

(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
2017年8月24日(24.08.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/141417 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/054812
- (22) 国際出願日: 2016年2月19日(19.02.2016)
- (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: H O Y A 株式会社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 尾登 邦彦 (ONOBORI, Kunihiko); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP). 福田 雅明 (FUKUDA, Masaaki); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 松岡 修平, 外 (MATSUOKA, Shuhei et al.); 〒2060034 東京都多摩市鶴牧1丁目24番1号 新都市センタービル6F 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.

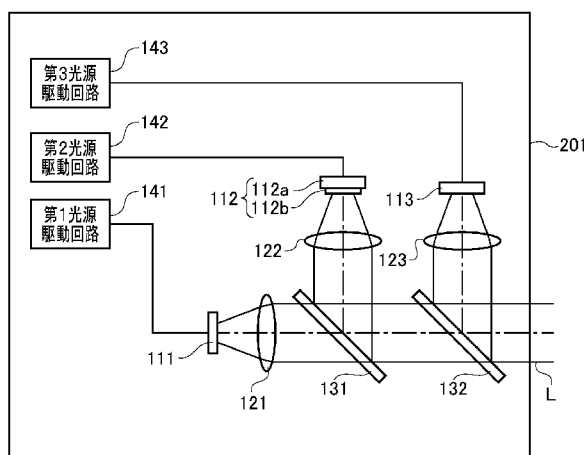
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, 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: ENDOSCOPE LIGHT SOURCE DEVICE

(54) 発明の名称: 内視鏡用光源装置



- 141 First light source drive circuit
142 Second light source drive circuit
143 Third light source drive circuit

(57) Abstract: This endoscope light source device is constituted by: a first light source unit that projects light within a first wavelength band; a second light source unit that projects light within a second wavelength band; a light path combining means that combines the light paths of the light projected from the first and second light source units; and a light source controlling means that independently controls the light emission of the light source units. When light emission by the light source units is driven in a first mode, the light in each wavelength band is projected using a first intensity ratio, and the light is combined to create ordinary light which is supplied to the endoscope. In addition, when light emission by the light source units is driven in a second mode, the light in each wavelength band is projected using a second intensity ratio wherein the intensity of the light in the second wavelength band is relatively lower, and the light is combined to create special light having high light absorbance by specific biological tissue and supplied to the endoscope.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/141417 A1



内視鏡用光源装置を、第1の波長帯域の光を射出する第1の光源ユニットと、第2の波長帯域の光を射出する第2の光源ユニットと、第1及び第2の光源ユニットから射出される光の光路を合成する光路合成手段と、各光源ユニットを個別に発光制御する光源制御手段と、から構成する。各光源ユニットが第1のモードで発光駆動されると、各波長帯域の光が第1の強度比で射出され、合成されることにより、通常光となって内視鏡に供給される。また、各光源ユニットが第2のモードで発光駆動されると、各波長帯域の光が、第2の波長帯域の光が相対的に低くなる第2の強度比で射出され、合成されることにより、特定の生体組織に対して吸光度の高い特殊光となって内視鏡に供給される。

明 細 書

発明の名称：内視鏡用光源装置

技術分野

[0001] 本発明は、被写体に光を照射する内視鏡用光源装置に関する。

背景技術

[0002] 照射光の分光強度特性を変化させ、特殊な画像を撮影することが可能な内視鏡システムが知られている。例えば国際公開第2012/108420号パンフレット（以下、「特許文献1」と記す。）に、この種の内視鏡システムに使用される光源装置の具体的構成が記載されている。

[0003] 特許文献1に記載の内視鏡システムは、2つの発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）と光学フィルタが搭載された光源装置を備えている。2つのLEDの内、一方は紫色の波長帯域の光を射出する紫色LEDである。また、他方のLEDは、青色LEDと黄色の蛍光体を有する蛍光体LEDであり、青色のLED光と黄色の蛍光を混色することにより、擬似的な白色光を射出する。光学フィルタは、特定の波長域の光のみを通過させる波長選択フィルタであり、蛍光体LEDから射出される照射光の光路上に挿抜可能である。

[0004] 特許文献1に記載の光源装置では、光学フィルタが光路上から拔出されているときは、蛍光体LEDから射出された光が、波長帯域が制限されることなく、白色光として被写体に照射される。一方、光学フィルタが光路上に挿入されているときは、蛍光体LEDから射出され波長帯域が制限された照射光と、紫色LEDから射出された照射光の両方が被写体に照射される。このように、照射光の分光強度特性を変化させ、特定の波長帯域の光のみを被写体に照射することにより、生体内の被写体のうち、特定の組織を強調した撮影画像を得ることができる。

発明の概要

[0005] 特許文献1に記載の光源装置では、特定の波長帯域にのみ高い強度を有す

る照射光を得るために、蛍光体LEDから射出された光の波長帯域を光学フィルタによって制限し、不要な波長帯域の光をカットしている。このカットされた光は被写体には照射されないため、光源装置の光利用効率が低いという問題がある。また、光学フィルタは、実質的に特定の波長帯域の光のみを透過させるため、光学フィルタを透過した光の強度は低く、明るい撮影画像が得られないという問題がある。

[0006] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、特定の波長帯域にのみ高い強度を有する照射光を高い光利用効率で照射することが可能な内視鏡用光源装置を提供することである。

[0007] 本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置は、第1の波長帯域の光を射出する第1の光源ユニットと、第1の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第2の波長帯域の光を射出する第2の光源ユニットと、第1の光源ユニットから射出される光の光路と第2の光源ユニットから射出される光の光路とを合成する第1の光路合成手段と、第1の光源ユニットと第2の光源ユニットを複数のモードのそれぞれに応じて個別に発光制御する光源制御手段と、を備える。この構成において、光源制御手段により第1の光源ユニット及び第2の光源ユニットが第1のモードで発光駆動されると、第1の波長帯域の光と第2の波長帯域の光が第1の強度比で射出され、第1の光路合成手段にて合成されることにより、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光となって、内視鏡に供給される、また、光源制御手段により第1の光源ユニット及び第2の光源ユニットが第2のモードで発光駆動されると、第1の波長帯域の光と第2の波長帯域の光が、第1の強度比と比べて、第2の波長帯域の光が相対的に低くなる第2の強度比で射出され、第1の光路合成手段にて合成されることにより、特定の生体組織に対して吸光度の高い特殊光となって、内視鏡に供給される。

[0008] このような構成によれば、第1の光源ユニットと第2の光源ユニットを個別に発光駆動することにより、被写体に照射される照射光を、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光と、被写体の特定の生体組織に対する吸光度

の高い波長帯域の光の強度が、他の波長帯域に比べて高い特殊光との間で切り替えることができる。また、照射光の分光強度特性の切り替えを行う際に、波長制限フィルタ等の光学フィルタを用いる必要が無いため、分光強度特性の切り替えに伴う光量損失を抑えることができる。

[0009] また、本発明の一実施形態において、内視鏡用光源装置は、例えば、第1の波長帯域のピーク波長及び第2の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第3の波長帯域の光を射出する第3の光源ユニットと、第1の光路合成手段によって合成された光の光路と、第3の光源ユニットから射出された光の光路とを合成する第2の光路合成手段と、を更に備える。この場合、光源制御手段は、第1のモードでは、第3の光源ユニットを、第1の光源ユニット及び第2の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、第2のモードでは、第3の光源ユニットを発光させない。

[0010] また、本発明の一実施形態において、内視鏡用光源装置は、例えば、第1の波長帯域のピーク波長、第2の波長帯域のピーク波長、第3の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第4の波長帯域の光を射出する第4の光源ユニットと、第2の光路合成手段によって合成された光の光路と、第4の光源ユニットから射出された光の光路とを合成する第3の光路合成手段と、を更に備える。この場合、光源制御手段は、第1のモードでは、第4の光源ユニットを、第1の光源ユニット、第2の光源ユニット、第3の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、第2のモードでは、第4の光源ユニットを発光させない。

[0011] また、本発明の一実施形態において、第1の光源ユニットは、例えば、第1の固体発光素子と、第1の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍光を発する第1の蛍光体と、を有する。

[0012] また、本発明の一実施形態において、第2の光源ユニットは、例えば、第2の固体発光素子と、第2の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍光を発する第2の蛍光体と、を有する。

[0013] また、本発明の一実施形態において、第2の蛍光体は、例えば、第2の固

体発光素子から射出された光によって励起され、互いに異なるピーク波長をもつ光を発する２つの蛍光体を含む。

[0014] また、本発明の一実施形態において、例えば、第１の固体発光素子は、紫色の波長帯域の光を射出し、第１の蛍光体は、青色の波長帯域の蛍光を発する蛍光体である。この場合、第１の光源ユニットから射出される光のうち、青色の波長帯域の蛍光の強度は、紫色の波長帯域の光の強度よりも弱い。

[0015] 本発明の一実施形態によれば、特定の波長帯域にのみ高い強度を有する照射光を高い光利用効率で照射することが可能な内視鏡用光源装置が提供される。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の第１の実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の第１の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図3]本発明の第１の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図4]本発明の第１の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

[図5]本発明の第２の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図6]本発明の第２の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

[図7]本発明の第３の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図8]本発明の第３の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

[図9]本発明の第４の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図10]本発明の第４の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

[図11]本発明の第５の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図12]本発明の第５の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射

光の分光強度分布を示す図である。

[図13]本発明の第6の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図14]本発明の第6の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

[図15]本発明の第7の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

[図16]本発明の第7の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として内視鏡用光源装置を備える電子内視鏡システムを例に取り説明する。

[0018] (第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用光源装置201を備えた電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、医療用に特化されたシステムであり、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。

[0019] プロセッサ200は、システムコントローラ21及びタイミングコントローラ22を備えている。システムコントローラ21は、メモリ23に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ21は、操作パネル24に接続されている。システムコントローラ21は、操作パネル24に入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。術者による入力指示には、例えば電子内視鏡システム1の観察モードの切替指示がある。観察モードには、通常観察モード、特殊観察モードがある。各観察モードについての詳細は後述する。タイミングコントローラ22は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡

システム１内の各回路に出力する。

[0020] プロセッサ２００は、光源装置２０１を備えている。図２に、本発明の第１の実施形態に係る光源装置２０１のブロック図を示す。光源装置２０１は、第１の光源ユニット１１１、第２の光源ユニット１１２、第３の光源ユニット１１３を備えている。第１～第３の光源ユニット１１１～１１３はそれぞれ、第１～第３光源駆動回路１４１～１４３によって個別に発光制御される。

[0021] 第１の光源ユニット１１１は、紫色の波長帯域（例えば、波長が３９５～４３５ｎｍ）の光を射出する紫色発光ダイオード（ＬＥＤ：Light Emitting Diode）である。第２の光源ユニット１１２は、青色の波長帯域（例えば、波長が４２５～４５５ｎｍ）の光を射出する青色ＬＥＤ１１２ａと、緑色蛍光体１１２ｂとを有している。緑色蛍光体１１２ｂは、青色ＬＥＤ１１２ａから射出された青色ＬＥＤ光によって励起され、緑色の波長帯域（例えば、波長が４６０～６００ｎｍ）の蛍光を発する。第３の光源ユニット１１３は、赤色の波長帯域（例えば、波長が６３０～６７０ｎｍ）の光を射出する赤色発光ダイオード（ＬＥＤ：Light Emitting Diode）である。

[0022] 各光源ユニット１１１～１１３の光の射出方向の前方にはそれぞれ、コリメートレンズ１２１～１２３が配置されている。第１の光源ユニット１１１から射出された紫色ＬＥＤ光は、コリメートレンズ１２１によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー１３１に入射される。また、第２の光源ユニット１１２から射出された光、すなわち、青色ＬＥＤ光及び緑色の蛍光は、コリメートレンズ１２２によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー１３１に入射される。ダイクロイックミラー１３１は、第１の光源ユニット１１１から射出された光の光路と、第２の光源ユニット１１２から射出された光の光路とを合成する。詳しくは、ダイクロイックミラー１３１は、波長４３０ｎｍ付近にカットオフ波長を有しており、カットオフ波長よりも短い波長の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長の光を反射する特性を有している。そのため、第１の光源ユニット１１１から射出された紫色ＬＥＤ

光はダイクロイックミラー１３１を透過し、第２の光源ユニット１１２から射出された緑色の蛍光はダイクロイックミラー１３１で反射される。これにより、紫色ＬＥＤ光と緑色の蛍光の光路が合成される。ダイクロイックミラー１３１によって光路が合成された光は、ダイクロイックミラー１３２に入射される。

