

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02019/044802

発行日 令和2年3月26日(2020.3.26)

(43) 国際公開日 平成31年3月7日(2019.3.7)

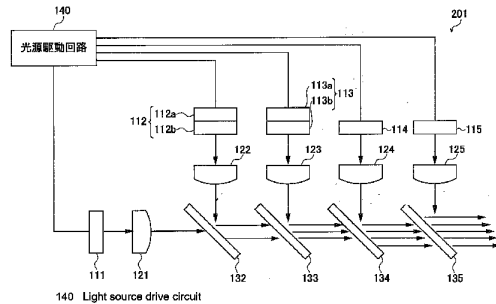
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
	A 6 1 B 1/07 7 3 6	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 37 頁) 最終頁に続く		

出願番号 特願2019-539513 (P2019-539513)	(71) 出願人 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/031686	(74) 代理人 110000165 グローバル・アイピー東京特許業務法人
(22) 国際出願日 平成30年8月28日(2018.8.28)	(72) 発明者 尾登 邦彦 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H O Y A 株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2017-163219 (P2017-163219)	F ターム(参考) 2H040 CA04 CA06 CA11 CA23 DA11 DA12 GA02 GA11 4C161 BB02 CC06 GG01 HH51 JJ11 JJ17 LL02 MM05 NN01 QQ02 QQ07 QQ09 RR05 RR14 RR26
(32) 優先日 平成29年8月28日(2017.8.28)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

光源装置は、入射光から、第1波長帯域の成分を除去した透過光と入射光から第1波長帯域の成分を抽出した反射光を生成する第1光学素子と、前記第1波長帯域の成分を少なくとも含む光を出射し、前記第1光学素子の反射光となるように前記第1光学素子に入射させる第1光源と、前記第1波長帯域を含む広い第2波長帯域の成分を含む光が前記第1光学素子の透過光となるように光を出射する第2光源と、前記第1光源及び前記第2光源の駆動を制御する制御部と、を有する。前記制御部は、前記第1光源出射光の出射と前記第2光源出射光の出射のオン/オフを制御することにより、前記第1の光の出射及び前記第2の光の出射を選択的に行う。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の光、及び、前記第 1 の光の第 1 波長帯域を含む広い第 2 波長帯域の第 2 の光のいずれか一方を、少なくとも出射するように構成された内視鏡用光源装置であって、

第 1 光路から入射した第 1 光路入射光は、前記第 1 光路入射光から前記第 1 波長帯域の光成分が抽出され、前記第 1 波長帯域以外の光成分が除去された第 1 光路通過光となり、前記光学素子の第 2 光路から入射した第 2 光路入射光は、前記第 2 光路入射光から前記第 1 波長帯域の光成分が除去され、前記第 1 波長帯域の光成分以外の光成分が抽出された第 2 光路通過光となり、前記第 1 光路通過光の出射光路と前記第 2 光路通過光の出射光路とを重ね、重なった前記出射光路を通過する光が出射するように構成された第 1 光学素子と

10

、
前記第 1 波長帯域の光成分を少なくとも含む第 1 光源出射光を出射し、前記第 1 光源出射光が前記第 1 光路入射光となるように前記第 1 光源出射光を前記第 1 光学素子に入射させるように構成された第 1 光源と、

前記第 2 波長帯域の光成分を少なくとも含む第 2 光源出射光を出射し、前記第 2 光源出射光から得られる前記第 2 波長帯域の光成分を少なくとも含む光が前記第 1 光学素子の前記第 2 光路入射光となるように構成された第 2 光源と、

前記第 1 光源出射光の出射と前記第 2 光源出射光の出射のオン/オフを制御することにより、前記第 1 の光の出射及び前記第 2 の光の出射を選択的に行うように構成された制御部と、

20

を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記第 1 光源出射光の出射と前記第 2 光源出射光の出射をオンにして、前記第 2 の光を生成し、前記第 1 光源出射光の出射をオンにし、前記第 2 光源出射光の出射をオフにして、前記第 1 の光を生成するように、前記第 1 光源及び前記第 2 光源の駆動を制御するように構成されている、請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 2 光源出射光の入射を受けて、前記第 1 光学素子の前記第 2 光路入射光となるように前記第 1 光学素子へ出射する出射光を生成するように構成された第 2 光学素子を備える、請求項 1 または 2 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 4】

