とレーザ $L_1 \sim L_6$ の混合波の照明光の信号値との距離が、適正通常光信号値 $T_{Nw}(r_{wt}, g_{wt}, b_{wt})$ と各色適正信号値 T_b 、 T_g 、 T_r とのそれぞれの距離に対する平均値の5%以内であることを意味する。この程度の差異であれば、視認できる色味の差異は小さい。

[0055] 次に、出力算出部25は、各レーザ $L_1 \sim L_6$ の出力比に対応する入力信号を、レーザ別入力信号記憶部27に出力し、レーザ別入力信号記憶部27はこれを記憶する。次に、レーザ別入力信号記憶部27に記憶した各レーザ $L_1 \sim L_6$ の入力信号に基づいて、光源制御部28が光源部21の各レーザ $L_1 \sim L_6$ を適正化後の出力値で出力させる。出力算出部25は、検出される信号が、適正通常信号値 T_{Nw} の所定の範囲内にあることを確認し、レーザ $L_1 \sim L_6$ の出力比の調整を終了する。出力算出部25は、調整が終了したことを調整状態提示部30に通知し、調整状態提示部30は、表示や音等の手段でこれを使用者に知らせる。

[0056] 以降の内視鏡システム1の通常の観察において、レーザ別入力信号記憶部27に記憶された入力信号値が使用される。

[0057] 以上説明したように、本実施の形態によれば、光源部21の照明色の補正を行うのに、まず狭帯域光源グループ G_b , G_g , G_r ごとの出力調整を行う。このとき、標準白色板37を用い、光源部21の各狭帯域光源グループ G_b , G_g , G_r 毎に所属するレーザ $L_1 \sim L_6$ を同時に発光させ、カラー撮像部32から得られる照明色を、記憶部26に記憶された第1の適正照明色に近づけるように、各狭帯域光源グループに属するレーザ L_1 , L_2 ; L_3 , L_4 ; L_5 , L_6 毎の適正出力を算出した。これによって、レーザ個体ごとの波長のバラつきや経時的な光量の変動に対して、安定した色味の照明光を照射することが可能になる。これによって、装置毎に色味や明るさの安定した原色で構

成された通常光照明を照射することができ、演色性が安定し、装置間で安定な画像が取得できる。

- [0058] また、それぞれの狭帯域光源グループ G_b , G_g , G_r のレーザ L_1 , L_2 ; L_3 , L_4 ; L_5 , L_6 を、同じグループ内のレーザの出力比を変えないようにしながら、観察照明光を標準白色板 37 に照射したときの照明色が、第 2 の適正照明色と実質的に同一となるように、狭帯域光源グループ G_b , G_g , G_r 間の出力を調整したので、各狭帯域光源グループ G_b , G_g , G_r から得られた色味の安定した原色どうしが組み合わせられ、ほぼ第 2 の適正照明色に等しい白色の照明色が得られる。これによって、観察時期によらず安定した色味で演色性の高い画像が得られる。また、所定の第 2 の適正照明色になるように色味を調整するので、レーザの個体差や経時変化の影響を受け難い。
- [0059] さらに、従来、カラー撮像部 32 の撮像素子に関しても個体毎に波長感度特性バラつきが存在し、撮像素子が変わるごとに、取得される画像の色味に変化が生じていた。しかし、本実施の形態によれば、内視鏡システムにおける画像観察に用いるカラー撮像部 32 と同じカラー撮像部 32 を、照明光の色味を調整するためにも用いているので、レーザ $L_1 \sim L_6$ のみでなくカラー撮像部 32 の個体差に基づく色味の違いも、同時に加味してホワイトバランスが調整される。
- [0060] なお、狭帯域光源のピーク波長に関し、「互いに波長が異なる」とは、10 nm 以上スペクトルの離れたピーク波長を有するレーザについて述べることにする。その理由は、現在一般的に販売されている可視光 LD（レーザダイオード）の仕様の多くが 10 nm の誤差を許容することが多く、有意に波長を異ならせた別の波長光源として設置するのは、それ以上の波長差を有するレーザということになるからである。また、JIS（Japanese Industrial Standards）規格において演色性や照明色等を論じる場合の波長データ間隔は 5 nm が多い。このため、色が異なる別の波長光源として設置するには、少なくともその倍の 10 nm 以上の間隔がないと有意でないと考えられる。
- [0061] なお、本実施の形態に対して、種々の変形、変更が可能であり、その例を

以下に説明する。

[0062] まず、上記実施の形態においては、カラー撮像部 32 の撮像素子内に RGB 原色カラーフィルタが存在する内視鏡装置に対して、標準白色板 37 に照明光をほぼ同時に照射する色味補正方法（同時式）を開示したが、色味補正の方法はこれに限られない。例えば、撮像素子前面等にはカラーフィルタは存在せず、輝度情報だけ受光する撮像素子が設置しており、光源制御部 28 による光源部 21 の制御により、RGB の各色光を時系列に順次照明し、各色の光源の発光のタイミングに合わせて撮像部により画像信号を取得して被写体像をカラー化する手法（面順次法）も知られている。この場合、順次出力される RGB 各色に対応する狭帯域光源グループ G_r , G_g , G_b の出力調整を行うことが望ましい。ただしこの場合、カラー撮像部 32 とは異なり、撮像素子から出力される信号が輝度信号のみであるため、適正化する解が一義的に決められない。そのため、標準被写体側をカラー化する必要がある。そこで、上記実施形態（同時式）の標準白色板 37 に代えて、図 7 に例を示すカラー標準被写体 41 を使用する。カラー標準被写体 41 は、被写体面 42 が 3 つに分割され、それぞれ赤色（R）／青色（B）／緑色（G）に着色されている。このカラー標準被写体 41 の所定の各色部分を撮像したモノクロ信号値群を代表画素とし、上記実施の形態と同様に色味補正を行うことができる。なお、カラー標準被写体 41 の被写体面は 4 つ以上に分割され、それぞれ異なる色に着色されていても良い。

[0063] 次に、上記実施の形態では、全ての狭帯域光源がレーザの場合を開示したが、光源部 21 の構成はこれに限られない。例えば、緑色領域に関しては、レーザではなく、LED や蛍光体など異なる光源を用いることもできる。図 8 は、緑色領域の狭帯域光源グループ G_g として、緑色 LED である LED_1 のみを用いた場合の撮像素子の波長感度曲線 $S_1 \sim S_3$ 、狭帯域光源の波長及び狭帯域光源グループ G_r , G_g , G_b の関係を示す図である。このような場合、緑色狭帯域光源グループ G_g に関しては、狭帯域光源グループ G_g 内での出力比の調整を行わず、この光源 LED_1 の色味を信号として取得する。そ

して、通常観察を行うためのホワイトバランスの調整では、適正通常光信号値 T_{Nw} が得られるように、光量比が調整される。なお、この例では、緑色狭帯域光源グループ G_g は、第1種狭帯域光源グループではないが、赤色および青色狭帯域光源グループ G_r 、 G_b は、第1種狭帯域光源グループである。

[0064] また、図9は緑色領域の狭帯域光源グループ G_g として、LED及びレーザを用いた場合の撮像素子の波長感度曲線 $S_1 \sim S_3$ 、狭帯域光源の波長及び狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b の関係を示す図である。この図に示すように、緑色領域にレーザ L_3 と緑色LEDである LED_2 が混在している場合も考えられる。その場合、緑色LED及び緑色レーザ L_3 に関して補正する必要があるため、両方で色味補正を行う。なお、緑色レーザとして上記実施の形態と同じレーザ L_3 を例示したが、緑色LEDと組み合わせられるレーザは、上記実施の形態と異なる緑色レーザであっても良い。また、この例では、緑色狭帯域光源グループ G_g は、第1種狭帯域光源グループである。

[0065] また、狭帯域光源グループおよび狭帯域光源グループのそれぞれに所属するレーザの最大の数、カラー受光素子のカラー種類数以下であることが、安定的な照明の色味を実現し、安定的な演色性の画像を実現する面から望ましい。すなわち、 L 、 M 、 N を1以上の自然数とし、前記狭帯域光源グループの数を L 、前記狭帯域光源グループのそれぞれに所属する狭帯域光源の数のうち最大のを M 、前記カラー受光素子のカラー種類数を N としたとき、 $N \geq L$ かつ $N \geq M$ とすることが望まれる。

[0066] なぜなら、複数の狭帯域光源に対する適正信号値を達成する出力比に対して一義的に解が求まる状態とするためには、各狭帯域光源グループに所属する狭帯域光源（レーザ及びLED等）の数を、常にカラー撮像部から出力される信号種類数以下とする必要があるからである。カラー撮像部から出力される信号種類数は、カラー撮像部が有するカラー受光素子のカラー種類数に該当する。例えば一般的にはカラー撮像部が有するRGBのカラー種類と同

数の3以下であることが望ましい。狭帯域光源の数が4以上の場合、適正信号値を達成するレーザの出力比の解が複数考えられる場合があり、それにより演色性が異なってしまう。