[0023] また、第３の光源ユニット１１３から射出された赤色ＬＥＤ光は、コリメートレンズ１２３によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー１３２に入射される。ダイクロイックミラー１３２は、ダイクロイックミラー１３１から入射された光の光路と、第３の光源ユニット１１３から射出された光の光路とを合成する。詳しくは、ダイクロイックミラー１３２は、波長６２０ｎｍ付近にカットオフ波長を有しており、カットオフ波長よりも短い波長の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長の光を反射する特性を有している。そのため、ダイクロイックミラー１３１から入射された紫色ＬＥＤ光及び緑色の蛍光と、第３の光源ユニット１１３から射出された赤色ＬＥＤ光は、ダイクロイックミラー１３２によってその光路が合成され、光源装置２０１から照射光Ｌとして射出される。

[0024] 図３は、光源装置２０１のうち、各光源ユニット１１１～１１３及び各ダイクロイックミラー１３１、１３２のみを概念的に示したブロック図である。第２の光源ユニット１１２の緑色蛍光体１１２ｂは、青色ＬＥＤ１１２ａの発光面に取り付けられており、青色ＬＥＤ１１２ａと一体に構成されているため、図３において、緑色蛍光体１１２ｂと青色ＬＥＤ１１２ａは、一つのブロックで示されている。

[0025] また、各ダイクロイックミラー１３１、１３２は、波長の異なる光の光路を合成するものである。そのため、図３において、各ダイクロイックミラー１３１、１３２はいずれも、加算記号「＋」で示されている。また、図３において、各光源ユニット１１１～１１３の前方に配置されたコリメートレンズ１２１～１２３は省略されている。

[0026] 図３において、各矢印は光の光路を示している。図３に示す例では、第１

の光源ユニット 1 1 1 から射出された紫色 L E D 光の光路と、第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された青色 L E D 光及び緑色の蛍光の光路が、ダイクロイックミラー 1 3 1 で合成される。ダイクロイックミラー 1 3 1 で光路が合成された光の光路と、第 3 の光源ユニット 1 1 3 から射出された赤色 L E D 光の光路は、ダイクロイックミラー 1 3 2 で合成される。ダイクロイックミラー 1 3 2 で光路が合成された光は、光源装置 2 0 1 から、照射光 L として射出される。

[0027] 光源装置 2 0 1 から射出された照射光 L は、集光レンズ 2 5 により L C B (Light Carrying Bundle) 1 1 の入射端面に集光されて L C B 1 1 内に入射される。

[0028] L C B 1 1 内に入射された照射光 L は、L C B 1 1 内を伝播する。L C B 1 1 内を伝播した照射光 L は、電子スコープ 1 0 0 の先端に配置された L C B 1 1 の射出端面から射出され、配光レンズ 1 2 を介して被写体に照射される。配光レンズ 1 2 からの照射光 L によって照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ 1 3 を介して固体撮像素子 1 4 の受光面上で光学像を結ぶ。

[0029] 固体撮像素子 1 4 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 1 4 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の画像信号を生成して出力する。なお、固体撮像素子 1 4 は、C C D イメージセンサに限らず、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子 1 4 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

[0030] 電子スコープ 1 0 0 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 1 5 が備えられている。ドライバ信号処理回路 1 5 には、配光レンズ 1 2 からの光によって照射された被写体の画像信号がフレーム周期で固体撮像素子 1 4 から入力される。フレーム周期は、例えば、 $1/30$ 秒である。ドライバ信号処理回路 1 5 は、固体撮像素子 1 4 から入力される画像信号に対して所定の処理を

施してプロセッサ 200 の前段信号処理回路 26 に出力する。

- [0031] ドライバ信号処理回路 15 はまた、メモリ 16 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 16 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 14 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 15 は、メモリ 16 から読み出された固有情報をシステムコントローラ 21 に出力する。
- [0032] システムコントローラ 21 は、電子スコープ 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 21 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 200 に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。
- [0033] タイミングコントローラ 22 は、システムコントローラ 21 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 15 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 15 は、タイミングコントローラ 22 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 14 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。
- [0034] 前段信号処理回路 26 は、ドライバ信号処理回路 15 から 1 フレーム周期で入力される画像信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y/C 分離等の所定の信号処理を施して、画像メモリ 27 に出力する。
- [0035] 画像メモリ 27 は、前段信号処理回路 26 から入力される画像信号をバッファし、タイミングコントローラ 22 によるタイミング制御に従い、後段信号処理回路 28 に出力する。
- [0036] 後段信号処理回路 28 は、画像メモリ 27 から入力される画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、被写体の画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。
- [0037] 本実施形態の電子内視鏡システム 1 は、通常観察モードと特殊観察モード

を含む複数の観察モードを有している。各観察モードは、観察する被写体によって手動又は自動で切り替えられる。例えば、被写体を通常光で照明して観察したい場合は、観察モードが通常観察モードに切り替えられる。なお、通常光は、例えば、白色光や擬似白色光である。白色光は可視光帯域においてフラットな分光強度分布を有する。擬似白色光は、分光強度分布はフラットではなく、複数の波長帯域の光が混色されている。また、例えば、被写体を特殊光で照明することによって特定の生体組織が強調された撮影画像を得たい場合は、観察モードが特殊観察モードに切り替えられる。なお、特殊光は、例えば、特定の生体組織に対して吸光度の高い光である。以下では、特殊観察モードで強調される生体組織が、表層血管である場合について説明する。

[0038] 表層血管内にはヘモグロビンを含む血液が流れている。ヘモグロビンは、波長415nm付近と550nm付近に吸光度のピークを有することが知られている。そのため、被写体に対して表層血管を強調するのに適した特殊光（具体的には、他の波長帯域よりもヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の強度が高い光）を照射することにより、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。また、波長415nm付近の光と共に、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる波長550nm付近の強度が高い特殊光を照射することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を明るくすることができる。

[0039] 図4は、各観察モードにおいて、光源装置201から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。図4（a）は、通常観察モードにおける照射光L（通常光）の分光強度分布を示し、図4（b）は、特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示している。図4に示される分光強度分布の横軸は波長（nm）を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0040] 電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、全ての光源ユニット111～113が発光駆動される。LEDは、特定の波長に強度のピークを

有する急峻な分光強度分布を有する。なお本願において、この特定の波長のうち最も強度が高い波長をピーク波長と称する。例えば、強度のピークが2つ以上あった場合には、そのうち最も高い強度を持つ波長をピーク波長という。第1の光源ユニット111から射出される光の分光強度分布D111は、約415nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。また、第3の光源ユニット113から射出される光の分光強度分布D113は、約650nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

[0041] 一方、第2の光源ユニット112から射出される光の分光強度分布D112は、波長約450nmと波長約550nmにピークを有している。この2つのピークはそれぞれ、青色LED112aから射出される光の分光強度分布のピークと、緑色蛍光体112bが発する蛍光の分光強度分布のピークである。蛍光の分光強度分布は、使用する材料に大きく依存するが、LEDの分光強度分布と比較して広い波長帯域に亘っている。第1の実施形態における緑色蛍光体112bは、約550nmをピーク波長とする分光強度分布を有している。なお図4(a)に示すように、第2の光源ユニット112のピーク波長は約550nmである。

[0042] なお、図4(a)に示す分光強度分布D112は、青色LED光と比較して緑色の蛍光の強度の比率が大きいが、本発明はこれに限定されない。第2の光源ユニット112から射出される青色LED光と緑色の蛍光の比率は、緑色蛍光体112bの種類や使用量を変更することによって自由に変更することができる。また、第2の光源ユニット112は、緑色の蛍光を発する緑色蛍光体11bを有するが、本実施形態はこれに限定されない。例えば、第2の光源ユニット112は、緑色蛍光体の代わりに、600nm付近にピーク波長を有する黄色の蛍光を発する黄色蛍光体を有していてもよい。

[0043] また、図4(a)に示す分光強度分布D111～D113はそれぞれ、強度の最大値が1に揃えられているが、本発明はこれに限定されない。各光源ユニット111～113から射出される光の強度比は、観察する被写体や撮影モード、術者の好みに応じて任意に設定することができる。

[0044] また、図4（a）には、各ダイクロイックミラー131、132のカットオフ波長 λ_{131} 、 λ_{132} が点線で示されている。ダイクロイックミラー131は、カットオフ波長 λ_{131} が約430nmであり、カットオフ波長 λ_{131} よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長 λ_{131} 以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図4（a）に示される分光強度分布D111のうち、実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー131を透過し、破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー131で反射される。また、図4（a）に示される分光強度分布D112のうち、実線で示されるカットオフ波長 λ_{131} 以上の波長帯域の光がダイクロイックミラー131で反射され、破線で示されるカットオフ波長 λ_{131} よりも波長帯域の光がダイクロイックミラー131を透過する。

[0045] また、ダイクロイックミラー132は、カットオフ波長 λ_{132} が約620nmであり、カットオフ波長 λ_{132} よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長 λ_{132} 以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図4（a）に示される分光強度分布D111及びD112のうち、カットオフ波長 λ_{131} よりも短い実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー132を透過する。また、図4（a）に示される分光強度分布D112のうち、カットオフ波長 λ_{132} 以上の破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー132で反射される。また、図4に示される分光強度分布D113のうち、実線で示されるカットオフ波長 λ_{132} 以上の波長帯域の光がダイクロイックミラー132で反射され、カットオフ波長 λ_{132} よりも短い破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー132を透過する。

[0046] このように、ダイクロイックミラー131及びダイクロイックミラー132によって各光源ユニット111～113から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置201からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照射光L（通常光）が射出される。この照射光L（通常光）の分光強度分布は、図4（a）に示す分光強度分布D111～D113のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。

照射光L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

[0047] また、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、第1の光源ユニット111及び第2の光源ユニット112が発光駆動され、第3の光源ユニット113は発光駆動されない。また、第2の光源ユニット112は、通常観察モード時よりも、駆動電流を小さくし、強度が低くなるように発光駆動される。これにより、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の強度が、他の波長帯域の強度よりも相対的に高くなり、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。また、第2の光源ユニット112から射出される光は、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる波長550nm付近の光を含んでいる。そのため、第1の光源ユニット111と共に、第2の光源ユニット112を発光駆動することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を上げることができる。

[0048] このように、第1の実施形態によれば、光源装置201は、それぞれ異なる波長帯域の光を射出する複数の光源ユニット111～113を有している。また、複数の光源ユニット111～113は、撮影モードに応じて個別に発光制御される。そのため、発光駆動する光源ユニットを選択すると共に、光源ユニットの駆動電流を変更することにより、照射光Lの分光強度特性を観察モードに応じたものに切り替えることができる。

[0049] また、各光源ユニット111～113から射出された光は、ダイクロイックミラー131、132によってその光路が合成される。このとき、各光源ユニット111～113から射出される光の波長帯域は互いに異なるため、ダイクロイックミラー131、132での光路の合成時において、光量の損失を最小限に抑えることができる。

[0050] 例えば、特殊観察モードにおいて、従来技術のように、実質的に特定の波長帯域の光のみを透過させる光学フィルタを使用する場合、特定の波長帯域以外の光を無駄に発光させる必要があり、光源装置の光利用効率が低い。これに対し、本発明の第1の実施形態では、図4に示されるように、ダイクロ

イックミラー 131、132 における光路の合成により照射光 L として使用されない光（図 4 で破線で示された領域の光）は、照射光 L として使用される光（図 4 で実線で示された領域の光）に比べて、その光量が小さい。そのため、本実施形態の光源装置 201 では、被写体に照射されない波長帯域の光を無駄に発光させる必要がないため、従来技術に比べて光利用効率を高くすることができる。

[0051] また、比較的広い空間を持つ部位（例えば胃）を観察する場合、典型的には、電子スコープ 100 の先端部から被写体（例えば胃壁）までの距離が遠いため、被写体に照射される照明光の強度が低くなる。明るい撮影画像を得るためには、高い強度の照明光で被写体を照明する必要がある。本実施形態の光源装置 201 は、特殊観察モードにおいて光学フィルタを使用せず、高い光利用効率を有しているため、被写体に照射される照明光の強度を高くすることができる。そのため、胃などの部位を観察する場合にも、明るい撮影画像を得ることができる。