前記第 1 光源出射光の波長帯域と前記第 2 光源出射光の波長帯域は、互いに同じである、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記第 1 の光を出射するときの前記第 1 光源出射光の光強度を、前記第 2 の光を出射するときの前記第 1 光源出射光の光強度と異ならせるように、前記第 1 光源を制御する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記内視鏡用光源装置は、前記第 1 の光のピーク波長及び前記第 2 の光のピーク波長より長いピーク波長を持つ第 3 光源出射光を、前記第 2 光学素子に向けて出射するように構成された第 3 光源を備え、

40

前記第 2 光学素子は、前記第 3 光源出射光と前記第 2 光源出射光の入射を受けて、前記第 3 光源出射光と、前記第 2 光源出射光の前記第 2 波長帯域の光成分を少なくとも含む光と、の合成光が前記第 1 光学素子へ出射するように構成されている、請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記内視鏡用光源装置は、

前記第 1 の光のピーク波長及び前記第 2 の光のピーク波長より短いピーク波長を持ち、
4 1 5 n m の波長を含む波長帯域の第 4 光源出射光を出射する第 4 光源と、

前記第 4 光源出射光と前記第 1 光学素子からの出射光の入射を受けて、前記第 4 光源出

50

射光と前記第 1 光学素子からの出射光の合成光を、第 3 の光として出射するように構成されている第 3 光学素子と、を備える、請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記内視鏡用光源装置は、前記第 1 の光のピーク波長及び前記第 2 の光のピーク波長より短いピーク波長を持ち、415nm の波長を含む波長帯域の第 4 光源出射光を出射する第 4 光源を備え、

前記第 2 光学素子は、前記第 4 光源出射光と前記第 2 光源出射光の入射を受けて、前記第 4 光源出射光と、前記第 2 光源出射光の前記第 2 波長帯域の光成分を少なくとも含む光と、の合成光が前記第 1 光学素子へ出射するように構成されている、請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 9】

前記内視鏡用光源装置は、

前記第 1 の光のピーク波長及び前記第 2 の光のピーク波長より長いピーク波長を持つ第 3 光源出射光を出射するように構成された第 3 光源と、

前記第 3 光源出射光と前記第 1 光学素子からの出射光の入射を受けて、前記第 3 光源出射光と前記第 1 光学素子の合成光が第 3 の光として出射するように構成されている第 3 光学素子と、を備える、請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記第 1 の光、前記第 2 の光、及び前記第 3 の光を繰り返し出射光として出射するように、前記第 1 光源、前記第 2 光源、前記第 3 光源、及び前記第 4 光源の駆動を制御するように構成されている、請求項 7 または 9 に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 11】

前記第 1 光源は、第 1 励起光を発する第 1 固体発光素子と、前記第 1 励起光で第 1 蛍光を発する第 1 蛍光体と、を備え、

前記第 1 光源出射光は、前記第 1 励起光及び前記第 1 蛍光を含む、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 12】

前記第 1 波長帯域は、前記第 1 蛍光の波長帯域に含まれる、請求項 11 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 13】

前記第 1 光源には、前記第 1 蛍光体を励起することなく通過した前記第 1 励起光の一部を反射させて、前記第 1 蛍光体に照射させることにより、前記第 1 蛍光体が発する前記第 1 蛍光の強度が増加するように、第 1 反射面が前記第 1 光源の発光面の周りの空間の一部を覆うように設けられている、請求項 11 または 12 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 14】

前記第 1 光路出射光は、前記第 1 光学素子の面で反射した反射光であり、

前記第 2 光路出射光は、前記第 1 光学素子の内部を透過した透過光である、請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 15】

前記第 2 光源は、第 2 励起光を発する第 2 固体発光素子と、前記第 2 励起光で第 2 蛍光を発する第 2 蛍光体と、を備え、

前記第 2 光源出射光は、前記第 2 励起光及び前記第 2 蛍光を含む、請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

40

【請求項 16】

前記第 2 波長帯域は、前記第 2 蛍光の波長帯域に含まれる、請求項 15 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 17】

前記第 2 光源には、前記第 2 蛍光体を励起することなく通過した前記第 2 励起光の一部を反射させて、前記第 2 蛍光体に照射させることにより、前記第 2 蛍光体が発する前記第 2 蛍光の強度が増加するように、第 2 反射面が前記第 2 光源の発光面の周りの空間の一部

50

を覆うように設けられている、請求項 15 または 16 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 18】