[0067] 一方、狭帯域光源全体の数は、カラー受光素子のカラー種類数以上が望ましい。なぜなら、カラー撮像部のカラー種類数と同数のレーザのみで通常光の観察を実現する装置の場合、各色毎に部分調整をする必要が無いからである。上記の通り一般的にはカラー種類数は3であるため、4種類以上が望ましいということになる。従って、一般的なカラー撮像素子の場合、狭帯域光源全体の数は4以上9以下が望ましいということになる。このようにすることにより、狭帯域光源全体の出力比が各色毎に一義的に求まり、かつ第2の適正照明色にするための出力比が一義的に決まるため、常に同じ色味、同じ演色性の観察装置が達成される。

[0068] また、狭帯域光源グループ G_r 、 G_g 、 G_b に所属する狭帯域光源（レーザ及びLED等）を「同時に」照射する必要は必ずしもない。撮像素子が1フレームとして受光している間に、同一の狭帯域光源グループに所属する複数の狭帯域光源を順次光らせても良いし、フレーム毎に順次複数の狭帯域光源を照射しても良い。特に後者の場合、複数のフレームで取得した狭帯域光源情報を元にそれらを同時照射したとき適正信号色に最も近接する出力比を算出することが望ましい。

[0069] （第2実施の形態）

第2実施の形態は、第1実施の形態における内視鏡システムにおいて、図10に示すように、レーザのグルーピングの仕方を異ならせたものである。このため内視鏡システム1の構成は、図2に示した第1実施の形態の構成と同様である。なお、第1実施の形態と同じ、レーザ L_1 （420nm）、レーザ L_2 （450nm）、レーザ L_3 （530nm）、レーザ L_4 （590nm）、レーザ L_5 （640nm）、レーザ L_6 （660nm）の6つのレーザを使用する例を用いて説明するが、レーザの波長としてはこれに限定されず、種々のレーザを使用することができる。

[0070] 第2実施の形態のレーザ L_1 , L_3 , L_5 は、第1狭帯域光源グループ G_1 に所属し、レーザ L_2 , L_4 , L_6 は、第2狭帯域光源グループ G_2 に所属する。この区分の仕方としては、まず、カラー撮像部32の撮像素子の波長感度特性に応じてレーザ $L_1 \sim L_6$ のグルーピングを行い、青色領域に属する狭帯域光源としてレーザ L_1 , L_2 、緑色領域に属する狭帯域光源としてレーザ L_3 , L_4 、赤色領域に属する狭帯域光源としてレーザ L_5 , L_6 をそれぞれグルーピングする。次に各色領域からレーザを1つずつ選定しグルーピングをし直し、上述のような組み合わせとする。すなわち、第1および第2狭帯域光源グループ G_1 , G_2 に属する各レーザ L_1 , L_3 , L_5 ; L_2 , L_4 , L_6 は、それぞれ異なる互いに重なり合わない複数の波長領域にピーク波長を有している。

[0071] なお、レーザ数が第1および第2狭帯域光源グループ G_1 , G_2 の数の整数倍であり、赤色、緑色、青色の各色の波長領域から1つずつレーザをピックアップできることが好ましいが、レーザのグルーピングの方法はそれに限られない。第1および第2狭帯域光源グループ G_1 , G_2 の中には、いずれかの波長領域にピーク波長を有するレーザを1つも含まないものがある。あるいは、同一の波長領域から複数のレーザを選択していても良い。しかし、第1および第2狭帯域光源グループ G_1 , G_2 には、それぞれ複数のレーザが所属していることが必要である。

[0072] 以下に、レーザ $L_1 \sim L_6$ の出力調整の方法を説明する。

記憶部26は、第1および第2狭帯域光源グループ G_1 , G_2 の目標色（第1の適正照明色）として、それぞれの狭帯域光源グループ G_1 , G_2 で所定の色味になるように、第1および第2適正信号値 T_{W1} (r_{W1t} , g_{W1t} , b_{W1t}), T_{W2} (r_{W2t} , g_{W2t} , b_{W2t}) 値を記憶している。出力算出部25は、これらの適正信号値 T_{W1} , T_{W2} を記憶部26から読みだすことができる。

[0073] レーザ出力調整スイッチ29が操作され、出力調整処理が起動されると、光源制御部28は、レーザ別入力信号記憶部27に記憶された、入力信号に基づいて、第1狭帯域光源グループ G_1 に所属するレーザ L_1 , L_3 , L_5 を同時に射出する。内視鏡2の挿入部5の先、すなわち観察対象側には、第1実施

の形態と同様に標準白色板 37 が配置され、標準白色板 37 からの戻り光がカラー撮像部 32 で検出され撮像信号取得部 22 により取得される。次に、出力算出用撮像信号算出部 24 は、画面内のうち「中心画素」など代表画素の信号値である第 1 現状信号値 N_{w1} (r_{w1n} , g_{w1n} , b_{w1n}) を取得する。続いて第 2 狭帯域光源グループ G_2 に所属するレーザ L_2 , L_4 , L_6 を同時に射出し、第 2 現状信号値 N_{w2} (r_{w2n} , g_{w2n} , b_{w2n}) を取得する。これら第 1 現状信号値 N_{w1} , 第 2 現状信号値 N_{w2} は、出力算出部 25 に送信される。

[0074] 図 11 は、RGB 色空間における第 1 および第 2 狭帯域光源グループ G_1 , G_2 の色味補正を説明する図である。図 4 と同様に、破線で囲まれた領域 R_{420} , R_{450} , R_{530} , R_{590} , R_{640} , R_{660} は、それぞれ各レーザ $L_1 \sim L_6$ の RGB 色空間での信号値がバラつく想定される範囲を示している。第 1 および第 2 適正信号値 T_{w1} , T_{w2} 並びに第 1 及び第 2 現状信号値 N_{w1} , N_{w2} は、RGB 色空間で図 11 に示すように表示される。

[0075] 出力算出部 25 は、RGB 色空間における第 1 狭帯域光源グループ G_1 の現状信号値 T_{w1} と適正信号値 N_{w1} とを比べ、これらの間の乖離が最も小さくなるように、第 1 狭帯域光源グループ G_1 に所属するレーザ L_1 , L_3 , L_5 の出力比（適正レーザ出力比）を算出する。続いて同様に第 2 狭帯域光源グループ G_2 の現状信号値 T_{w2} と適正信号値 N_{w2} とを比べ、これらの間の乖離が最も小さくなるように、第 2 狭帯域光源グループ G_2 に所属するレーザ L_2 , L_4 , L_6 の出力比（適正レーザ出力比）を算出する。

[0076] 次に、出力算出部 25 は、第 1 狭帯域光源グループ G_1 及び第 2 狭帯域光源グループ G_2 について算出された各レーザの適正レーザ出力比を、レーザ別入力信号記憶部 27 に出力し、光源制御部 28 はこの適正レーザ出力比に基づいて光源部 21 を制御し、まず、第 1 狭帯域光源グループ G_1 について、所属するレーザ L_1 , L_3 , L_5 を、算出された適正レーザ出力比により射出させる。これにより、出力算出部 25 は、カラー撮像部 32、撮像信号取得部 22 及び出力算出用撮像信号算出部 24 を介して、第 1 適正化後実測信号値 $T N_{w1}$ (r_{w1tn} , g_{w1tn} , b_{w1tn}) を取得する。さらに、光源制御部 28 は、第 2 狭帯域

光源グループ G_2 について、所属するレーザ L_2 , L_4 , L_6 を、算出された適正レーザ出力比により射出させる。これによって、出力算出部25は、上記と同様に第2適正化後実測信号値 $T N w_2$ (r_{w2tn} , g_{w2tn} , b_{w2tn})を取得する。

[0077] 一方、記憶部26は、第1実施の形態と同様に、観察時照射に使用する全ての狭帯域光源グループを同時照射したときの「第2の適正照明色」として適正通常光信号値 $T N w$ (r_{wt} , g_{wt} , b_{wt})を記憶している。第1適正化後実測信号値 $T N w_1$ 及び第2適正化後実測信号値 $T N w_2$ 、並びに、適正通常光信号値 $T N w$ は、RGB色空間上で図12のように表わされる。この図12は、RGB色空間におけるホワイトバランス調整を説明する図である。

[0078] 次に、各々の各狭帯域光源グループ適正化後実測信号値 $T N w_1$ 及び $T N w_2$ から適正通常光信号値 $T N w$ までの距離を算出し、その距離に基づいて、狭帯域光源グループ G_1 , G_2 のレーザ L_1 , L_3 , L_5 ; L_2 , L_4 , L_6 を照射したときの観察照明光を標準白色板37に照射したときの照明色が、第2の適正照明色と実質的に同一となるように、狭帯域光源グループ G_1 , G_2 の出力値を算出する。具体的には、第1適正化後実測信号値 $T N w_1$ と第2適正化後実測信号値 $T N w_2$ とを上記距離により重みづけした平均値が、適正通常光信号値 $T N w$ に最も近接するように、狭帯域光源グループ G_1 , G_2 間の出力比を決定する。その際、各狭帯域光源グループ G_1 , G_2 に所属する各レーザの出力比は変えないようにする。