[0052] また、第 1 の実施形態では、第 1 の光源ユニット 111 として、約 415 nm のピーク波長を有する光を射出する紫色 LED が使用されるが、本発明はこれに限定されない。第 1 の光源ユニット 111 から射出される光は、ヘモグロビンの吸収度のピークである波長 415 nm の光を含んでいればよく、例えば、第 1 の光源ユニット 111 は 405 nm にピーク波長を有する光を射出する LED であってもよい。また、光源装置 201 が有する各 LED 及び蛍光体の特性は、観察する対象に合わせて適宜変更可能である。

[0053] （第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第 2 の実施形態にかかる光源装置も、第 1 の実施形態にかかる光源装置 201 と同様に、電子内視鏡システム 1 において使用される。

[0054] 図 5 は、第 2 の実施形態に係る光源装置 202 のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 202 は、第 1 の光源ユニット 211、第 2 の光源ユニット 212、ダイク

ロイックミラー 231 を備えている。各光源ユニット 211、212 はそれぞれ、図示省略された第 1 光源駆動回路、第 2 光源駆動回路によって個別に発光制御される。

[0055] 第 1 の光源ユニット 211 は、紫色の波長帯域（例えば、波長が 395～435 nm）の光を射出する紫色 LED である。第 2 の光源ユニット 212 は、青色の波長帯域（例えば、波長が 430～490 nm）の光を射出する青色 LED、緑色蛍光体、赤色蛍光体を有している。緑色蛍光体は、青色 LED から射出された青色 LED 光によって励起され、緑色の波長帯域（例えば、波長が 460～600 nm）の蛍光を発する。赤色蛍光体は、青色 LED から射出された青色 LED 光によって励起され、赤色の波長帯域（例えば、波長が 550～750 nm）の蛍光を発する。なお、緑色蛍光体と赤色蛍光体は、青色 LED 光の射出方向に沿って並べて配置されていてもよく、射出方向と垂直な方向に並べて配置されていてもよい。また、緑色蛍光体と赤色蛍光体は、その材料が混ぜ合わせられ、一つの蛍光体として作成されたものであってもよい。

[0056] 各光源ユニット 211、212 の射出方向の前方にはそれぞれ、図示省略されたコリメートレンズが配置されている。第 1 の光源ユニット 211 から射出された紫色 LED 光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 231 に入射される。また、第 2 の光源ユニット 212 から射出された光、すなわち、青色 LED 光と、緑色及び赤色の蛍光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 231 に入射される。ダイクロイックミラー 231 は、第 1 の光源ユニット 211 から射出された光の光路と第 2 の光源ユニット 212 から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー 231 で光路が合成された光は、照射光 L として光源装置 202 から射出される。

[0057] 図 6 は、各観察モードにおいて、光源装置 202 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。図 6（a）は、通常観察モードにおける照射光 L（通常光）の分光強度分布を示し、図 6（b）は、特殊観察モードにお

ける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示している。図6に示される分光強度分布の横軸は波長（nm）を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0058] 電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、光源ユニット211と光源ユニット212の両方が発光駆動される。第1の光源ユニット211から射出される光の分光強度分布D211は、約415nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第2の光源ユニット212から射出される光の分光強度分布D212は、波長約470nm、約550nm、約630nmにピークを有している。この3つの波長はそれぞれ、青色LED光、緑色の蛍光、赤色の蛍光のピーク波長である。

[0059] また、図6（a）には、ダイクロイックミラー231のカットオフ波長 λ_{231} が点線で示されている。ダイクロイックミラー231は、カットオフ波長 λ_{231} が約430nmであり、カットオフ波長 λ_{231} よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長 λ_{231} 以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図4（a）に示される分光強度分布D211のうち、実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー231を透過し、破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー231で反射される。また、図4（a）に示される分光強度分布D212のうち、実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー231で反射され、破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー231を透過する。

[0060] このように、ダイクロイックミラー231で、各光源ユニット211、212から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置202からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照射光L（通常光）が射出される。この照射光L（通常光）の分光強度分布は、図6（a）に示す分光強度分布D211、D212のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。この照射光L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

[0061] また、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、第1の光源ユ

ニット211と第2の光源ユニット212の両方が発光駆動される。また、第2の光源ユニット212は、通常観察モード時よりも、駆動電流を小さくし、強度が低くなるように発光駆動される。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の強度が、他の波長帯域の強度よりも相対的に高くなり、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。また、光源ユニット212から射出される光は、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる波長550nm付近の光を含んでいる。そのため、光源ユニット211と共に、光源ユニット212を発光駆動することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を上げることができる。

[0062] このように、第2の実施形態によれば、光源装置202は、それぞれ異なる波長帯域の光を射出する複数の光源ユニット211、212を有している。また、複数の光源ユニット211、212は、個別に発光制御される。そのため、観察モードに応じて発光駆動する光源ユニットを選択すると共に、光源ユニットの駆動電流を変更することにより、所望の分光強度分布を有する照射光Lを得ることができる。

[0063] また、第2の実施形態の光源装置202は、光源ユニットの数が2つのみであるため、光源装置202の構成を簡素にすることができる。また、第2の光源ユニット212は、緑色と赤色の2つの蛍光体を有している。そのため、電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合の照射光L（通常光）の分光強度分布は、第2の光源ユニット212が1つの蛍光体を有している場合よりも、可視領域においてフラットに近づく。これにより、自然の白色光に近い照射光L（通常光）で被写体を照明することができる。

[0064] （第3の実施形態）

次に、本発明の第3の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第3の実施形態にかかる光源装置も、第1の実施形態にかかる光源装置201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

[0065] 図7は、第3の実施形態に係る光源装置203のうち、光源ユニットおよ

びダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 203 は、第 1～第 4 の光源ユニット 311～314、第 1～第 3 のダイクロイックミラー 331～333 を備えている。各光源ユニット 311～314 はそれぞれ、図示省略された第 1～第 4 光源駆動回路によって個別に発光制御される。

[0066] 第 1 の光源ユニット 311 は、紫色の波長帯域（例えば、波長が 395～435 nm）の光を射出する紫色 LED である。第 2 の光源ユニット 312 は、青色の波長帯域（例えば、波長が 430～470 nm）の光を射出する青色 LED である。第 3 の光源ユニット 313 は、緑色の波長帯域（例えば、波長が 530～570 nm）の光を射出する緑色 LED である。第 4 の光源ユニット 314 は、赤色の波長帯域（例えば、波長が 630～670 nm）の光を射出する赤色 LED である。

[0067] 各光源ユニット 311～314 の射出方向の前方にはそれぞれ、図示省略されたコリメートレンズが配置されている。第 1 の光源ユニット 311 から射出された紫色 LED 光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 331 に入射される。また、第 2 の光源ユニット 312 から射出された青色 LED 光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 331 に入射される。ダイクロイックミラー 331 は、第 1 の光源ユニット 311 から射出された光の光路と第 2 の光源ユニット 312 から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー 331 で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー 332 に入射される。

[0068] また、第 3 の光源ユニット 313 から射出された緑色 LED 光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 332 に入射される。ダイクロイックミラー 332 は、ダイクロイックミラー 331 から入射された光の光路と第 3 の光源ユニット 313 から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー 332 で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー 333 に入射される。

[0069] また、第4の光源ユニット314から射出された赤色LED光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー333に入射される。ダイクロイックミラー333は、ダイクロイックミラー332から入射された光の光路と第4の光源ユニット314から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー333で光路が合成された光は照射光Lとして光源装置203から射出される。

[0070] 図8は、各観察モードにおいて、光源装置203から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。図8(a)は、通常観察モードにおける照射光L(通常光)の分光強度分布を示し、図8(b)は、特殊観察モードにおける照射光L(特殊光)の分光強度分布を示している。図8に示される分光強度分布の横軸は波長(nm)を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0071] 電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、第1～第4の光源ユニット311～314が全て発光駆動される。第1の光源ユニット311の分光強度分布D311は、約415nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第2の光源ユニット312の分光強度分布D312は、約450nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第3の光源ユニット313の分光強度分布D313は、約550nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第4の光源ユニット314の分光強度分布D314は、約650nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

[0072] また、図8(a)には、ダイクロイックミラー331～333のカットオフ波長 $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ が点線で示されている。カットオフ波長 $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ はそれぞれ、430nm、500nm、600nmである。何れのダイクロイックミラー331～333も、カットオフ波長よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長帯域の光を反射する。このダイクロイックミラー331～333により、各光源ユニット311～314から射出された光の光路が合成される。

[0073] このように、ダイクロイックミラー331～333で、各光源ユニット3

1 1 ~ 3 1 4 から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置 2 0 3 からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照射光 L（通常光）が射出される。この照射光 L（通常光）の分光強度分布は、図 8（a）に示す分光強度分布 D 3 1 1 ~ D 3 1 4 のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。この照射光 L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

[0074] また、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、第 1 の光源ユニット 3 1 1 及び第 3 の光源ユニット 3 1 3 が発光駆動され、第 2 の光源ユニット 3 1 2 及び第 4 の光源ユニット 3 1 4 は発光駆動されない。また、第 3 の光源ユニット 3 1 3 は、通常観察モード時よりも、駆動電流を小さくし、強度が低くなるように発光駆動される。これにより、照射光 L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 n m 付近の強度が、他の波長帯域の強度よりも相対的に高くなり、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。また、光源ユニット 3 1 3 から射出される光は、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる 5 5 0 n m 付近の光を含んでいる。そのため、光源ユニット 3 1 1 と共に、光源ユニット 3 1 2 を発光駆動することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を上げることができる。

[0075] このように、第 3 の実施形態によれば、それぞれ異なる波長帯域の光を射出する複数の光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 を有している。また、複数の光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 は、個別に発光制御される。そのため、観察モードに応じて発光駆動する光源ユニットを選択すると共に、光源ユニットの駆動電流を変更することにより、所望の分光強度分布を有する照射光 L を得ることができる。

[0076] また、第 3 の実施形態の光源装置 2 0 3 は、波長帯域が異なり、それぞれ個別に発光制御可能な 4 つの光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 を有している。そのため、4 つの光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 の中から発光駆動させる光源ユニットを選択し、発光駆動時の駆動電流を個別に制御することにより、照射

光Ｌの分光強度分布を細かく制御することができる。

[0077] なお、第３の実施形態では、電子内視鏡システム１が特殊観察モードである場合に、第２の光源ユニット３１２が、通常観察モード時よりも、駆動電流を小さくし、強度が低くなるように発光駆動されてもよい。ヘモグロビンは４１５ｎｍ付近に吸光度のピークを有しているが、その近傍の青色の波長帯域においても比較的高い吸光度を有している。そのため、特殊観察モード時に、青色の波長帯域の光を射出する第２の光源ユニット３１２を発光駆動させることにより、撮影画像における表層血管の強調効果を向上しつつ、撮影画像の輝度を上げることができる。

[0078] （第４の実施形態）

第１～第３の実施形態では、紫色の波長帯域の光を射出する光源ユニット（紫色ＬＥＤ）とそれ以外の波長帯域を射出する光源ユニットとを分けていたが、本発明はこれに限定されない。例えば、紫色ＬＥＤが蛍光体を有してもよい。図９は、本発明の第４の実施形態に係る光源装置２０４のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。第４の実施形態にかかる光源装置２０４も、第１の実施形態に係る光源装置２０１と同様に、例えば、電子内視鏡システム１において使用される。

[0079] 図９に示すように、光源装置２０４は、第１～第３の光源ユニット４１１～４１３、第１、第２のダイクロイックミラー４３１、４３２を備えている。各光源ユニット４１１～４１３はそれぞれ、図示省略された第１～第３光源駆動回路によって個別に発光制御される。

[0080] 第１の光源ユニット４１１は、紫色の波長帯域（例えば、波長が３９５～４３５ｎｍ）の光を射出する紫色ＬＥＤと、紫色ＬＥＤ光によって励起され、青色（例えば、波長が４３０～４９０ｎｍ）の蛍光を発する青色蛍光体を有する。第２の光源ユニット４１２は、青色の波長帯域（例えば、波長が４３０～４７０ｎｍ）の光を射出する青色ＬＥＤと、青色ＬＥＤから射出された青色ＬＥＤ光によって励起され、黄色の波長帯域（例えば、波長が５００