請求項 1 ~ 17 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置と、
前記内視鏡用光源装置の出射する少なくとも前記第 1 の光及び前記第 2 の光を被写体の照明光として用いる内視鏡と、
を備える内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用光源装置及び内視鏡システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

内視鏡によって撮影された生体組織の画像や情報を取得して、診断を行う内視鏡システムが一般的に知られている。内視鏡システムを用いた診断のとき、生体組織中の特殊な部分を強調した画像を得るために、通常光である白色光とは異なる特定の波長帯域の特殊光が生体組織の照明光として用いられる。例えば、生体組織中の血管の部分を強調した画像が取得され、あるいは生体組織中の生体物質、例えば、ヘモグロビンの濃度やヘモグロビンの酸素飽和度の情報が取得される。

このような特殊光、すなわち、分光強度特性が白色光と異なる特殊光を用いて、特殊な画像を撮影することが可能な内視鏡システムに用いる光源装置が知られている（特許文献 1）。

20

【0003】

上記公知の光源装置は、2つの発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）と回転する光学フィルタが搭載された光源装置を備える。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、特定の生体組織に対して高い吸光度を有する波長帯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から射出される光の光路上に挿抜可能である。

【0004】

30

上記光源装置では、光学フィルタが光路上から抜去されているときは、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（通常光）として被写体を照明する。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特殊光として被写体を照明する。このように、照明光の分光強度特性を白色光と異ならせ、特定の波長帯域の光のみが被写体を照明することにより、生体組織の被写体のうち、特定の組織を強調した撮影画像を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

40

【特許文献 1】特許第 5198694 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、上記公知の光源装置では、回転する光学フィルタを用いるので、光学フィルタの回転の状態を知るための回転検知信号や光学フィルタ位置検知信号をセンサ等により取得し、回転に応じた光源装置の制御が必要になる。また、光学フィルタの回転速度を所定の速度にするための回転制御が必要になり、光源装置の制御が複雑になる。

このため、光源装置は、回転する光学フィルタを用いることなく、特殊光と白色光等の通常光とを繰り返し切り替えて出射することができる構成が好ましい。

50

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は、従来の光源装置のように回転する光学フィルタを用いることなく、被写体の照明光として、特殊光の切り換えを容易に行うことができる構成の内視鏡用光源装置及び内視鏡システム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 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様は、第1の光、及び、前記第1の光の第1波長帯域を含む広い第2波長帯域の第2の光のいずれか一方を、少なくとも出射するように構成された内視鏡用光源装置である。当該光源装置は、

第1光路から入射した第1光路入射光は、前記第1光路入射光から前記第1波長帯域の光成分が抽出され、前記第1波長帯域以外の光成分が除去された第1光路通過光となり、前記光学素子の第2光路から入射した第2光路入射光は、前記第2光路入射光から前記第1波長帯域の光成分が除去され、前記第1波長帯域の光成分以外の光成分が抽出された第2光路通過光となり、前記第1光路通過光の出射光路と前記第2光路通過光の出射光路とを重ね、重なった前記出射光路を通過する光が出射するように構成された第1光学素子と

10

、
前記第1波長帯域の光成分を少なくとも含む第1光源出射光を出射し、前記第1光源出射光が前記第1光路入射光となるように前記第1光源出射光を前記第1光学素子に入射させるように構成された第1光源と、

前記第2波長帯域の光成分を少なくとも含む第2光源出射光を出射し、前記第2光源出射光から得られる前記第2波長帯域の光成分を少なくとも含む光が前記第1光学素子の前記第2光路入射光となるように構成された第2光源と、

20

前記第1光源出射光の出射と前記第2光源出射光の出射のオン/オフを制御することにより、前記第1の光の出射及び前記第2の光の出射を選択的に行うように構成された制御部と、

を備える。

【 0 0 0 9 】

前記制御部は、前記第1光源出射光の出射と前記第2光源出射光の出射をオンにして、前記第2の光を生成し、前記第1光源出射光の出射をオンにし、前記第2光源出射光の出射をオフにして、前記第1の光を生成するように、前記第1光源及び前記第2光源の駆動を制御するように構成されている、ことが好ましい。

30

【 0 0 1 0 】

一実施形態によれば、前記第2光源出射光の入射を受けて、前記第1光学素子の前記第2光路入射光となるように前記第1光学素子へ出射する出射光を生成するように構成された第2光学素子を備える、ことが好ましい。