[0079] このようにすることによって、個々のレーザ $L_1 \sim L_6$ に対する光量や波長に変動がある場合でも、また、カラー撮像部32の撮像素子に感度バラつきがある場合でも、異なる波長領域に属する波長の大きく異なるレーザ L_1 , L_3 , L_5 ; L_2 , L_4 , L_6 どうしを狭帯域光源グループ G_1 , G_2 としてグルーピングすることで、その混合光に対する信号値（色味）が大きく変化する。このため、各狭帯域光源グループ G_1 , G_2 内のレーザどうしの出力比を高精度且つ簡便に算出することができ、迅速に混合光の色味を安定化させることができる。

[0080] さらに、第1狭帯域光源グループ G_1 と第2狭帯域光源グループ G_2 との出力比を適切に調整することによって、撮像素子から常に同じまたは近接した照

明色の信号が得られるようにでき、常に色味と演色性の安定した照明光を照射することができる。

[0081] (第3実施の形態)

本実施形態では、第1実施の形態における内視鏡システム1において、通常光観察を行うための各色のレーザを、特殊光観察用としても活用する狭帯域光源グループとそれ以外の狭帯域光源グループに分けている。図13は、第3実施の形態における、撮像素子の波長感度曲線 $S_1 \sim S_3$ 、レーザ波長及び狭帯域光源グループ G_{11} 、 G_{22} の関係を示す図である。第3実施の形態に係る内視鏡システムの構成は、光源部21を構成するレーザとそのグルーピングを除き、図2に示した第1実施の形態の構成と同様である。

[0082] 複数のレーザ光源を用いるマルチバンドレーザ照明の大きな特徴として、レーザのみで演色性の高い通常光観察を行うことができるということが挙げられる。さらに、付加的に、一部のレーザのみを照射することで、一般的には狭帯域光観察(NBI: Narrow Band Imaging)と呼ばれている一部の部位、物質、成分などを強調して表示する強調観察方法を簡便に実現できるという特徴も有することができる。本実施形態では、通常光画像に上記強調観察方法を一部採用することで、通常光画像上に一部の部位、物質、成分などが強調される使用者にとって使い勝手の良い画像を作り出す技術を実現する、レーザ出力比の設定手法を採用する。

[0083] 具体的には、図13に示すように、この内視鏡システム1の光源部21は、5つのレーザ L_{11} (420nm)、 L_{12} (450nm)、 L_{13} (530nm)、 L_{14} (590nm)及び L_{15} (640nm)を有している。これらのレーザのうち、特殊光観察用に用いられるレーザ L_{11} 及び L_{13} は、第1狭帯域光源グループ G_{11} に属し、他のレーザ L_{12} 、 L_{14} 及び L_{15} は、第2狭帯域光源グループ G_{12} に属する。

[0084] 図14は、RGB色空間における各狭帯域光源グループ G_{11} 、 G_{12} の色味補正を説明する図である。破線で囲まれた領域 R_{420} 、 R_{450} 、 R_{530} 、 R_{640} 、 R_{660} は各レーザ $L_{11} \sim L_{15}$ のRGBの信号値がバラつく想定される範囲を示してい

る。第1狭帯域光源適正信号値 $T_1(r_{t1}, g_{t1}, b_{t1})$ 及び第2狭帯域光源適正信号値 $T_2(r_{t2}, g_{t2}, b_{t2})$ は、それぞれ第1及び第2狭帯域光源グループ G_{11} 、 G_{12} について、所定の色味になるように、記憶部26に記憶された信号値である。

[0085] レーザ出力調整スイッチ29が操作されると、第1実施の形態及び第2実施の形態と同様に、第1狭帯域光源グループ G_{11} 、第2狭帯域光源グループ G_{12} ごとに、所属するレーザが所定の出力比で射出され、第1狭帯域グループ現状信号値 $N_1(r_{n1}, g_{n1}, b_{n1})$ 及び第2狭帯域グループ現状信号値 $N_2(r_{n2}, g_{n2}, b_{n2})$ が取得される。出力算出部25は、RGB色空間における第1狭帯域光源グループ G_{11} の現状信号値 T_1 と適正信号値 N_1 の乖離が最も小さくなるように、第1狭帯域光源グループ G_{11} に所属するレーザ L_{11} 、 L_{13} の出力比（適正レーザ出力比）を算出する。続いて同様に第2狭帯域光源グループ G_{12} の現状信号値 T_2 と適正信号値 N_2 の乖離が最も小さくなるように、第2狭帯域光源グループ G_{12} に所属するレーザ L_{12} 、 L_{14} 、 L_{15} の出力比（適正レーザ出力比）を算出する。

[0086] さらに、記憶部26は、第1及び第2実施の形態と同様に、ホワイトバランスを調整するための適正通常光信号値を有しており、第1実施及び第2の実施の形態と同様に、狭帯域光源グループ内での出力比を変えことなく、第1狭帯域光源グループ G_{11} 及び第2狭帯域光源グループ G_{12} 相互の出力比を算出する。これによって、適正通常光信号値と実質的に同じ各色の信号値が得られるように、レーザ $L_{11} \sim L_{15}$ の出力比が決定される。

[0087] ここで、第1狭帯域光源グループ G_{11} に含まれるレーザ L_{11} 及びレーザ L_{13} の波長420nm及び530nmはヘモグロビンの代表的な吸収波長に近く、この2つのレーザ L_{11} 、 L_{13} は、生体に照射することにより、血管を強調して表示することができる特殊光観察用の照明光となる。レーザ L_{11} 及びレーザ L_{13} の出力比によっても血管強調画像の色味に大きく差異が生じるため、正確に色味補正を行う必要がある。また、特殊光観察照明光以外のレーザ L_{12} 、 L_{14} 、 L_{15} を照射した画像に特殊光観察画像を重ねた画像を作成することで色再現

性に優れ、かつ一部分の物質等を強調させた生体通常光画像を作り出すことができる。

[0088] 本実施の形態によれば、特殊光観察で強調可能な波長を有する複数のレーザ L_{11} 、 L_{13} と、それ以外の波長の複数のレーザ L_{12} 、 L_{14} 、 L_{15} とを、それぞれ個別に狭帯域光源グループ G_{11} 、 G_{12} としてグルーピングしたので、通常光画像の色味及びその画像に重畳される特殊光画像の色味の双方を安定させることができ、特殊光観察画像が重畳された画像観察において、より安定した演色性の高い観察が可能となる。

[0089] なお、特殊光観察とは、いわゆるNB I (Narrow Band Imaging)に限られず、血管を強調するもの、血流を表示するもの、酸素飽和度を表示するもの、動脈／静脈を表示するもの、自家蛍光を表示するもの、薬剤蛍光を強調するもの、凹凸を強調するものなど、白色光とは異なる狭帯域光のみで構成された照明光で観察し、何かしらの物体、成分、構造等を強調して画像取得できるものを含む。

[0090] (第4実施の形態)

図15は、第4実施の形態に係る色味補正装置51の構成を光源装置52とともに示すブロック図である。色味補正装置51は、光源装置52の出荷時等における波長バラつきを補正するものである。内視鏡のレーザの発振波長及び撮像素子の受光波長が、個体ごとにバラついているが、温度制御を正確に行うことにより、それらが経時的にはあまり変化しない場合、このような色味補正装置51を用いて、波長バラツキに関して製品出荷時等に調整しておくことが有効である。

[0091] 色味補正装置51は、スペクトル検査部53、色味補正信号取得部54、出力算出用信号算出部55、出力算出部56、及び、記憶部57を備える。また、光源装置52は、光源部58、光源制御部59、レーザ別入力信号記憶部60を含んで構成される。光源部58は、第1実施の形態と同様のレーザ $L_1 \sim L_6$ 及びコンバイナ62を備え、各レーザの出力は光ファイバ61を介してコンバイナ62により結合され、光ファイバ63に出力される。光源装

置 5 2 は、例えば内視鏡用の光源であり、図示しない内視鏡とコネクタ 6 4 により着脱可能に接続することができる。

[0092] スペクトル検査部 5 3 は、第 1 実施の形態のカラー撮像部 3 2 と同様に、赤色、緑色、青色の 3 色の波長感度特性を有する受光素子を備える検出器である。この検出器の出力は、色味補正信号取得部 5 4 に出力され、さらに出力算出用信号算出部 5 5 に送信される。

[0093] 図 1 5 の出力算出用信号算出部 5 5、出力算出部 5 6 及び記憶部 5 7 は、それぞれ、第 1 実施の形態における出力算出用撮像信号算出部 2 4、出力算出部 2 5 及び記憶部 2 6 とほぼ同様に機能する構成要素である。また、光源部 5 8、光源制御部 5 9 及びレーザ別入力信号記憶部 6 0 は、それぞれ、第 1 実施の形態における光源部 2 1、光源制御部 2 8 及びレーザ別入力信号記憶部 2 7 と、ほぼ同様に機能する構成要素である。したがって、これらの構成要素については説明を省略する。