～720nm)の蛍光を発する黄色蛍光体を有する。第3の光源ユニット413は、赤色の波長帯域(例えば、波長が620～680nm)の光を射出する赤色LEDである。

[0081] 各光源ユニット411～413の射出方向の前方にはそれぞれ、図示省略されたコリメートレンズが配置されている。第1の光源ユニット411から射出された紫色LED光及び青色の蛍光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー431に入射される。また、第2の光源ユニット412から射出された青色LED光及び黄色の蛍光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー431に入射される。ダイクロイックミラー431は、第1の光源ユニット411から射出された光の光路と第2の光源ユニット412から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー431で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー432に入射される。

[0082] また、第3の光源ユニット413から射出された赤色LED光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー432に入射される。ダイクロイックミラー432は、ダイクロイックミラー431から入射された光の光路と第3の光源ユニット413から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー432で光路が合成された光は照射光Lとして光源装置204から射出される。

[0083] 図10は、各観察モードにおいて、光源装置204から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。図10(a)は、通常観察モードにおける照射光L(通常光)の分光強度分布を示し、図10(b)は、特殊観察モードにおける照射光L(特殊光)の分光強度分布を示している。図10に示される分光強度分布の横軸は波長(nm)を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0084] 電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、第1～第3の光源ユニット411～413が全て発光駆動される。第1の光源ユニット411の

分光強度分布D 4 1 1は、波長約4 1 5 nm、4 7 0 nmにピークを有している。この2つの波長はそれぞれ、紫色LED光と青色の蛍光の分光強度分布のピーク波長である。ここで、分光強度分布D 4 1 1のうち、波長約4 1 5 nmのピークの高さは、波長約4 7 0 nmのピークの高さよりも高くなるように設定されている。第2の光源ユニット4 1 2の分光強度分布D 4 1 2は、波長約4 5 0 nm、6 0 0 nmにピークを有している。この2つの波長はそれぞれ、青色LED光と黄色の蛍光のピーク波長である。第3の光源ユニット4 1 3の分光強度分布D 4 1 3は、約6 5 0 nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

[0085] また、図10(a)には、ダイクロイックミラー4 3 1、4 3 2のカットオフ波長 λ 4 3 1、 λ 4 3 2が点線で示されている。カットオフ波長 λ 4 3 1、 λ 4 3 2はそれぞれ、5 2 0 nm、6 3 0 nmである。何れのダイクロイックミラー4 3 1、4 3 2も、カットオフ波長よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長帯域の光を反射する。このダイクロイックミラー4 3 1、4 3 2により、各光源ユニット4 1 1～4 1 3から射出された光の光路が合成される。なお、第2の光源ユニット4 1 2から射出される光のうち、波長約4 5 0 nmにピークを有する青色LED光は、カットオフ波長 λ 4 3 1よりも短いため、ダイクロイックミラー4 3 1で光路が合成される光には含まれない。

[0086] このように、ダイクロイックミラー4 3 1、4 3 2で、各光源ユニット4 1 1～4 1 3から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置2 0 4からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照射光L（通常光）が射出される。この照射光L（通常光）の分光強度分布は、図10(a)に示す分光強度分布D 4 1 1～D 4 1 3のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。この照射光L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

[0087] また、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、第1の光源ユニット4 1 1及び第2の光源ユニット4 1 2が発光駆動され、第3の光源ユ

ニット4 1 3は発光駆動されない。また、第2の光源ユニット4 1 2は、通常観察モード時よりも、駆動電流を小さくし、強度が低くなるように発光駆動される。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長4 1 5 nm付近の強度が、他の波長帯域の強度よりも相対的に高くなり、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。また、第2の光源ユニット4 1 2から射出される光は、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる波長5 5 0 nm付近の光を含んでいる。そのため、第1の光源ユニット4 1 1と共に、第2の光源ユニット4 1 2を発光駆動することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を上げることができる。

[0088] なお、電子内視鏡システム1によって撮影される体腔内の生体組織は、通常、血液によって全体的に赤味を帯びている。そのため、特殊観察モード時に赤色の光を生体組織に照射すると、撮影画像全体が赤味を帯び、表層血管の強調効果が得られにくい。本実施形態では、特殊観察モード時に赤色LED（第3の光源ユニット4 1 3）は発光駆動されないため、表層血管の強調効果が低減することを防止することができる。

[0089] また、本実施形態では、特殊観察モードにおいて、第1の光源ユニット4 1 1から射出された青色帯域の光が被写体に照射される。青色の波長帯域は、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長を含んでいないものの、赤色の光に比べて生体組織で吸収されやすい。そのため、特観察モード時に青色の光が生体組織に照射されても、表層血管の強調効果への影響は少ない。また、青色の光を被写体に照射することにより、撮影画像の輝度を上げることができる。

[0090] また、本実施形態では、第2の光源ユニット4 1 2から射出された光のうち、黄色の蛍光のみが被写体に照射され、青色LED光は照射されない。他方、青色の波長帯域の光は、第1の光源ユニット4 1 1から射出され、被写体に照射される。そのため、表層血管の強調効果への影響が比較的少ない青色の波長帯域の光の強度と、当該影響が比較的多い黄色の波長帯域の光の強

度を個別に変更することができる。これにより、特殊観察モード時に、表層血管の強調効果と、撮影画像の明るさとのバランスの調整が行いやすくなる。

[0091] また、第4の実施形態では、第2の光源ユニット412は、黄色蛍光体を有しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第2の光源ユニット412は、黄色蛍光体の代わりに、550nm付近にピーク波長を有する緑色蛍光体を有していてもよい。

[0092] (第5の実施形態)

次に、本発明の第5の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第5の実施形態にかかる光源装置も、第1の実施形態にかかる光源装置201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

[0093] 図11は、第5の実施形態に係る光源装置205のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置205は、第1の光源ユニット511、第2の光源ユニット512、ダイクロイックミラー531を備えている。各光源ユニット511、512はそれぞれ、図示省略された第1、第2光源駆動回路によって個別に発光制御される。図11に示すように、第5の実施形態に係る光源装置205は、第4の実施形態に係る光源装置204から、赤色LED（第3の光源ユニット413）及びダイクロイックミラー432を取り除いた構成である。また、第1の光源ユニット511、第2の光源ユニット512、ダイクロイックミラー531の特性はそれぞれ、第4の実施形態の第1の光源ユニット411、第2の光源ユニット412、ダイクロイックミラー431の特性と同じである。

[0094] 図12は、各観察モードにおいて、光源装置205から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。図12(a)は、通常観察モードにおける照射光L（通常光）の分光強度分布を示し、図12(b)は、特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示している。図12に示される分光強度分布の横軸は波長（nm）を示し、縦軸は照射光Lの強度を示

している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0095] 図12に示すように、第5の実施形態における照射光Lの分光強度分布は、第4の実施形態における照射光Lから、赤色LED光を取り除いたものになる。ただし、第5の実施形態の光源装置205は、ダイクロイックミラー432を有していないため、第2の光源ユニット512から射出された光の内、波長630nm以上の赤色の波長帯域の光も照射光Lとして照射される。

[0096] 第5の実施形態の光源装置205は、第4の実施形態の光源装置204と比較して、赤色LED（光源ユニット413）及びダイクロイックミラー432が無い分、構成を簡素にすることができる。また、第5の実施形態の光源装置205は、第2の光源ユニット512から射出される光の内、波長630nmよりも長い赤色の波長帯域の光が照明光Lとして使用されるため、通常観察モード時において、赤色LEDが無くても、擬似白色の照射光L（通常光）を得ることができる。

[0097] また、第5の実施形態では、第2の光源ユニット512は、黄色蛍光体を有しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第2の光源ユニット512は、第2の実施系他における第2の光源ユニット212と同様に、黄色蛍光体の代わりに、緑色蛍光体と赤色蛍光体を有していてもよい。この場合、通常観察モード時に、黄色蛍光体を使用する場合に比べ、より広い波長帯域を有する通常光を得ることができる。

[0098] （第6の実施形態）

次に、本発明の第6の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第6の実施形態にかかる光源装置も、第1の実施形態にかかる光源装置201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

[0099] 図13は、第6の実施形態に係る光源装置206のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置206は、第1～第3の光源ユニット611～613、第1、第2のダイ

クロイックミラー 631、632を備えている。各光源ユニット 611～613はそれぞれ、図示省略された第1～第3光源駆動回路によって個別に発光制御される。図13に示すように、第6の実施形態に係る光源装置 206は、第3の実施形態に係る光源装置 203から、青色LED（第2の光源ユニット 312）及びダイクロイックミラー 331を取り除き、代わりに、第1の光源ユニット 611に青色蛍光体を持たせた構成である。また、第1の光源ユニット 611の特性は、第5の実施形態における第1の光源ユニット 511の特性と同じである。また、第2の光源ユニット 612、第3の光源ユニット 613、ダイクロイックミラー 631、ダイクロイックミラー 632の特性はそれぞれ、第3の実施形態の第3の光源ユニット 313、第4の光源ユニット 314、ダイクロイックミラー 332、ダイクロイックミラー 333の特性と同じである。

[0100] 図14は、各観察モードにおいて、光源装置 206から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。図14（a）は、通常観察モードにおける照射光L（通常光）の分光強度分布を示し、図14（b）は、特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示している。図14に示される分光強度分布の横軸は波長（nm）を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0101] 図14に示すように、第6の実施形態における照射光Lの分光強度分布は、第3の実施形態における照射光Lから、紫色LED光と青色LED光を取り除き、代わりに、第1の光源ユニット 611から射出される紫色LED光と青色の蛍光（D611）を加えたものになる。ただし、第6の実施形態の光源装置 206は、ダイクロイックミラー 331を有していないため、第1の光源ユニット 611から射出された光の内、カットオフ波長 λ_{331} （波長 430 nm）以上且つカットオフ波長 λ_{631} （波長 500 nm）よりも短い波長帯域の光も照射光Lとして射出される。

[0102] 第6の実施形態の光源装置 206は、第3の実施形態の光源装置 203と

比較して、青色LED（光源ユニット212）及びダイクロイックミラー331が無い分、構成を簡素にすることができる。

[0103] （第7の実施形態）

次に、本発明の第7の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第7の実施形態にかかる光源装置も、第1の実施形態にかかる光源装置201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

[0104] 図15は、第7の実施形態に係る光源装置207のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置207は、第1～第4の光源ユニット711～714、第1～第3のダイクロイックミラー731～733を備えている。各光源ユニット711～714はそれぞれ、図示省略された第1～第4光源駆動回路によって個別に発光制御される。図15に示すように、第7の実施形態に係る光源装置207は、第3の実施形態に係る光源装置203の緑色LED（第3の光源ユニット313）を、青色LEDと黄色蛍光体を有する蛍光体LEDに置き換えたものである。ただし、第7の実施形態のダイクロイックミラー731～733のカットオフ波長 $\lambda_{731} \sim \lambda_{733}$ は、第3の実施形態のダイクロイックミラー331～333の $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ と同じである必要はない。詳しくは、カットオフ波長 $\lambda_{731} \sim \lambda_{733}$ は、ダイクロイックミラー731～733による光路の合成時の光量損失が少なくなるように、或いは、照明光Lの分光強度分布が所望の分布となるように適宜設定される。

[0105] 図16は、各観察モードにおいて、光源装置207から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。図16（a）は、通常観察モードにおける照射光L（通常光）の分光強度分布を示し、図16（b）は、特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示している。図16に示される分光強度分布の横軸は波長（nm）を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

[0106] 図16に示すように、第7の実施形態における照射光Lの分光強度分布は

、第3の光源ユニット713から射出された光の分光強度分布D713以外は、第3の実施形態における照射光Lの分光強度分布と同じである。ただし、第7の実施形態のダイクロイックミラー731～733のカットオフ波長 $\lambda_{731} \sim \lambda_{733}$ は、第3の実施形態のダイクロイックミラー331～333の $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ と異なっている。そのため、照射光Lとして射出される光の分光強度分布（図16に示される分光強度分布のうち、実線で示される領域）は、第3の実施形態における照明光Lの分光強度分布とは異なる。

[0107] 第7の実施形態の光源装置207は、第3の実施形態の光源装置203と比較して、緑色LED（第3の光源ユニット313）の代わりに蛍光体LED（第3の光源ユニット713）を使用しているため、照明光L（通常光）の分光強度分布が可視領域においてフラットに近づく。これにより、自然の白色光に近い照射光L（通常光）で被写体を照明することができる。