【 0 0 1 1 】

一実施形態によれば、前記第1光源出射光の波長帯域と前記第2光源出射光の波長帯域は、互いに同じである、ことが好ましい。

【 0 0 1 2 】

一実施形態によれば、前記制御部は、前記第1の光を出射するときの前記第1光源出射光の光強度を、前記第2の光を出射するときの前記第1光源出射光の光強度と異ならせるように、前記第1光源を制御する、ことが好ましい。

40

【 0 0 1 3 】

一実施形態によれば、前記内視鏡用光源装置は、前記第1の光のピーク波長及び前記第2の光のピーク波長より長いピーク波長を持つ第3光源出射光を、前記第2光学素子に向けて出射するように構成された第3光源を備え、

前記第2光学素子は、前記第3光源出射光と前記第2光源出射光の入射を受けて、前記第3光源出射光と、前記第2光源出射光の前記第2波長帯域の光成分を少なくとも含む光と、の合成光が前記第1光学素子へ出射するように構成されている、ことが好ましい。

【 0 0 1 4 】

50

このとき、一実施形態によれば、前記内視鏡用光源装置は、
 前記第1の光のピーク波長及び前記第2の光のピーク波長より短いピーク波長を持ち、
 415nmの波長を含む波長帯域の第4光源出射光を出射する第4光源と、
 前記第4光源出射光と前記第1光学素子からの出射光の入射を受けて、前記第4光源出射光と前記第1光学素子からの出射光の合成光を、第3の光として出射するように構成されている第3光学素子と、を備える、ことが好ましい。

【0015】

一実施形態によれば、
 前記内視鏡用光源装置は、前記第1の光のピーク波長及び前記第2の光のピーク波長より短いピーク波長を持ち、415nmの波長を含む波長帯域の第4光源出射光を出射する第4光源を備え、
 前記第2光学素子は、前記第4光源出射光と前記第2光源出射光の入射を受けて、前記第4光源出射光と、前記第2光源出射光の前記第2波長帯域の光成分を少なくとも含む光と、の合成光が前記第1光学素子へ出射するように構成されている、ことが好ましい。

10

【0016】

このとき、一実施形態によれば、前記内視鏡用光源装置は、
 前記第1の光のピーク波長及び前記第2の光のピーク波長より長いピーク波長を持つ第3光源出射光を出射するように構成された第3光源と、
 前記第3光源出射光と前記第1光学素子からの出射光の入射を受けて、前記第3光源出射光と前記第1光学素子の合成光が第3の光として出射するように構成されている第3光学素子と、を備える、ことが好ましい。

20

【0017】

一実施形態によれば、前記制御部は、前記第1の光、前記第2の光、及び前記第3の光を繰り返し出射光として出射するように、前記第1光源、前記第2光源、前記第3光源、及び前記第4光源の駆動を制御するように構成されている、ことが好ましい。

【0018】

一実施形態によれば、前記第1光源は、第1励起光を発する第1固体発光素子と、前記第1励起光で第1蛍光を発する第1蛍光体と、を備え、
 前記第1光源出射光は、前記第1励起光及び前記第1蛍光を含む、ことが好ましい。

【0019】

一実施形態によれば、前記第1波長帯域は、前記第1蛍光の波長帯域に含まれる、ことが好ましい。

30

一実施形態によれば、前記第1光源には、前記第1蛍光体を励起することなく通過した前記第1励起光の一部を反射させて、前記第1蛍光体に照射させることにより、前記第1蛍光体が発する前記第1蛍光の強度が増加するように、第1反射面が前記第1光源の発光面の周りの空間の一部を覆うように設けられている、ことが好ましい。

【0020】

一実施形態によれば、
 前記第1光路出射光は、前記第1光学素子の面で反射した反射光であり、
 前記第2光路出射光は、前記第1光学素子の内部を透過した透過光である、ことが好ましい。

40

【0021】

一実施形態によれば、前記第2光源は、第2励起光を発する第2固体発光素子と、前記第2励起光で第2蛍光を発する第2蛍光体と、を備え、
 前記第2光源出射光は、前記第2励起光及び前記第2蛍光を含む、ことが好ましい。