[0094] 光源装置 5 2 を出荷する際等、光源装置 5 2 の色味補正を行う場合、光源装置 5 2 に組み込まれた各レーザ波長のバラつきに起因する装置ごとの色味バラつきを抑えるために、光源装置 5 2 毎に色味補正を行う。色味補正装置 5 1 を、コネクタ 6 4 を介して光源装置 5 2 に接続した状態で、色味補正処理を行う。色味補正処理は、第 1 実施の形態および第 2 実施の形態に記載したものと同様の方法で行うことができる。

[0095] なお、スペクトル検査部 5 3 としては、各レーザのピーク波長を直接スペクトルアナライザ等で取得しても良い。直接ピーク波長を測定することで狭帯域光源グループに所属するレーザ群の適正信号値に対して、適正な出力比をより簡便により正確に決定することができる。また、色味補正信号取得部 5 4、出力算出用信号算出部 5 5、出力算出部 5 6、及び、記憶部 5 7 は、例えば、同一のコンピュータ上に実装することができる。

[0096] 各狭帯域光源グループに対する適正信号値に近接した色味を出力できる適正な出力比が算出及び確認されると、レーザ別入力信号記憶部 6 0 にこの出力比が記憶される。製品出荷時の色味補正の場合には、この出力比が補正さ

れた状態で出荷され、光源装置 5 2 を実際に使用する場合に、このレーザ別入力信号記憶部に記憶された出力比に基づいて、ホワイトバランス補正が観察前などに使用者によって行われる。

[0097] 以上のように本実施の形態によれば、製品出荷時に波長バラつきについて補正を完了するため、使用者負担が軽減され、且つ、安定的な画像が得られる。また、製品に共通して同一の適正信号値を用いることによって、製品ごとのバラツキの少ない照明色の補正を行うことが可能になる。さらに、出荷時に専用の装置によって波長バラツキの補正をするため、より正確に色味補正を行うことが可能となる。なお、上記色味補正装置 5 1 は、第 3 実施の形態のように、通常光観察と特殊光観察を行う内視鏡装置にも適用することができる。

[0098] (第 5 実施の形態)

図 1 6 は、第 5 実施の形態に係る内視鏡システムの主要部分のブロック図である。本実施形態では、第 1 実施の形態における内視鏡システム 1 において、挿入部先端に配置された撮像部ではなく、光源部 2 1 から射出される照明光を分岐させ、分岐された照明光の一部を受光する検出部 7 3 を別途設け、撮像部や標準被写体を介さず照明色を補正するものである。このため、本実施の形態に係る内視鏡システムは、照明光のうち一部の光を分岐させるカップラ 7 1、カップラで分岐された照明光の一部を導光する光ファイバ 7 2、光ファイバを導光された照明光の一部から照明色を検出する検出部 7 3 を備える。検出部 7 3 の出力は、出力算出部 2 5 に送信されるように構成されている。

[0099] 図 1 7 に検出部及び検出部 7 3 に接続している光ファイバ 7 2 の模式図を示す。検出部 7 3 は前面にカラーフィルタ 7 4 が配置されたフォトディテクタ 7 5 (PD) であり現状の照明色を RGB 信号に変換し、出力算出部 2 5 に送信する機能を有する。その他の構成は、第 1 実施の形態および第 2 実施の形態と同様なので、同一または対応する構成要素には、同一の符号を付して説明を省略する。

[0100] このような構成によって、使用者が本内視鏡システムを用いて観察を開始する際には、照明光の一部から、検出部 7 3 が照明光の照明色を検出して出力算出部 2 5 に送信する。出力算出部 2 5 は、取得した照明光の照明色に基づいて、第 1 および第 2 実施の形態と同様に、各狭帯域光源グループの照明色を第 1 の適正照明色に近づけるように調整し、その後、全ての狭帯域光源グループの狭帯域光源を発光させたときの照明色が第 2 の適正照明色と実質的に同一になるよう 2 段階で補正を行うことで照明色を適正化する。

[0101] 使用者が本内視鏡システムを用いて観察を行う場合、実際に画像表示部に画像を表示させる前にこの上記 2 段階の補正を実行することができる。また、本内視鏡システムを用いた観察中に、一定の時間経ったタイミングで再び上記補正を断続的に開始しても良い。

[0102] 以上のように、本実施の形態によれば、使用者の手により標準被写体を着脱することなく照明色の補正を行うことができ、且つ、照明色の補正を自動で行うことも可能なため、使用者負担が軽減されつつ、常に安定的な画像が得られる。なお、上記内視鏡システムは、第 3 実施の形態のように、通常光観察と特殊光観察を行う内視鏡装置にも適用することができる。

[0103] なお、本発明は、上記実施の形態にのみ限定されるものではなく、幾多の変形または変更が可能である。たとえば、各実施の形態に示したレーザおよび LED の波長および個数、狭帯域光源ごとのレーザおよび LED の数、レーザおよび LED のグルーピングの仕方は、一例を示すものに過ぎず、個々に示した以外にも種々の構成が可能である。また、狭帯域光源グループとしてはレーザを含まず、LED のみで構成されていても良い。例えば、第 1 種狭帯域光源を複数の LED のみで構成し、LED 間での出力の調整を行うようにしても良い。

符号の説明

- [0104]
- | | |
|---|-----------|
| 1 | 内視鏡システム |
| 2 | 内視鏡 |
| 3 | 内視鏡システム本体 |

- 4 画像表示部
- 5 挿入部
- 6 操作部
- 7 先端硬質部
- 8 湾曲部
- 9 可撓管部
- 10 把持部
- 11 ユニバーサルコード
- 12 湾曲操作ダイヤル
- 13 スイッチ
- 21 光源部
- 22 撮像信号取得部
- 23 画像形成部
- 24 出力算出用撮像信号算出部
- 25 出力算出部
- 26 記憶部
- 27 レーザ別入力信号記憶部
- 28 光源制御部
- 29 レーザ出力調整スイッチ
- 30 調整状態提示部
- 31 配光変換部材
- 32 カラー撮像部
- 33 光ファイバ
- 34 コンバイナ
- 35 光ファイバ
- 36 信号線
- 37 標準白色板
- 41 カラー標準被写体

- 4 2 被写体面
- 5 1 色味補正装置
- 5 2 光源装置
- 5 3 スペクトル検査部
- 5 4 色味補正信号取得部
- 5 5 出力算出用信号算出部
- 5 6 出力算出部
- 5 7 記憶部
- 5 8 光源部
- 5 9 光源制御部
- 6 0 レーザ別入力信号記憶部
- 6 1 光ファイバ
- 6 2 コンバイナ
- 6 3 光ファイバ
- 6 4 コネクタ
- 7 1 カプラ
- 7 2 光ファイバ
- 7 3 検出部
- 7 4 カラーフィルタ
- 7 5 フォトディテクタ

請求の範囲

- [請求項1] ピーク波長の異なる複数の狭帯域光源を備える光源部であって、前記複数の狭帯域光源がピーク波長によって複数の狭帯域光源グループに分類され、且つ、前記狭帯域光源グループのうち複数の前記狭帯域光源で構成される狭帯域光源グループを第1種狭帯域光源グループとする、光源部と、
- 前記光源部の発光により得られる照明光の照明色を検出する検出部と、
- 前記第1種狭帯域光源グループ毎の第1の適正照明色を記憶する記憶部と、
- 前記第1種狭帯域光源グループ毎に、該第1種狭帯域光源グループに属する前記複数の狭帯域光源を発光して前記検出部から得られる照明色と、該第1種狭帯域光源グループの前記第1の適正照明色とを比べて、前記第1種狭帯域光源グループに属する前記狭帯域光源毎の適正出力を算出する出力算出部と、
- 算出された前記適正出力に基づいて、前記光源部に含まれる前記複数の狭帯域光源を制御する光源制御部と、
- を備える照明装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の照明装置において、
- 前記出力算出部は、前記第1種狭帯域光源グループ毎に、前記検出部から得られる照明色を、該第1種狭帯域光源グループの前記第1の適正照明色に近づけるように、前記第1種狭帯域光源グループに属する前記狭帯域光源毎の前記適正出力を算出することを特徴とする照明装置。
- [請求項3] 請求項1または2に記載の照明装置と、
- 該照明装置から射出される照明光によって生成された被観察部からの戻り光を画像信号に変換する撮像部と
- を有することを特徴とする内視鏡を備えた内視鏡システム。