[0108] また、第3の光源ユニット713は、黄色蛍光体を有しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第3の光源ユニット713は、黄色蛍光体の代わりに、550nm付近にピーク波長を有する緑色蛍光体と650nm付近にピーク波長を有する赤色蛍光体を有していてもよい。或いは、第3の光源ユニット713は、図16に示すよりも、より広い波長帯域に強度を有する黄色蛍光体を有していてもよい。

[0109] 以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。例えば、上記各実施形態では、固体発光素子としてLEDを想定している。本発明はこれに限定するものではなく、LD（Laser Diode）を固体発光素子として採用することも可能である。

請求の範囲

[請求項1]

第1の波長帯域の光を射出する第1の光源ユニットと、
前記第1の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第2の波長帯域の光を射出する第2の光源ユニットと、
前記第1の光源ユニットから射出される光の光路と前記第2の光源ユニットから射出される光の光路とを合成する第1の光路合成手段と、
、
前記第1の光源ユニットと前記第2の光源ユニットを複数のモードのそれぞれに応じて個別に発光制御する光源制御手段と、
を備え、
前記光源制御手段により前記第1の光源ユニット及び前記第2の光源ユニットが第1のモードで発光駆動されると、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光が第1の強度比で射出され、前記第1の光路合成手段にて合成されることにより、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光となって、内視鏡に供給され、
前記光源制御手段により前記第1の光源ユニット及び前記第2の光源ユニットが第2のモードで発光駆動されると、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光が、前記第1の強度比と比べて、該第2の波長帯域の光が相対的に低くなる第2の強度比で射出され、前記第1の光路合成手段にて合成されることにより、特定の生体組織に対して吸光度の高い特殊光となって、前記内視鏡に供給される、
内視鏡用光源装置。

[請求項2]

前記第1の波長帯域のピーク波長及び前記第2の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第3の波長帯域の光を射出する第3の光源ユニットと、
前記第1の光路合成手段によって合成された光の光路と、前記第3の光源ユニットから射出された光の光路とを合成する第2の光路合成手段と、

を更に備え、

前記光源制御手段は、

前記第 1 のモードでは、前記第 3 の光源ユニットを、前記第 1 の光源ユニット及び前記第 2 の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、

前記第 2 のモードでは、前記第 3 の光源ユニットを発光させない、

請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

[請求項 3]

前記第 1 の波長帯域のピーク波長、前記第 2 の波長帯域のピーク波長、前記第 3 の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第 4 の波長帯域の光を射出する第 4 の光源ユニットと、

前記第 2 の光路合成手段によって合成された光の光路と、前記第 4 の光源ユニットから射出された光の光路とを合成する第 3 の光路合成手段と、

を更に備え、

前記光源制御手段は、

前記第 1 のモードでは、前記第 4 の光源ユニットを、前記第 1 の光源ユニット、前記第 2 の光源ユニット、前記第 3 の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、

前記第 2 のモードでは、前記第 4 の光源ユニットを発光させない、

請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

[請求項 4]

前記第 1 の光源ユニットは、

第 1 の固体発光素子と、

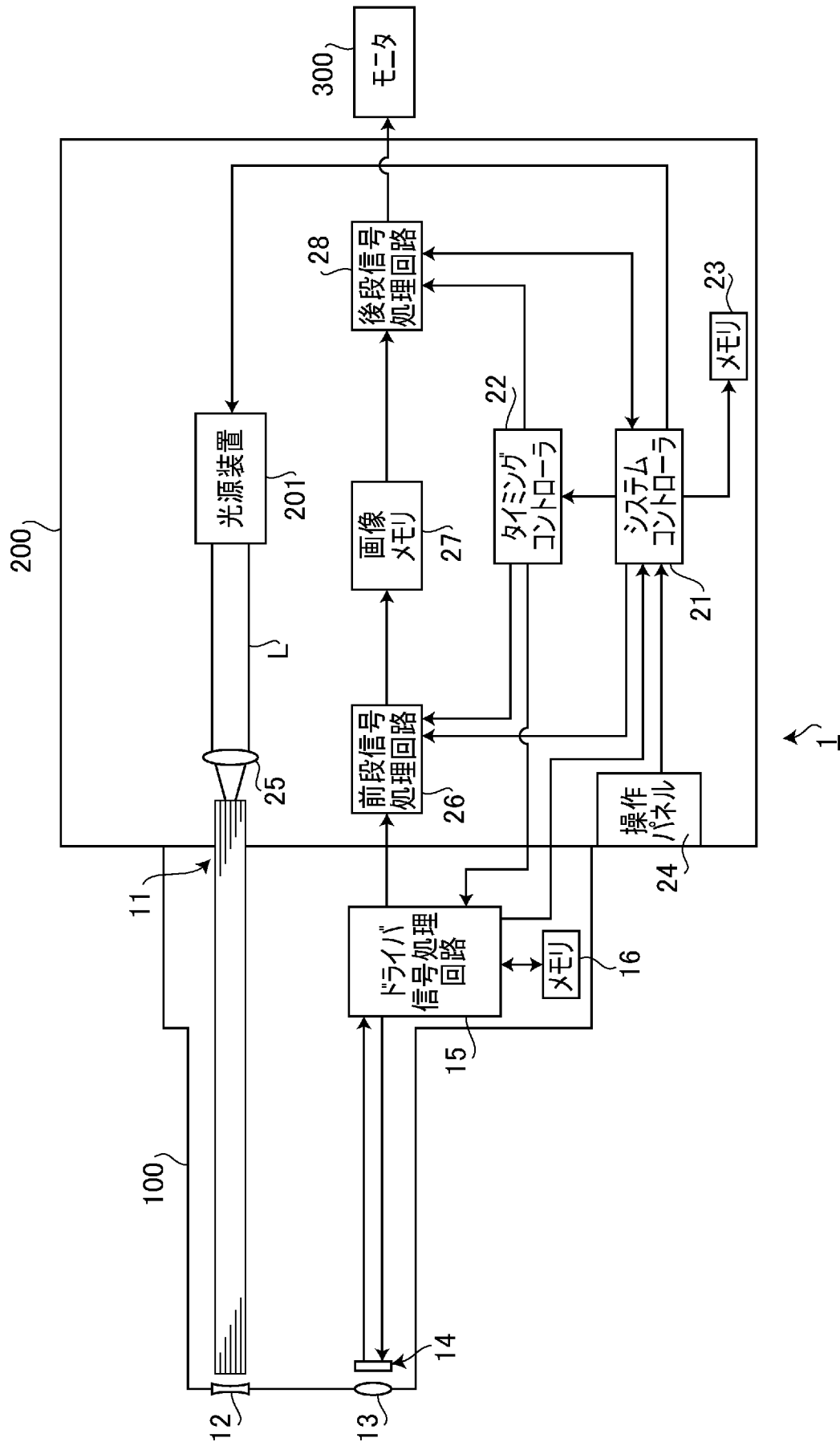
前記第 1 の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍光を発する第 1 の蛍光体と、

を有する、

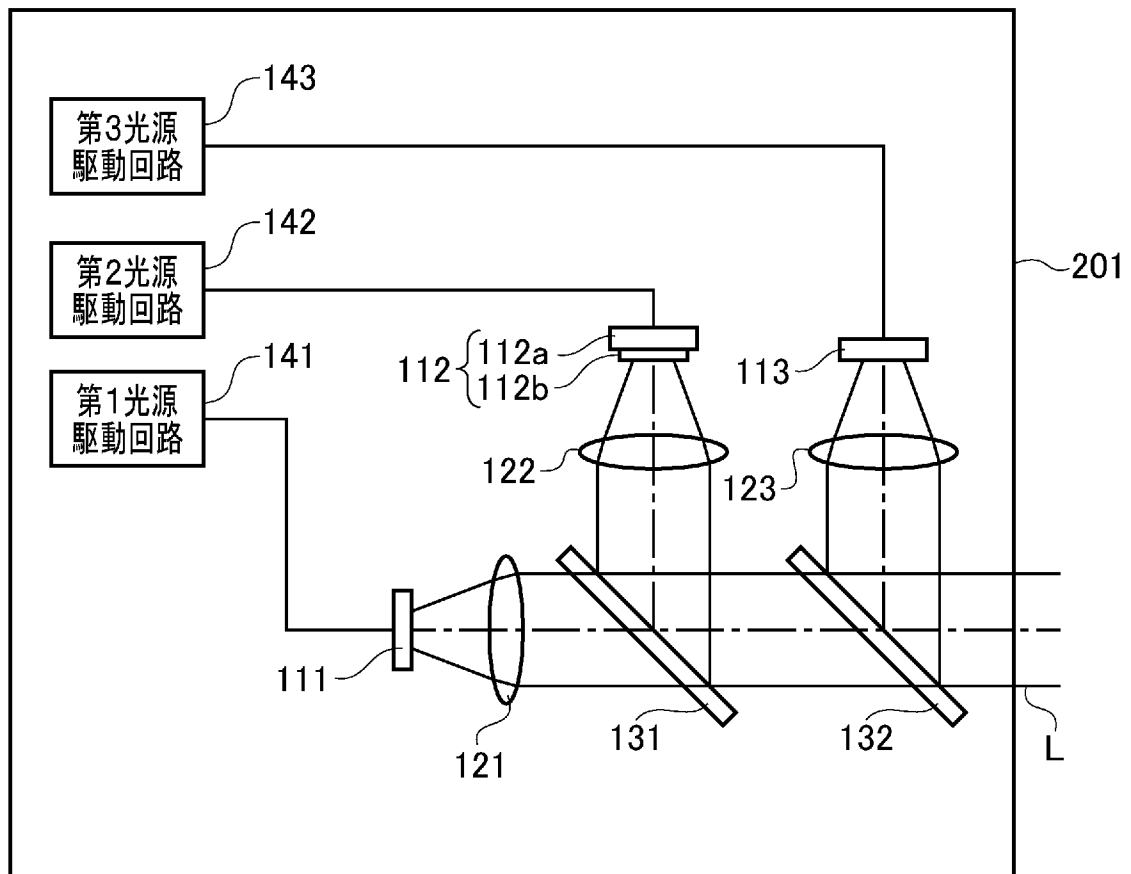
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

- [請求項5] 前記第2の光源ユニットは、
 第2の固体発光素子と、
 前記第2の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍
光を発する第2の蛍光体と、
 を有する、
請求項1から請求項4の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。
- [請求項6] 前記第2の蛍光体は、
 前記第2の固体発光素子から射出された光によって励起され、互
いに異なるピーク波長をもつ光を発する2つの蛍光体を含む、
請求項5に記載の内視鏡用光源装置。
- [請求項7] 前記第1の固体発光素子は、
 紫色の波長帯域の光を射出し、
 前記第1の蛍光体は、
 青色の波長帯域の蛍光を発する蛍光体であり、
 前記第1の光源ユニットから射出される光のうち、前記青色の波長
帯域の蛍光の強度は、前記紫色の波長帯域の光の強度よりも弱い、
請求項4を引用する、請求項5又は請求項6に記載の内視鏡用光源装
置。

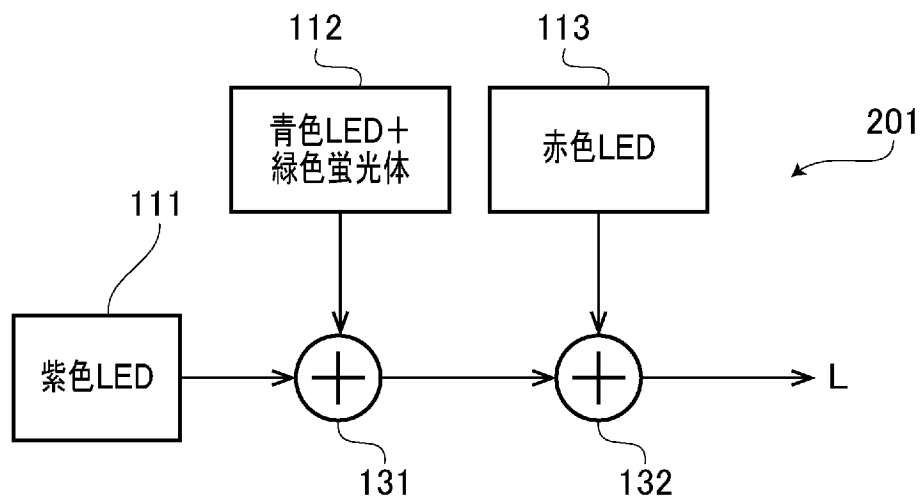
[図1]