【0022】

一実施形態によれば、前記第2波長帯域は、前記第2蛍光の波長帯域に含まれる、ことが好ましい。

また、一実施形態によれば、前記第2光源には、前記第2蛍光体を励起することなく通過した前記第2励起光の一部を反射させて、前記第2蛍光体に照射させることにより、前

50

記第 2 蛍光体が発する前記第 2 蛍光の強度が増加するように、第 2 反射面が前記第 2 光源の発光面の周りの空間の一部を覆うように設けられている、ことが好ましい。

【0023】

本発明の他の一態様は、内視鏡システムであり、
前記内視鏡用光源装置と、
前記内視鏡用光源装置の出射する少なくとも前記第 1 の光及び前記第 2 の光を被写体の照明光として用いる内視鏡と、
を備える。

【発明の効果】

【0024】

上述の内視鏡用厚顔装置によれば、従来の光源装置のように回転する光学フィルタを用いることなく、被写体の照明光として、特殊光の切り換えを容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図 1】一実施形態の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 2】ヘモグロビンの Q 帯の吸収スペクトルを示す図である。

【図 3】所定の比率とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。

【図 4】別の所定の比率とヘモグロビンの濃度から定まる酸素飽和度の関係の一例を示す図である。

【図 5】一実施形態の内視鏡用光源装置の構成を示す図である。

【図 6】図 5 に示す内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図 7】(a) ~ (d) は、一実施形態の内視鏡用光源装置が出射する光の分光強度分布の例を示す図である。

【図 8】(a), (b) は、一実施形態で用いる光学素子の透過光における透過率及び反射光における反射率の特性の例を示す図である。

【図 9】(a) ~ (c) は、光学素子を通過した光の分光強度分布の例を説明する図である。

【図 10】(a) は、一実施形態の内視鏡光源装置から出射する白色光（通常光）の分光強度分布の例を示す図であり、(b) ~ (d) は、一実施形態の内視鏡光源装置から出射する特殊光の分光強度分布の例を示す図である。

【図 11】他の一実施形態の光源ユニットの構成を説明する図である。

【図 12】(a) は、覆部材のない光源ユニットの発強度分布の一例を示す図であり、(b) は、図 11 に示す光源ユニットの発強度分布の一例を示す図である。

【図 13】(a), (b) は、一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【図 14】(a), (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【図 15】(a), (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【図 16】(a), (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、本発明の内視鏡用光源装置及び内視鏡システムについて図面を参照しながら説明する。

【0027】

図 1 は、内視鏡用光源装置を含む内視鏡システムの構成を示すブロック図である。図 1 に示す内視鏡システム 1 は、医療用に特化されたシステムであり、電子スコープ（内視鏡）100、プロセッサ 200 及びモニタ 300 を備えている。

【0028】

10

20

30

40

50

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電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

【0029】

プロセッサ 200 は、光源装置 201 を備えている。光源装置 201 は、後述する図 5 に示すように、第 1 の光源 111 ~ 第 5 の光源 115 と、光源駆動回路 140 と、を備えている。第 1 ~ 第 5 の光源 111 ~ 115 はそれぞれ、光源駆動回路 140 によって個別に発光が制御され、その結果、光源装置 201 は照射光 L を射出する。

【0030】

図 1 に示す実施形態では、光源装置 201 がプロセッサ 200 内に備えられているが、別の実施形態では、光源装置 201 は、プロセッサ 200 (より正確には、画像処理装置を構成する部分) と別体の装置である。

光源装置 201 については、後ほど説明する。

【0031】

図 1 に示すように、光源装置 201 から射出された照射光 L は、集光レンズ 25 により LCB (Light Carrying Bundle) 11 の入射端面に集光されて LCB 11 内に入射される。

【0032】

LCB 11 内に入射された照射光 L は、LCB 11 内を伝播する。LCB 11 内を伝播した照射光 L は、電子スコープ 100 の先端に配置された LCB 11 の射出端面から射出され、配光レンズ 12 を介して被写体に照射され、被写体を照明する。配光レンズ 12 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 13 を介して固体撮像素子 14 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0033】

固体撮像素子 14 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 14 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 14 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS (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 14 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

【0034】

電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 15 が備えられている。ドライバ信号処理回路 15 には、配光レンズ 12 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 14 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 15 は、固体撮像素子 14 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。

【0035】

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。

【0036】

10

20

30

40

50

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 100 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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

内視鏡システム 1 は、被写体の観察のために、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光の他に、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擬似白色光を含む。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、操作パネル 24 を通した操作により、観察モードが特殊観察モードに切り替えられる。