- [請求項4] 請求項3に記載の内視鏡システムにおいて、
前記撮像部は前記検出部を兼ね、該検出部は、前記第1種狭帯域光源グループ毎に取得される画像信号を、前記第1種狭帯域光源グループの前記照明色として検出することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項5] 請求項4に記載の内視鏡システムにおいて、
前記検出部は、標準被写体を前記被観察部側に配置した状態で、前記第1種狭帯域光源グループ毎に取得される前記標準被写体の画像信号を、前記第1種狭帯域光源グループの前記照明色として検出することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項6] 請求項3に記載の内視鏡システムにおいて、
前記検出部は、前記光源部から出射した照明光から分岐された該照明光の一部に基づいて、前記照明色を検出することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項7] 請求項3から6の何れか一項に記載の内視鏡システムにおいて、
複数の前記狭帯域光源グループに属する狭帯域光源を発光させ、前記照明装置から射出される照明光を観察照明光とし、
前記記憶部は、さらに第2の適正照明色を記憶しており、
前記出力算出部は、前記第1種狭帯域光源グループ毎に、前記複数の狭帯域光源毎の適正出力を算出した後、前記観察照明光を、前記第2の適正照明色に近づけるように、同一の前記第1種狭帯域光源グループに所属する前記狭帯域光源毎の前記適正出力の比である出力比を維持したまま、それぞれの前記複数の狭帯域光源グループに属するそれぞれの前記狭帯域光源の出力を算出することを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項8] 請求項7に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第2の適正照明色は、前記複数の狭帯域光源グループを組み合わせ得られる照明色であり、
前記出力算出部は、前記観察照明光を前記第2の適正照明色と実質

的に同一の照明色を有するように、前記複数の狭帯域光源グループに属するそれぞれの前記狭帯域光源の出力を算出することを特徴とする内視鏡システム。

[請求項9] 請求項5に記載の内視鏡システムにおいて、
前記撮像部は、互いに波長感度特性の異なる複数のカラー受光素子からなり、

同一の前記第1種狭帯域光源グループに属する複数の狭帯域光源は、互いに重なり合わない複数の波長領域の中の同一の波長領域にピーク波長を有することを特徴とする内視鏡システム。

[請求項10] 請求項5に記載の内視鏡システムにおいて、
前記撮像部は、互いに波長感度特性の異なる複数のカラー受光素子からなり、

同一の前記第1種狭帯域光源グループに属する狭帯域光源は、それぞれ異なる互いに重なり合わない複数の波長領域にピーク波長を有することを特徴とする内視鏡システム。

[請求項11] 請求項9または10に記載の内視鏡システムにおいて、
前記第1種狭帯域光源グループの少なくとも1つは、特殊光観察時に用いられる狭帯域光源からなる内視鏡システム。

[請求項12] 請求項9から11の何れか一項に記載の内視鏡システムにおいて、
前記標準被写体は、前記撮像部に対向する面の少なくとも一部が白色の領域を有していることを特徴とする内視鏡システム。

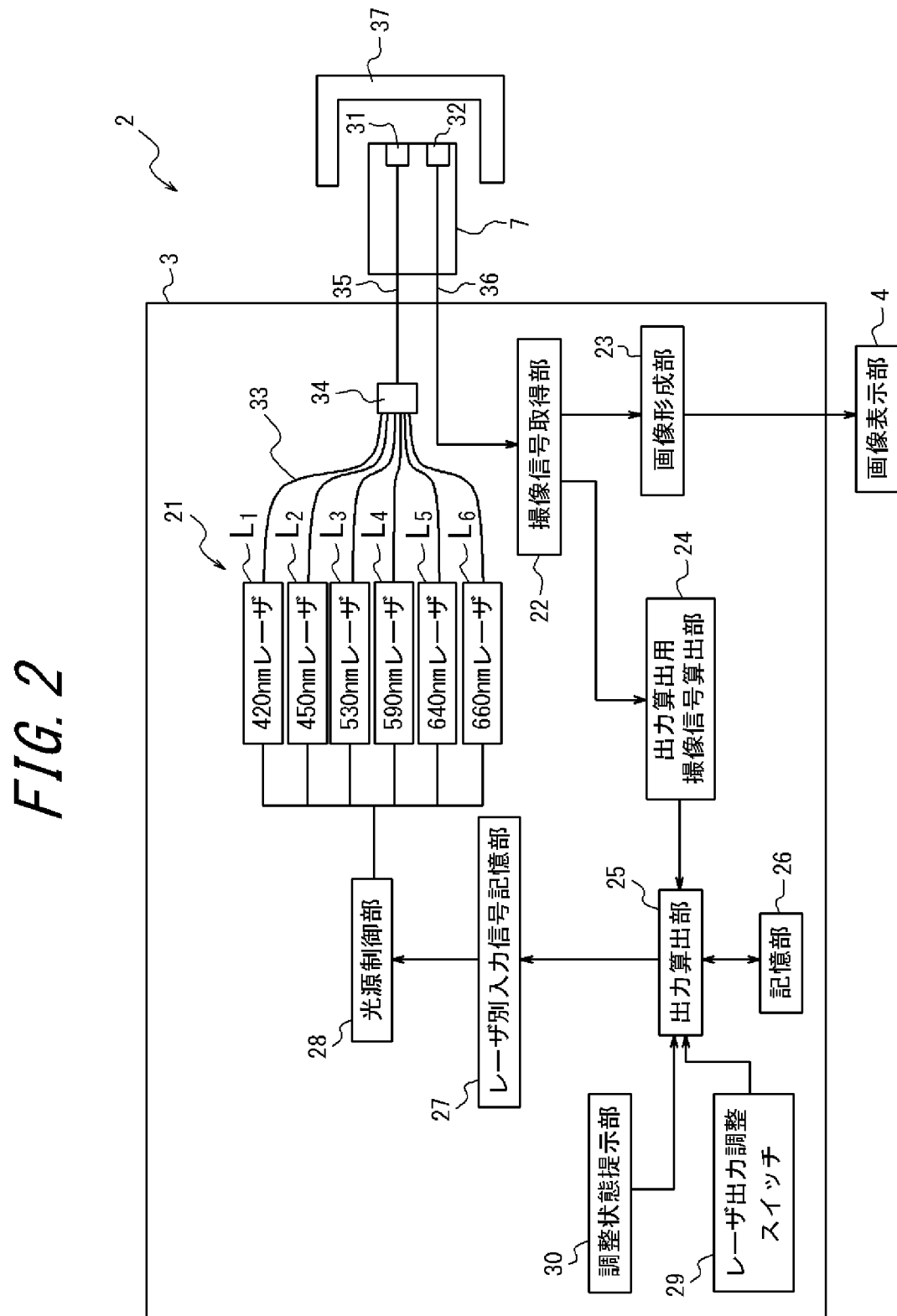
[請求項13] 請求項9から12の何れか一項に記載の内視鏡システムにおいて、
L、M、Nを1以上の自然数とし、前記狭帯域光源グループの数をL、前記狭帯域光源グループのそれぞれに所属する狭帯域光源の数のうち最大の数をM、前記カラー受光素子のカラー種類数をNとしたとき、
、
$$N \geq L \text{ かつ } N \geq M$$

であることを特徴とする内視鏡システム。

- [請求項14] 請求項13に記載の内視鏡システムにおいて、
前記照明装置の備える前記狭帯域光源の数は、4以上9以下である内視鏡システム。
- [請求項15] 請求項3から8の何れか一項に記載の内視鏡システムにおいて、
前記光源部は、前記狭帯域光源グループに属する狭帯域光源の同時発光を、前記狭帯域光源グループごとに順次行い、前記撮像部は、前記狭帯域光源の発光のタイミングに合わせて前記画像信号を取得し、前記画像信号を元にカラー画像を生成する内視鏡システム。
- [請求項16] 請求項5に記載の内視鏡システムにおいて、
前記光源部は、前記狭帯域光源グループに属する狭帯域光源の同時発光を、前記狭帯域光源グループごとに順次行い、前記撮像部は、前記狭帯域光源の発光のタイミングに合わせて前記画像信号を取得し、前記画像信号を元にカラー画像を生成する内視鏡システムであって、
前記標準被写体は、前記撮像部に対向する面の一部が、3つ以上の異なる色を有する領域に区分されていることを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項17] ピーク波長の異なる複数の狭帯域光源を備える光源装置であって、
前記複数の狭帯域光源がピーク波長によって複数の狭帯域光源グループに分類され、且つ、前記狭帯域光源グループのうち複数の前記狭帯域光源で構成される狭帯域光源グループを第1種狭帯域光源グループとする、光源装置の色味補正を行う色味補正装置であって、
前記光源装置の発光により得られる照明光の照明色を検出する検出部と、
前記第1種狭帯域光源グループ毎の適正照明色を記憶する記憶部と、
前記第1種狭帯域光源グループ毎に、該第1種狭帯域光源グループに属する前記複数の狭帯域光源を発光して前記検出部から得られる照明色と、該第1種狭帯域光源グループの前記第1の適正照明色とを比