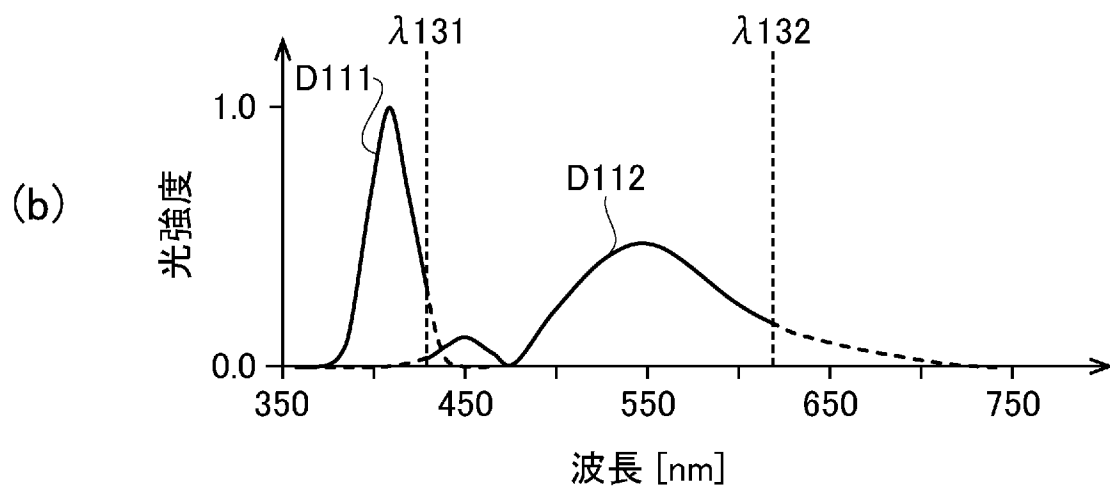
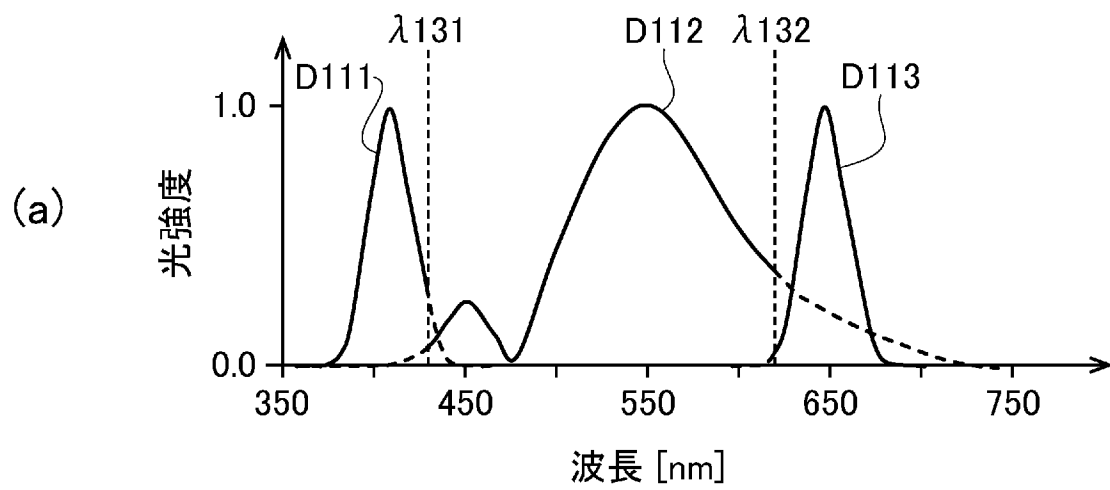
[図2]



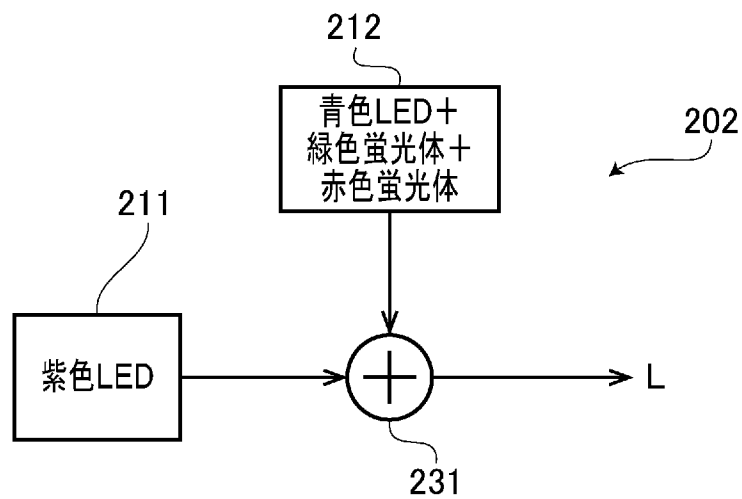
[図3]



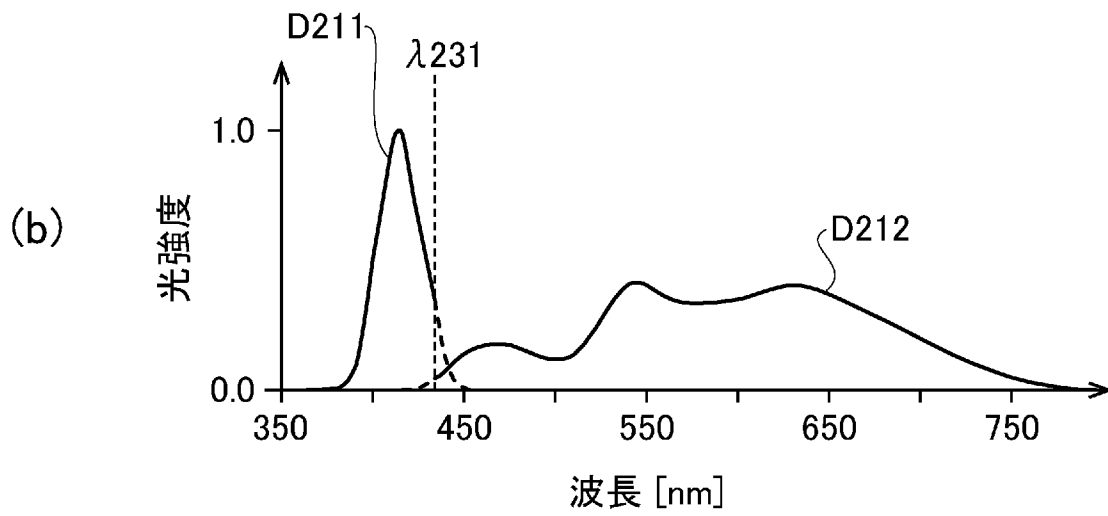
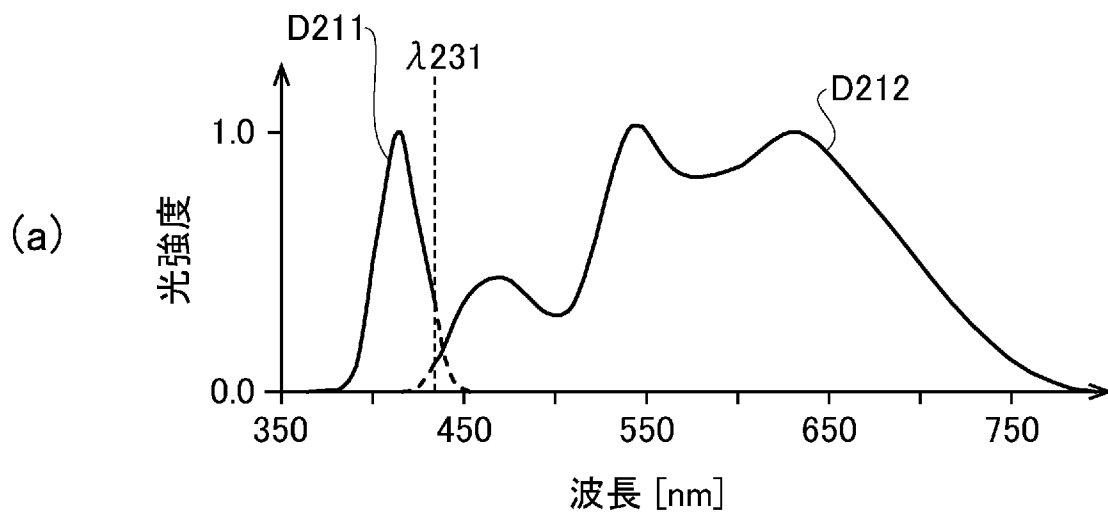
[図4]



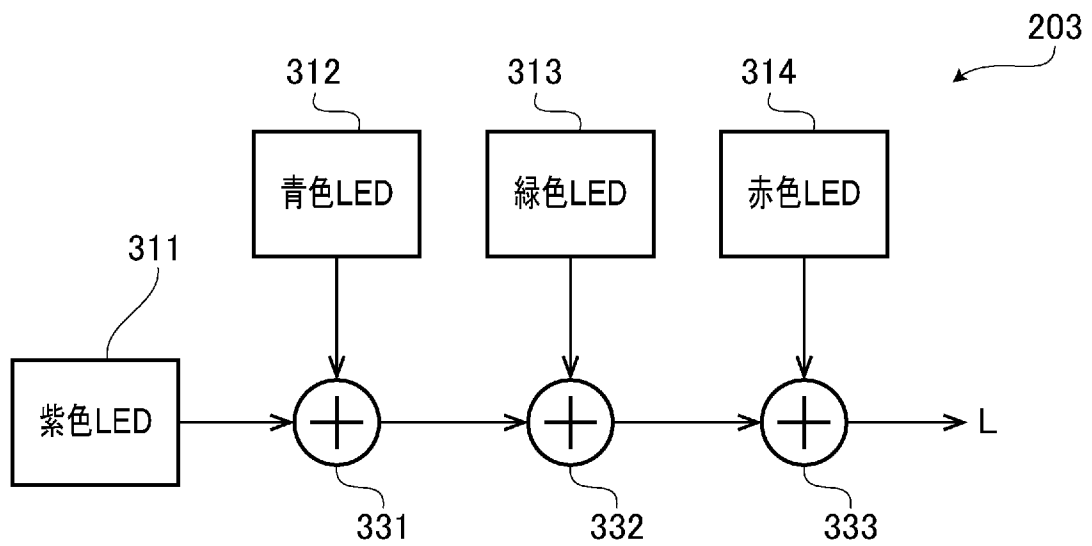
[図5]