【0042】

特殊観察モードは、例えば、通常観察モードでは観察することが難しい血管（表層や中層、深層等の各層域の血管）の走行状態を明瞭に把握するのに適した狭帯域の画像を取得することができる特殊観察モード 1、及び、被写体の生体情報、例えば酸素飽和度を定量的に分析して画像化することができる特殊観察モード 2 を含む。特殊観察モード 2 は、照明された被写体の撮像画像から得られる被写体の酸素飽和度の情報から、悪性腫瘍の有無を判断することができる点で有用である。

【0043】

特殊観察モード 1 で用いる被写体の照明光は、例えば、鮮鋭なピークを特定波長に持つ狭帯域光であって、特定の生体組織に対して吸光度の高い光である。特定波長の光には、例えば、表層血管に対して吸光度の高い 415 nm 付近（例えば 415 ± 5 nm）の光、表層よりも深い中層の血管に対して吸光度の高い 550 nm 付近（例えば 550 ± 5 nm）の光、中層よりも深い深層の血管に対して吸光度の高い 650 nm 付近（例えば 650 ± 5 nm）の光が挙げられる。なお、波長の長い光ほど生体組織への深達度が深くなる。そのため、415 nm 付近、550 nm 付近、650 nm 付近の狭帯域光の順に、深達する層域が深くなっている。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主に説明する。

【0044】

10

20

30

40

50

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415 nm付近と550 nm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415 nm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。波長550 nm付近の強度が高い特殊光は、表層血管に対しても比較的高い吸光度を持っている。言い換えると、波長550 nm付近の強度が高い特殊光も表層血管の強調表示に寄与する。そのため、波長415 nm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550 nm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。この特殊観察を行うことにより、悪性腫瘍等の病変の早期発見に有用な情報が得られる。

10

【0045】

特殊観察モード2で用いる被写体の照明光は、例えば、528 nm～584 nmの波長域の光（以降、Wide光ともいう）と、546 nm～570 nmの波長帯域の光（以降、Narrow光ともいう）を含む。528 nm～584 nmの波長域の光で照明された被写体の撮像画像から、被写体のヘモグロビン（酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビン）の濃度の情報を取得し、546 nm～570 nmの波長帯域の被写体の撮像画像の情報と取得したヘモグロビンの情報とから、酸素飽和度の情報を算出し、酸素飽和度の情報とヘモグロビンの濃度の情報とから、悪性腫瘍の有無を判断することができる。以下、この処理について説明する。

20

【0046】

図2は、ヘモグロビンのQ帯の吸収スペクトルを示す図である。ヘモグロビンは、550 nm付近にポルフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度に応じて変化する。酸素飽和度は、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンHbO₂が占める割合である。図2における実線の波形は、酸素飽和度が100%の場合の（すなわち、酸素化ヘモグロビンHbO₂）吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度が0%の場合の（すなわち、還元ヘモグロビンHb）の吸収スペクトル、すなわち、還元ヘモグロビンHbの吸収スペクトルである。また、短破線は、その中間の酸素飽和度が10、20、30、・・・90%におけるヘモグロビン（酸素化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの混合物）の吸収スペクトルである。

30

【0047】

図2に示されるように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbは互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンHbO₂は、波長542 nm付近の吸収ピークP1と、波長576 nm付近の吸収ピークP3を有している。一方、還元ヘモグロビンHbは、556 nm付近に吸収ピークP2を有している。図1は、各成分（酸素化ヘモグロビンHbO₂、還元ヘモグロビンHb）の濃度の和が一定となる2成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度（すなわち、酸素飽和度）によらず吸収が一定となる等吸収点E1、E2、E3、E4が現れる。以下の説明では、等吸収点E1とE2とで挟まれた波長領域を波長域R1、等吸収点E2とE3とで挟まれた波長領域を波長域R2、等吸収点E3とE4とで挟まれた波長領域を波長域R3と呼ぶ。また、等吸収点E1とE4とで挟まれた波長領域（すなわち波長域R1、R2及びR3を合わせたもの）を波長域R0と呼ぶ。また、以下の説明において、波長域R2をN帯（Narrow-band）、波長域R0をW帯（Wide-band）とも称する。