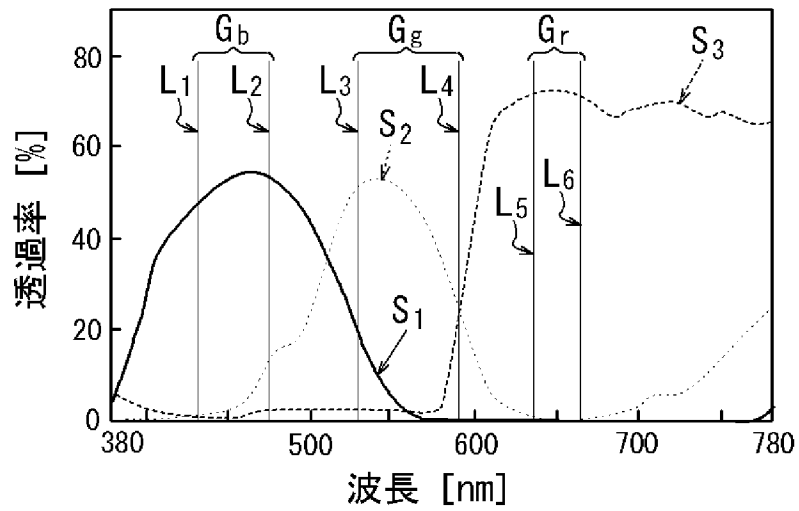
べて、前記第 1 種狭帯域光源グループに属する前記狭帯域光源毎の適正出力を算出する出力算出部とを備える色味補正装置。

[図2]



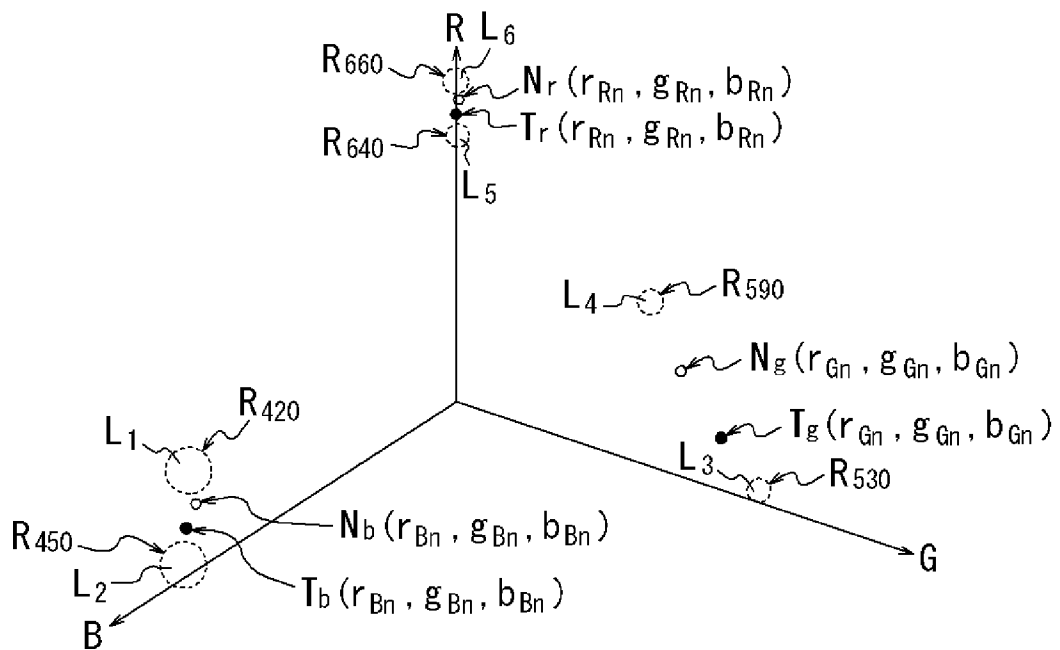
[図3]

FIG. 3

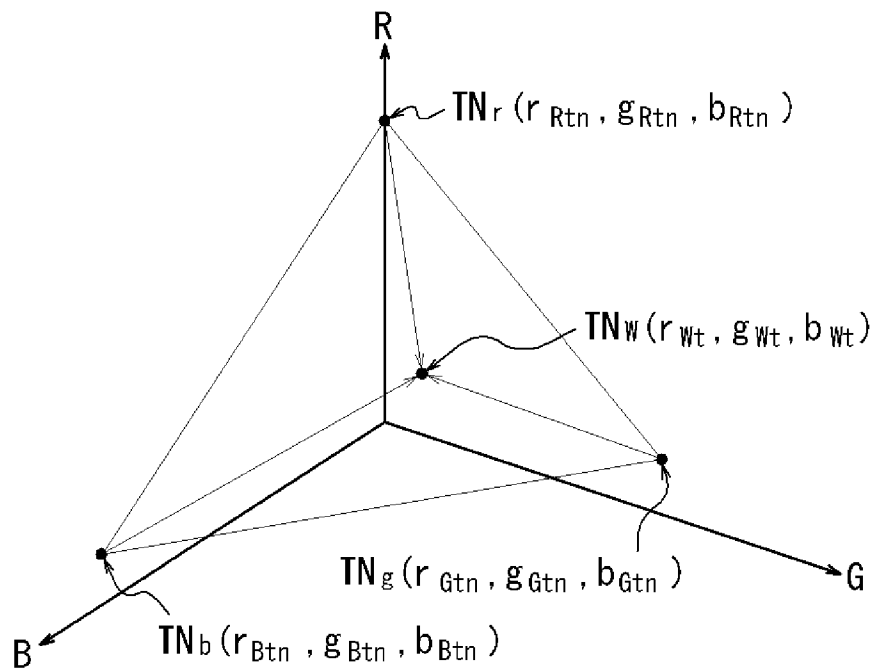


[図4]

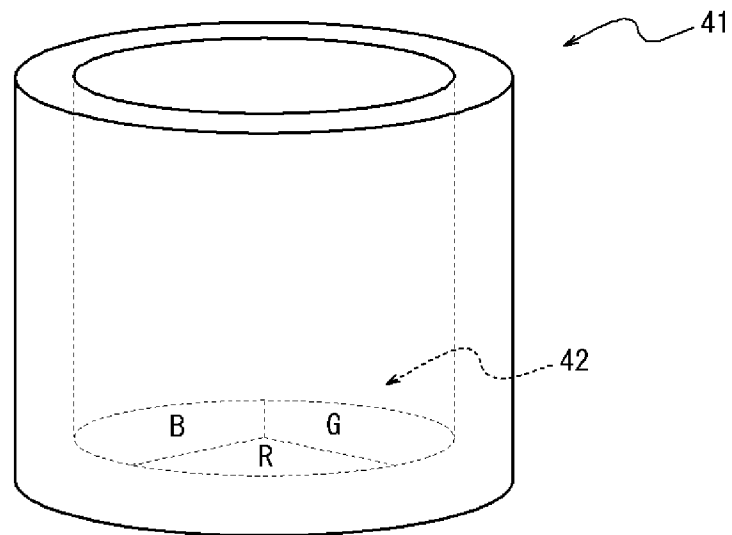
FIG. 4



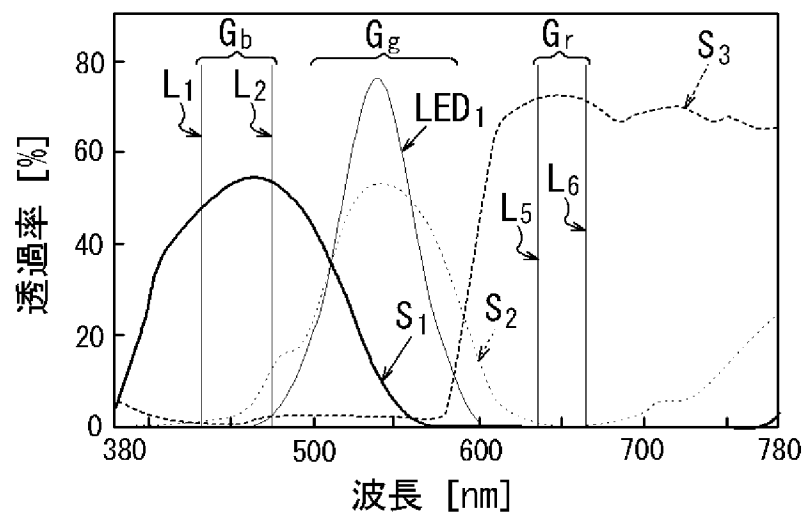
[図6]

FIG. 6

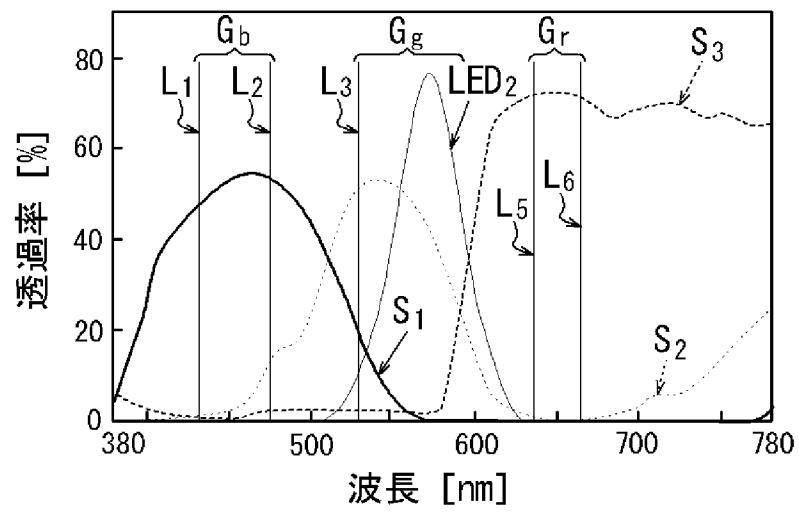
[図7]