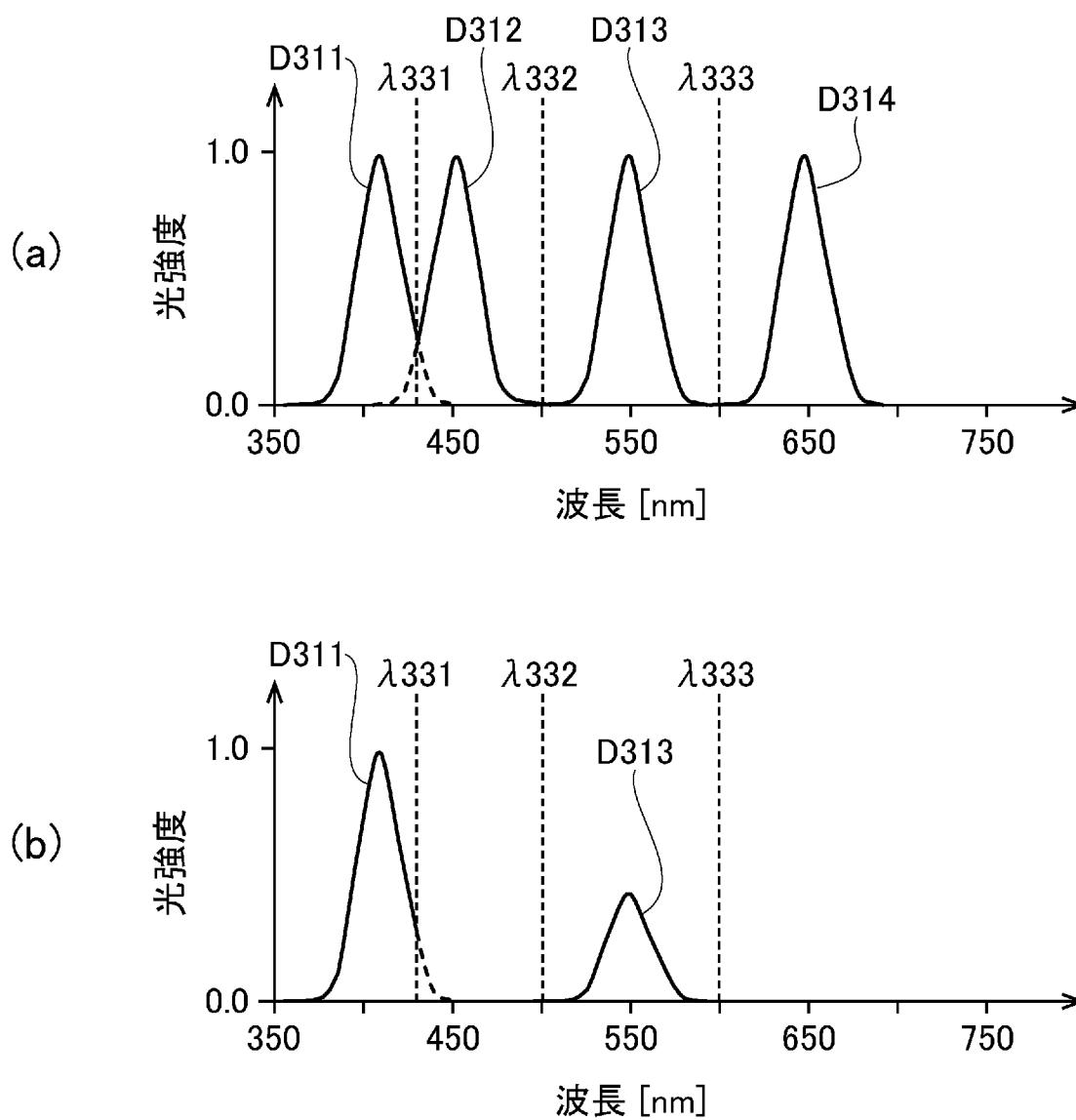
[図6]



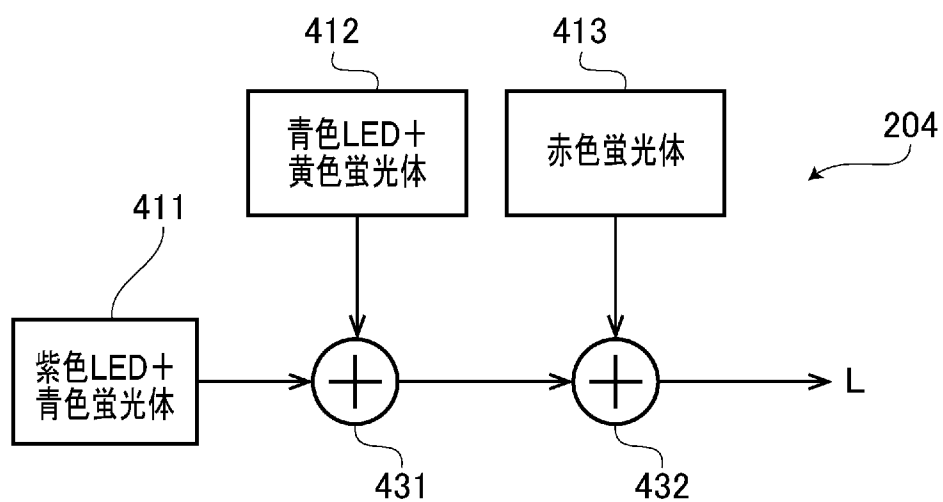
[図7]



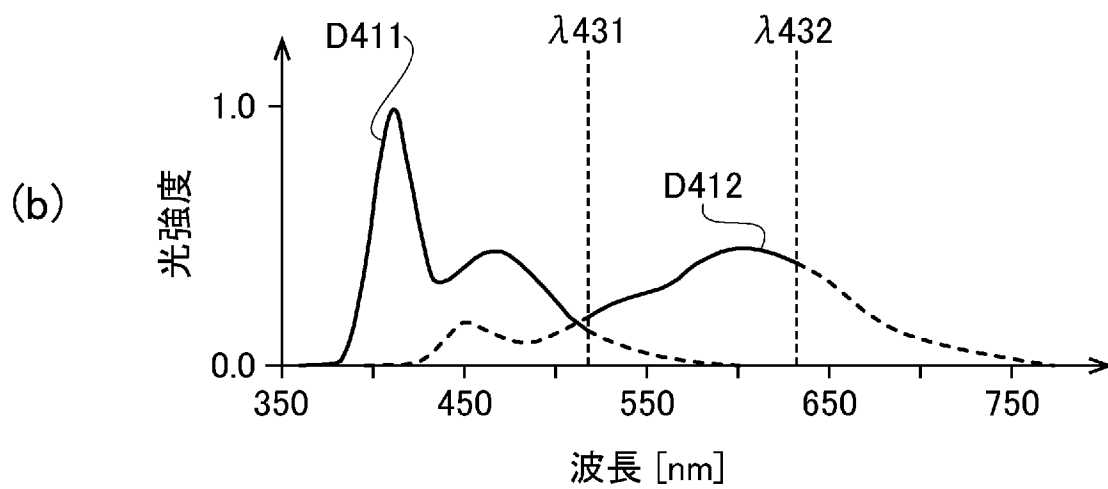
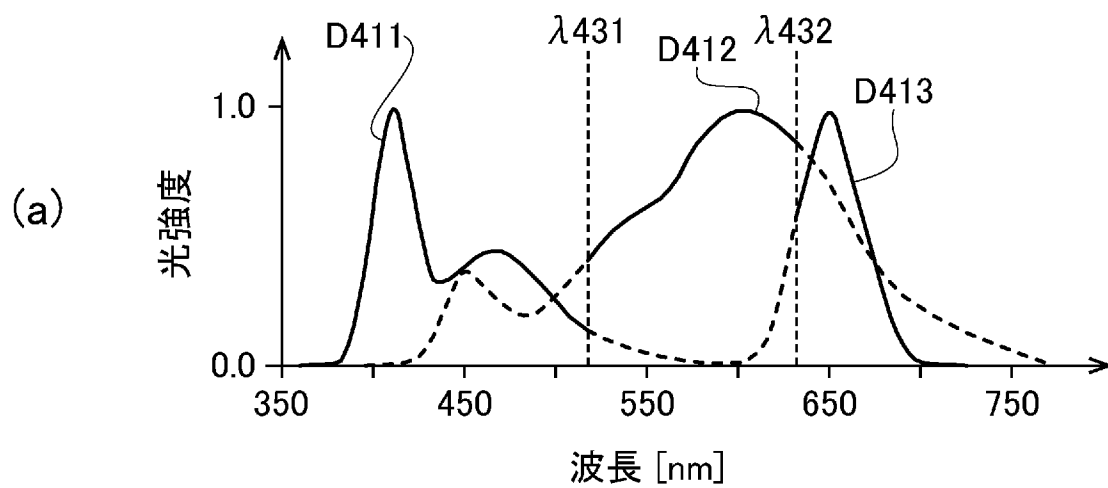
[図8]



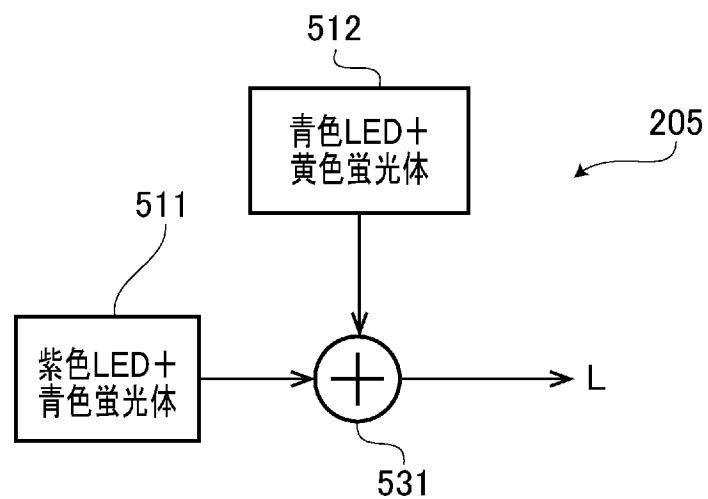
[図9]



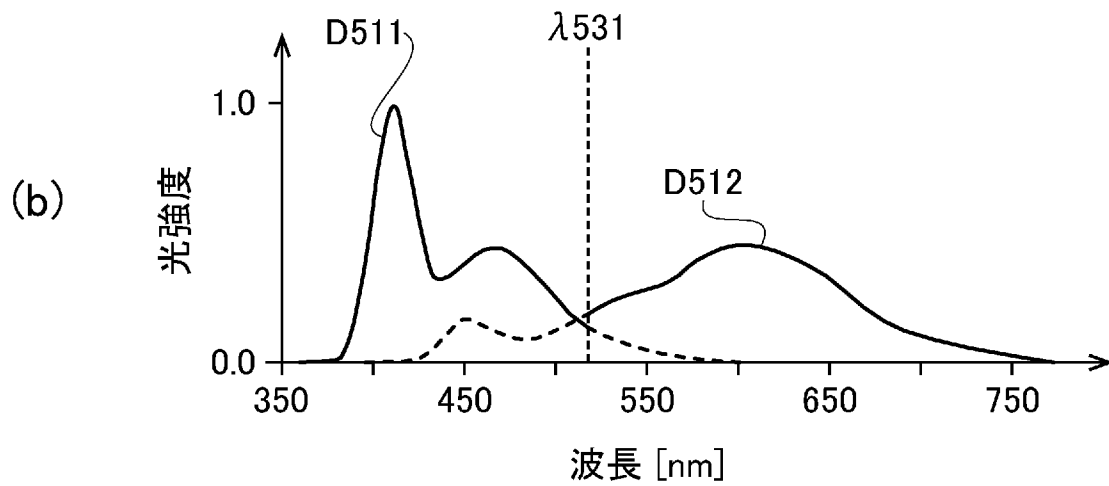
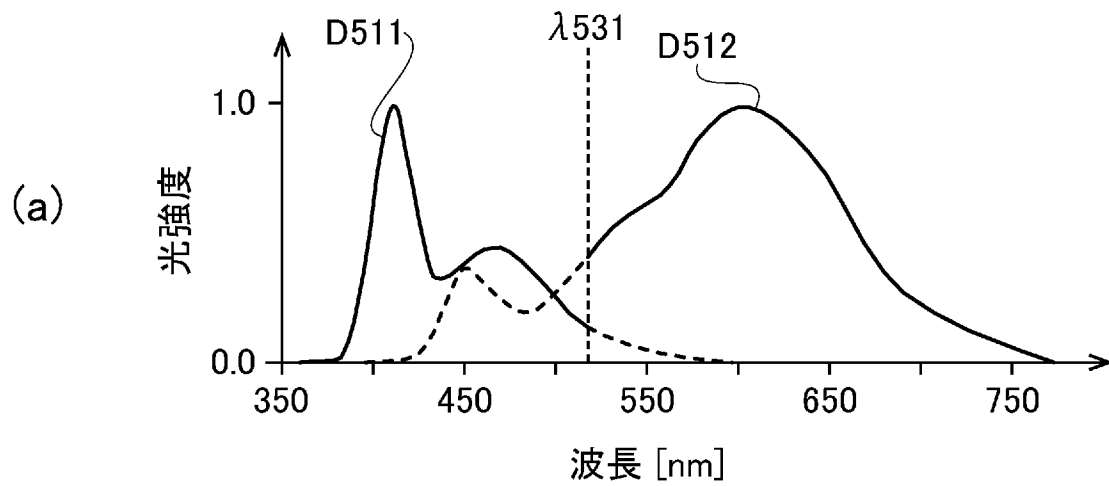
[図10]