40

【0048】

図2に示されるように、隣接する等吸収点間の波長域では、ヘモグロビンの吸収は酸素飽和度に対して線形的に増加又は減少する。

【0049】

具体的には、波長域R1、R3におけるヘモグロビンの吸光度（波長域R1、R3における積分値） A_{R1} 、 A_{R3} は、酸素化ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。また、波長域R2におけるヘモグロビンの吸光度 A_{R2} は、還元ヘモグロビンの濃度に対

50

して線形的に増加する。

【 0 0 5 0 】

ここで、酸素飽和度は次の数式 1 により定義される。

【 0 0 5 1 】

【 数 1 】

$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

但し、

Sat : 酸素飽和度

[Hb] : 還元ヘモグロビンの濃度

[HbO] : 酸素化ヘモグロビンの濃度

[Hb]+[HbO] : ヘモグロビン量の濃度 (t H b)

10

【 0 0 5 2 】

また、数式 1 より、酸素化ヘモグロビンHbO及び還元ヘモグロビンの濃度を表す数式 2、数式 3 が得られる。

【 0 0 5 3 】

【 数 2 】

$$[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

20

【 数 3 】

$$[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

【 0 0 5 4 】

従って、ヘモグロビンの吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 及び A_{R3} は、酸素飽和度とヘモグロビンの濃度の両方に依存する特性量となる。

【 0 0 5 5 】

また、本件特許出願人における研究により、波長域 $R1$ 、 $R2$ 及び $R3$ からなる波長域 $R0$ におけるヘモグロビンの吸光度 (波長域 $R0$ における積分値) A_{R0} は、酸素飽和度には依存せず、ヘモグロビンの濃度によって決まる値となることが判明している。

30

【 0 0 5 6 】

従って、吸光度 A_{R0} からヘモグロビンの濃度を定量することができる。また、吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 又は A_{R3} と、吸光度 A_{R0} から定量したヘモグロビンの濃度とから、酸素飽和度 Sat を定量することができる。なお、図 2 に示されるように、波長域 $R1$ 、 $R2$ 及び $R3$ のうち、酸素飽和度による吸光度の変化量 (すなわち、実線の波形と長破線の波形とで囲まれた領域の面積) は波長域 $R2$ において最も大きく、波長域 $R2$ の吸光度 A_{R2} が酸素飽和度に対して最も感度の高い特性量となる。このため、波長域 $R2$ (N 帯) の光を使用して酸素飽和度の定量が行われる。

【 0 0 5 7 】

図 3 は、所定の比率とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。所定の比率は、 $528\text{nm} \sim 584\text{nm}$ の波長域の特殊光 (以降、Wide 光ともいう) で照明された被写体の撮像画像の $528\text{nm} \sim 584\text{nm}$ の波長域における値 W を、白色光で照明された被写体の撮像画像の R 画像成分の値 R で規格化した比率 W/R である。

40

図 4 は、別の所定の比率とヘモグロビンの濃度から定まる酸素飽和度 (Sat) の関係の一例を示す図である。別の所定の比率は、 $546\text{nm} \sim 570\text{nm}$ の波長域の光 (以降、Narrow 光ともいう) の特殊光で照明された被写体の撮像画像の $546\text{nm} \sim 570\text{nm}$ の波長域における値 N を、 $528\text{nm} \sim 584\text{nm}$ の波長域の特殊光で照明された被写体の撮像画像の $528\text{nm} \sim 584\text{nm}$ の波長域における値 W で割った比率 N/W である。図 4 では、酸素飽和度 (Sat) が 0% と 100% の曲線の例が示されており、10%、20% … 90% 等の曲線は、0% と 100% の曲線の間で略等間隔で存在する。図 4

50

では、10%、20%・・・90%等の曲線の図示は省略されている。

このように、図3に示すように、特殊光と白色光を照明光とした撮像画像から得られる比率 W/R の値からヘモグロビンの濃度を算出することができる。さらに、図4に示すように、2つの特殊光それぞれを照明光とした撮像画像から得られる比率 N/W の値と、算出したヘモグロビンの濃度とから、酸素飽和度を算出することができる。

【0058】

このように、特殊観察モード1, 2では、特定波長にピークを持つ、狭帯域光(特殊光)、例えば、415nm付近の波長域の光、550nm付近の波長域の光、650nm付近の波長域の光、あるいは、N帯やW帯等の波長域の光を用いることにより、通常観察モードでは観察することが難しい血管(表層や中層、深層等の各層域の血管)の走行状態や、ヘモグロビンの濃度及び酸素飽和度の情報を取得するのに適した観察を行うことができる。