FIG. 7

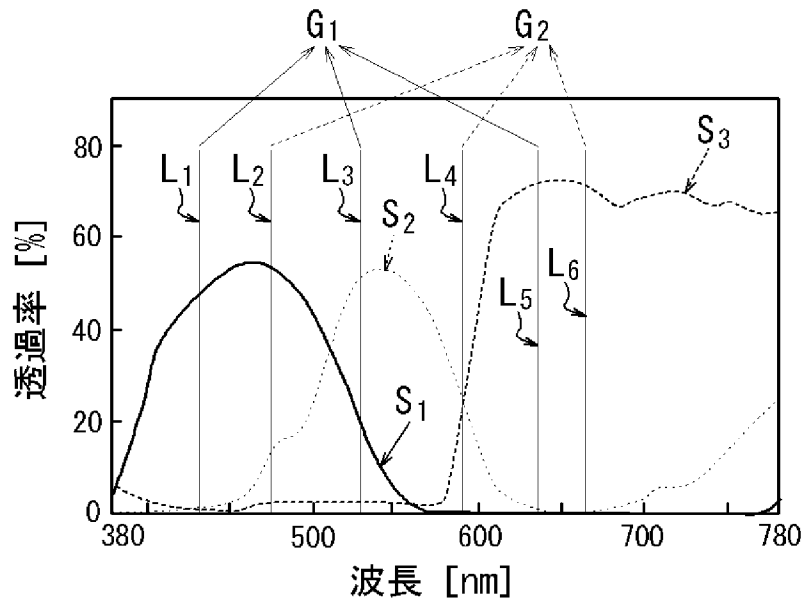
[図8]

FIG. 8

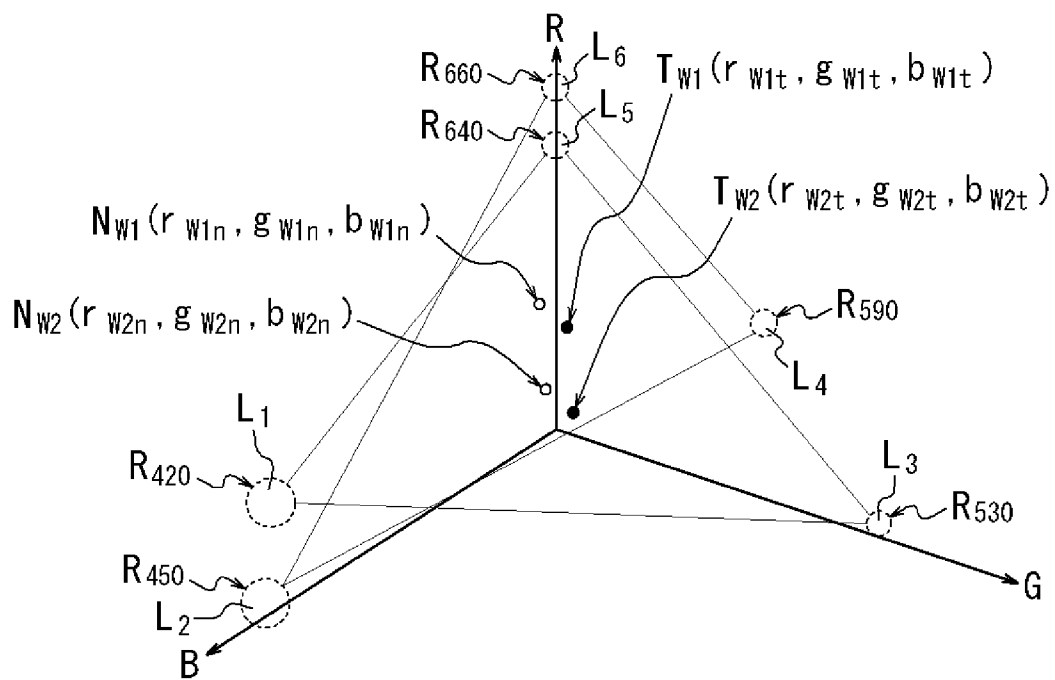
[図9]

FIG. 9

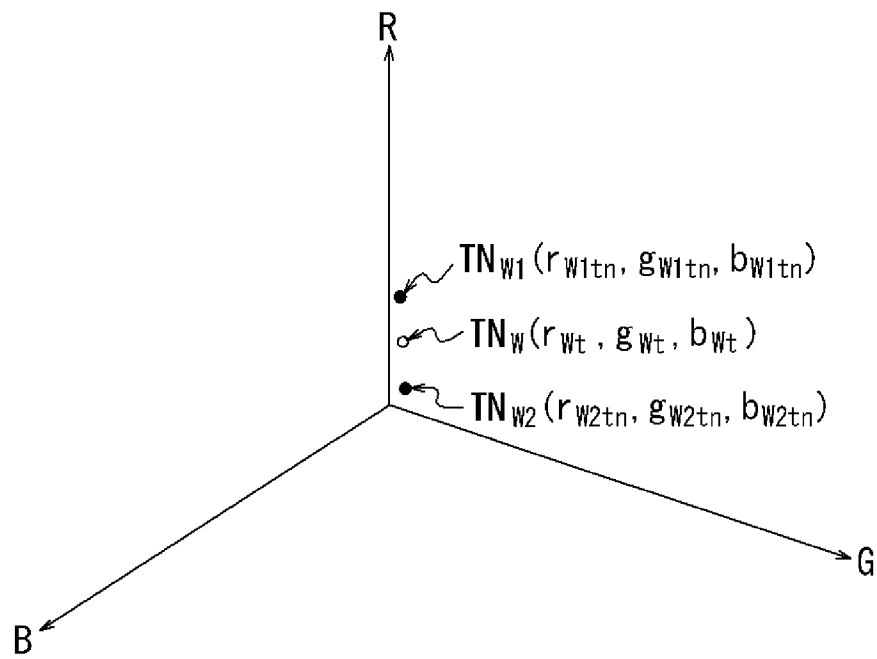
[図10]

FIG. 10

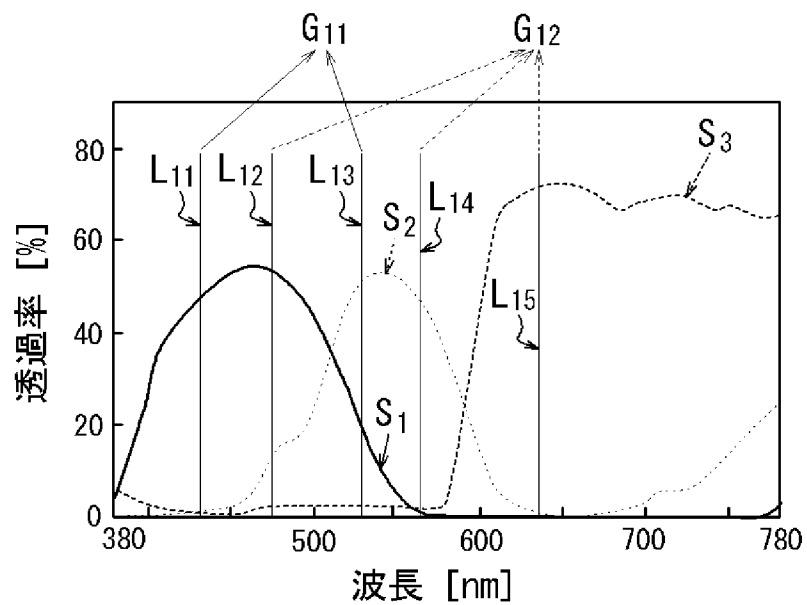
[図11]

FIG. 11

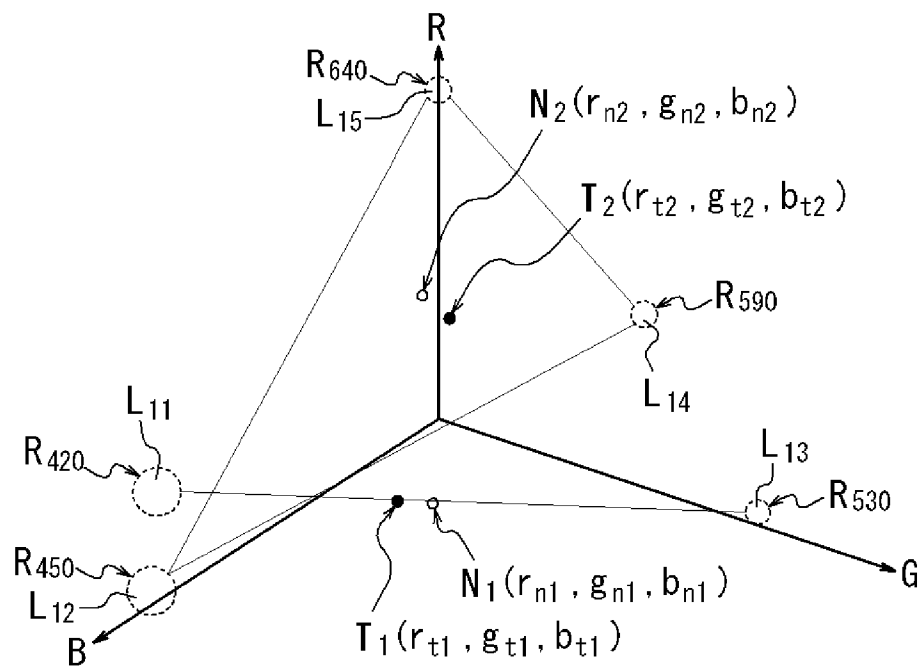
[図12]