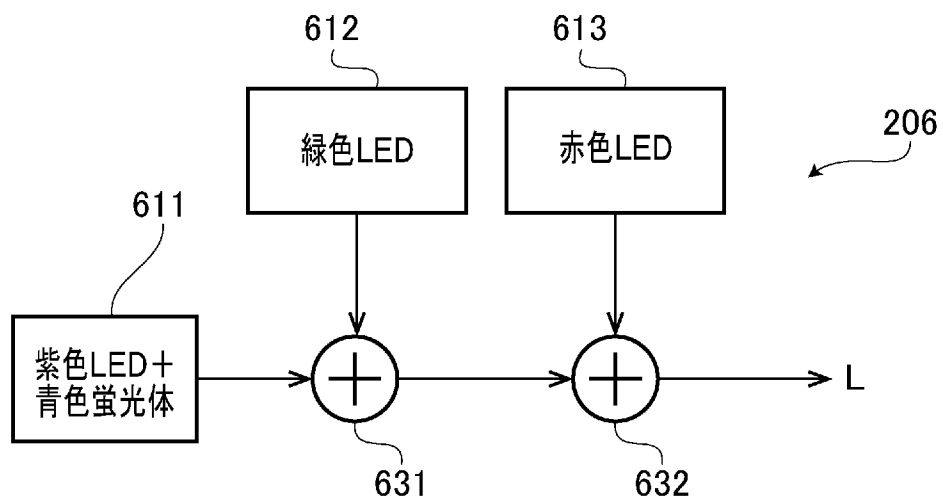
[図11]



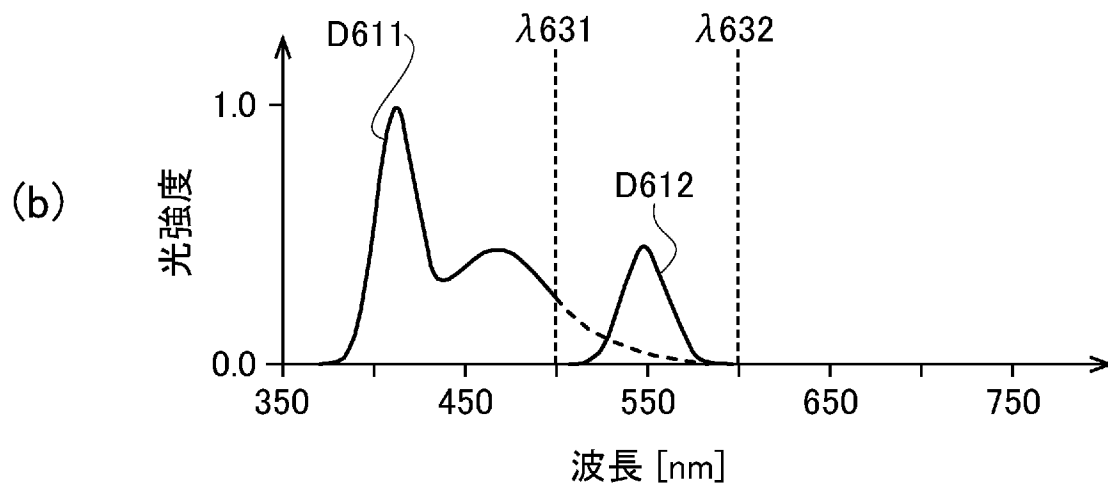
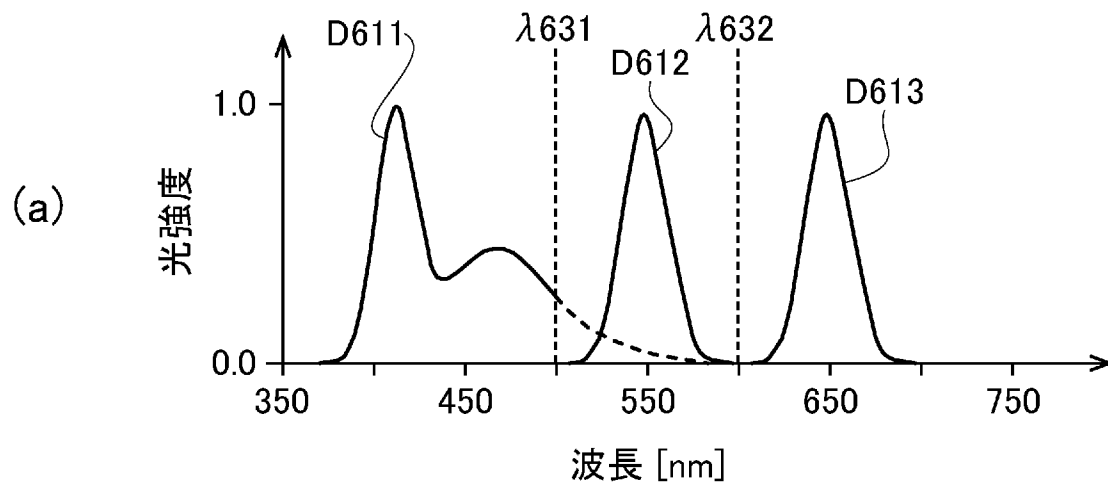
[図12]



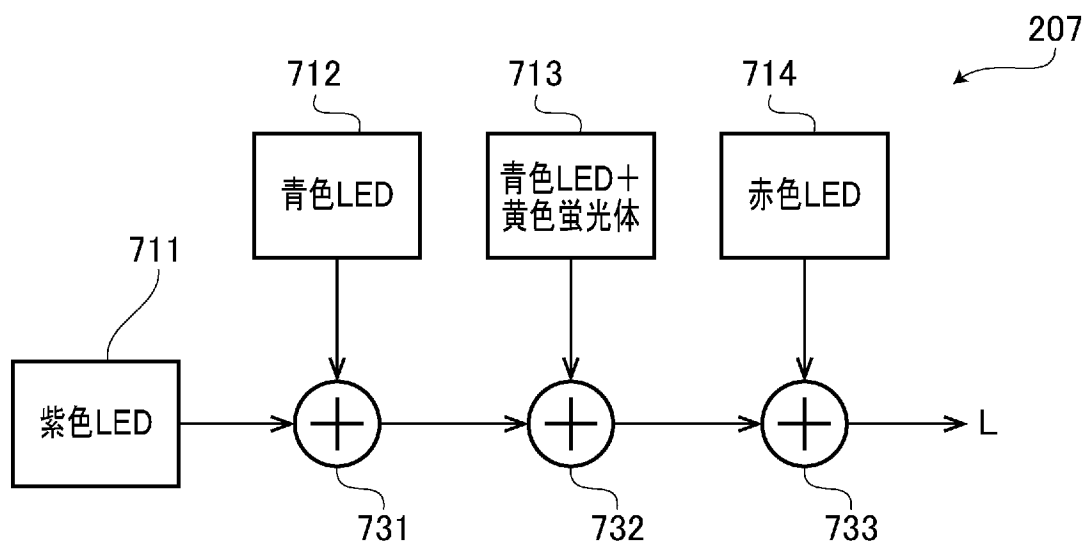
[図13]



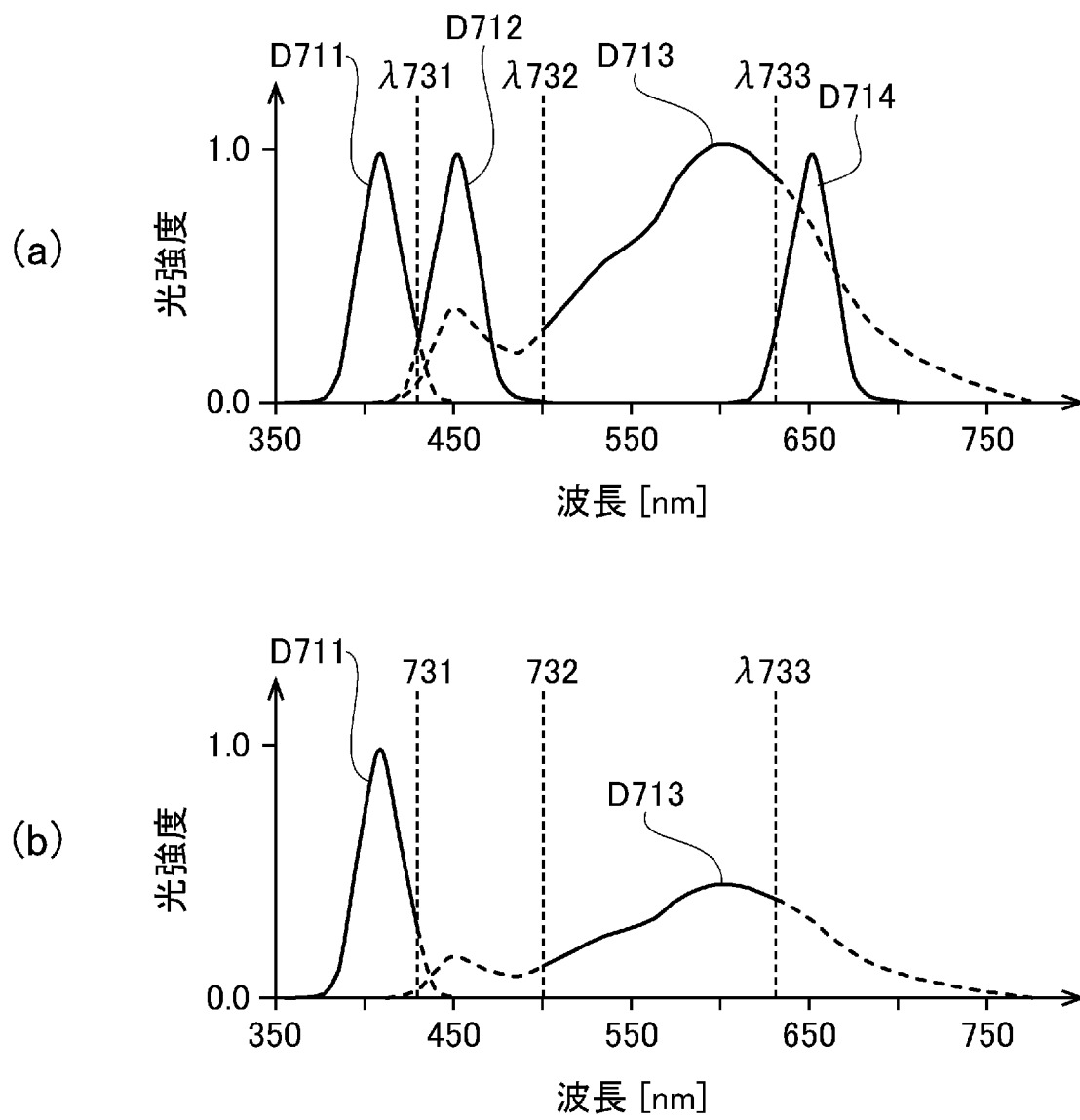
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/054812

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
Y	JP 2015-27470 A (Fujifilm Corp.), 12 February 2015 (12.02.2015), paragraphs [0010] to [0059]; fig. 1 to 9 (Family: none)	1-7
Y	JP 2014-171511 A (Olympus Corp.), 22 September 2014 (22.09.2014), paragraphs [0012] to [0018], [0086] to [0093]; fig. 1, 9 to 11 & US 2015/0374218 A1 paragraphs [0026] to [0040], [0166] to [0184]; fig. 1, 9 to 11 & WO 2014/136706 A1 & EP 2965683 A1 & CN 105025774 A	1-7

☒ 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
07 April 2016 (07.04.16)

Date of mailing of the international search report
19 April 2016 (19.04.16)

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/JP2016/054812

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 2015-70946 A (Fujifilm Corp.), 16 April 2015 (16.04.2015), paragraphs [0037] to [0089], [0102] to [0118]; fig. 1 to 20, 30 to 40 & US 2015/0099932 A1 paragraphs [0073] to [0132], [0146] to [0162]; fig. 1 to 20, 30 to 40 & EP 2856925 A1 & CN 104510435 A	1-7

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/06 (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 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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
Y	JP 2015-27470 A (富士フイルム株式会社) 2015.02.12, 段落[0010]-[0059], 第1-9図 (ファミリーなし)	1-7
Y	JP 2014-171511 A (オリンパス株式会社) 2014.09.22, 段落[0012]-[0018], [0086]-[0093], 第1, 9-11図 & US 2015/0374218 A1, paragraphs[0026]-[0040], [0166]-[0184], Fig. 1, 9-11 & WO 2014/136706 A1 & EP 2965683 A1 & CN 105025774 A	1-7

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

07.04.2016

国際調査報告の発送日

19.04.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/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)

安田 明央

2Q

9309

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
Y	JP 2015-70946 A (富士フイルム株式会社) 2015. 04. 16, 段落[0037]-[0089], [0102]-[0118], 第 1-20, 30-40 図 & US 2015/0099932 A1, paragraphs[0073]-[0132], [0146]-[0162], Fig. 1-20, 30-40 & EP 2856925 A1 & CN 104510435 A	1 - 7