FIG. 12

[図13]

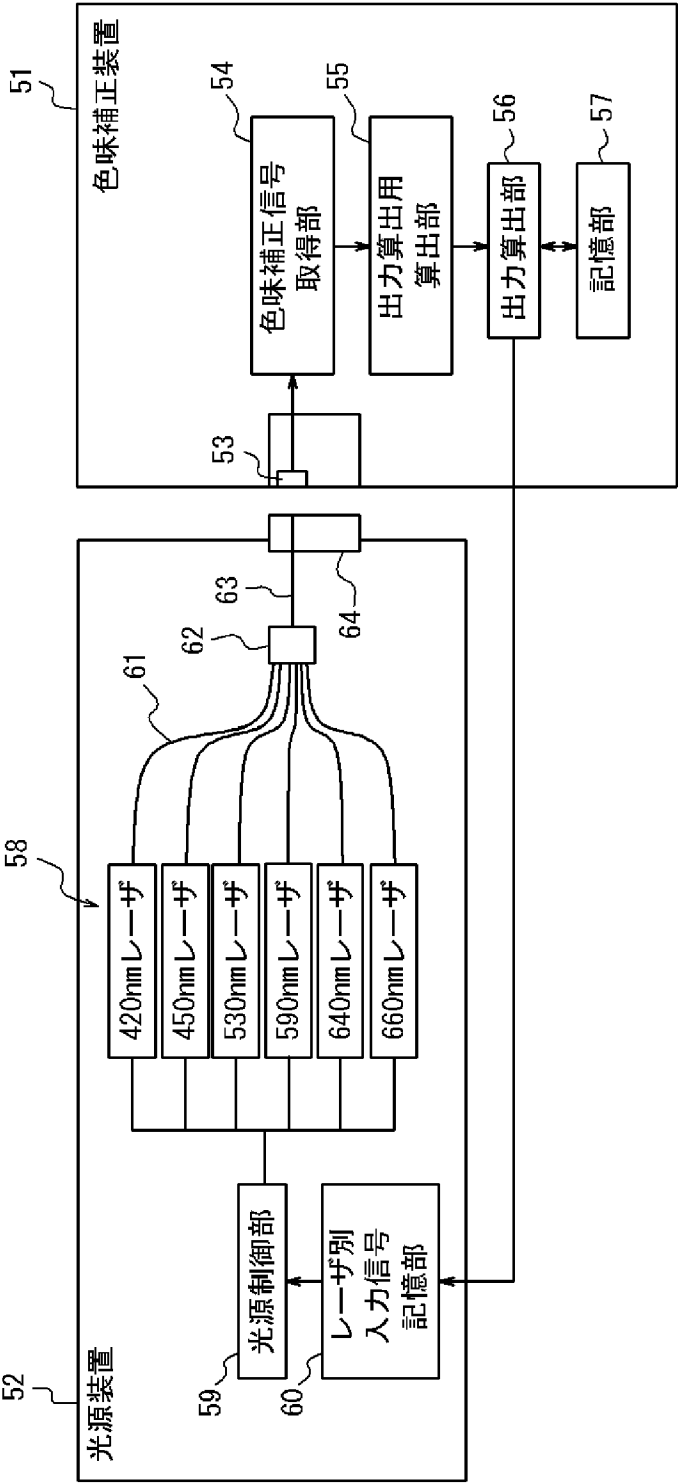
FIG. 13

[図14]

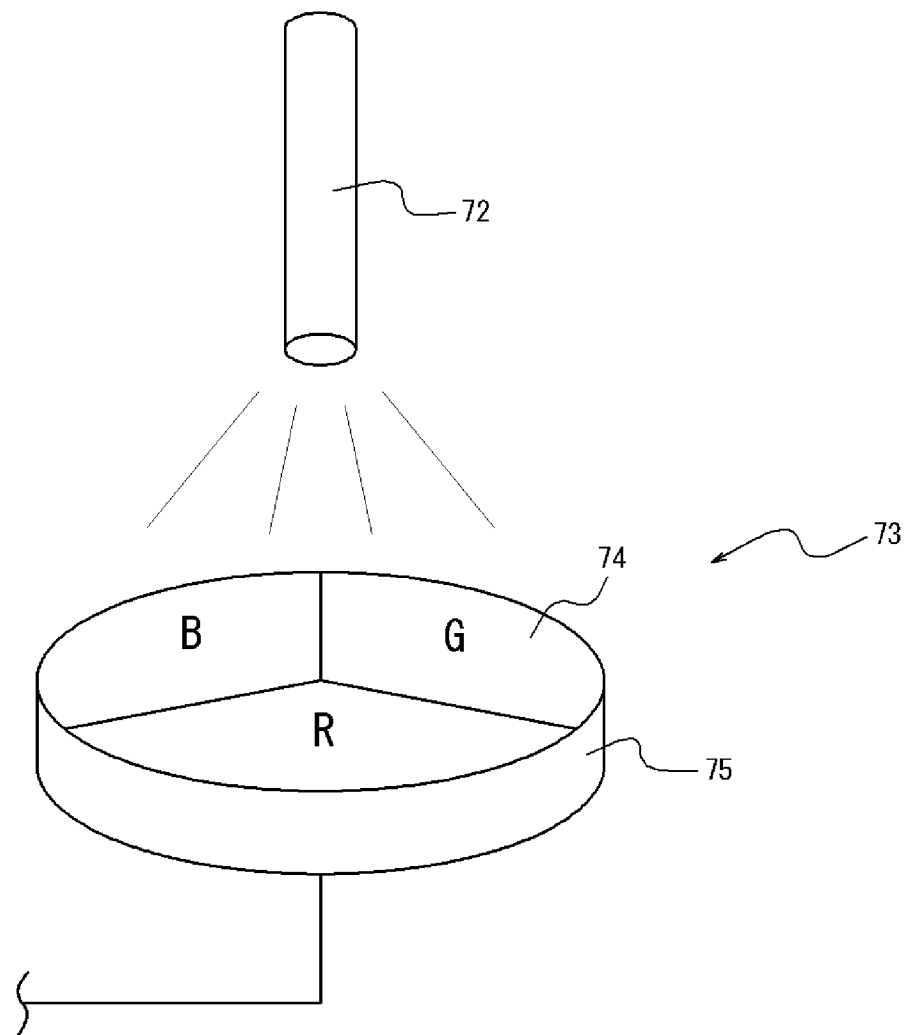
FIG. 14

[図15]

FIG. 15



[図17]

FIG. 17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/000429

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/26(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, G02B23/26

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.
A	JP 2014-150932 A (Olympus Corp.), 25 August 2014 (25.08.2014), paragraphs [0028], [0086]; fig. 8 & WO 2014/123000 A1	1-17
A	JP 10-286235 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 27 October 1998 (27.10.1998), paragraphs [0011], [0016] (Family: none)	1-17
A	JP 5467181 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 09 April 2014 (09.04.2014), paragraph [0039] & US 2014/0049624 A1 & WO 2013/146014 A1 & EP 2737843 A1 & CN 103796571 A	1-17

☒ 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
08 April 2015 (08.04.15)

Date of mailing of the international search report
21 April 2015 (21.04.15)

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/JP2015/000429

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-34166 A (Pentax Corp.), 10 February 2005 (10.02.2005), paragraph [0002] (Family: none)	1-17

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, G02B23/26(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, G02B23/26

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
A	JP 2014-150932 A（オリンパス株式会社）2014.08.25, [0028], [0086], 図8 & WO 2014/123000 A1	1-17
A	JP 10-286235 A（富士写真フイルム株式会社）1998.10.27, [0011], [0016]（ファミリーなし）	1-17
A	JP 5467181 B1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）2014.04.09, [0039] & US 2014/0049624 A1 & WO 2013/146014 A1 & EP 2737843 A1 & CN 103796571 A	1-17

☒ 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

の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

08.04.2015

国際調査報告の発送日

21.04.2015

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）

増淵 俊仁

2 Q

4 7 4 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
A	JP 2005-34166 A (ペンタックス株式会社) 2005.02.10, [0002] (ファミリーなし)	1-17