10

【0059】

このような各観察モードで用いる被写体の照明光は、図1に示す構成の光源装置201から出射される。図5は、一実施形態の光源装置201の構成を示す図である。図6は、図5に示す光源装置201のブロック図である。図5, 6に示す光源装置201を構成する光源ユニットの配置は一例であり、光源ユニットの配置は、図5, 6に示す光源ユニットの配置に限定されない。

【0060】

光源装置201は、5つの光源ユニット111~115と、4つの光学素子132~135、コリメートレンズ121~125、及び、光源駆動回路(制御部)140、を備える。

20

光源駆動回路140は、光源ユニット111~115が駆動するための制御された駆動電流を生成し、各光源ユニットに送る。

光源ユニット111~115は、所定の色の波長帯域の光を射出する発光ダイオード(LED: Light Emitting Diode)を含む。

コリメートレンズ121~125は、各光源111~115のそれぞれの前面の、出射光の光路上に配置され、出射光を平行光にする。

光学素子132~135は、入射光を透過し、あるいは反射する機能を有する。光学素子132~135は、第1光路から入射した入射光は、この入射光から予め定めた波長帯域Aの光成分が抽出され、この波長帯域A以外の光成分が除去された出射光、例えば反射光となり、光学素子132~136の第2光路から入射した入射光は、この入射光から波長帯域Aの光成分が除去され、波長帯域Aの光成分以外の光成分が抽出された出射光、例えば透過光となるように構成されている。また、入射する入射光が光学素子132~135上で交差する光路として第1光路及び第2光路は定められているので、この場合、第1光路の光及び第2光路の光が同時に通過した場合、すなわち反射光及び透過光は合成されて合成光となる。すなわち、光学素子132~135は、第1光路を通過した通過光の出射光路と第2光路を通過した通過光の出射光路とを重ね、重なった出射光路を通過する光が出射するように構成されている。光学素子132~135として、例えば、ダイクロックミラーが用いられるが、ダイクロイックミラーに限定されない。

30

40

【0061】

光学素子132~135の配置については、光の照射方向の上流側から下流側に見て、順番に、光学素子132、光学素子133、光学素子134、光学素子135が配置されている。

【0062】

光学素子132は、光源ユニット111から入射する光の光路と光源ユニット112から入射する光の光路が交差する位置に設けられている。光学素子133は、光学素子132から入射する光の光路と光源ユニット113から入射する光の光路が交差する位置に設けられている。光学素子134は、光学素子133から入射する光の光路と光源ユニット114から入射する光の光路が交差する位置に設けられている。光学素子135は、光学

50

素子 1 3 4 から入射する光の光路と光源ユニット 1 1 5 から入射する光の光路が交差する位置に設けられている。

ここでは、光源ユニット 1 1 1 から出射した少なくとも一部の波長帯域の光と光源ユニット 1 1 2 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光は光学素子 1 3 2 において光路が重なって合成光となり、光学素子 1 3 2 から出射する。さらに、光学素子 1 3 2 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光と光源ユニット 1 1 3 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光は、光学素子 1 3 3 において光路が重なって合成光となり、光学素子 1 3 3 から出射する。さらに、光学素子 1 3 3 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光と光源ユニット 1 1 4 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光は、光学素子 1 3 4 において光路が重なって合成光となり、光学素子 1 3 4 から出射する。

さらに、光学素子 1 3 4 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光と光源ユニット 1 1 5 から出射した光の少なくとも一部の波長帯域の光は、光学素子 1 3 5 において光路が重なって合成光となり、光学素子 1 3 5 から出射する。

【 0 0 6 3 】

光学素子 1 3 2 における上述の波長帯域 A は、600 nm 以下の範囲の波長帯域、例えば、528 nm ~ 584 nm の波長帯域になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 2 の透過光は、波長帯域 A、例えば、528 nm ~ 584 nm の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 2 の反射光は、波長帯域 A、例えば、528 nm ~ 584 nm の光成分が抽出された光となる。

光学素子 1 3 3 における上述の波長帯域 A は、600 nm 以下の範囲の波長帯域であって、光学素子 1 3 2 における波長帯域 A の中のより狭い範囲の波長帯域、例えば 546 nm ~ 570 nm の波長帯域になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 3 の透過光は、波長帯域 A、例えば 546 nm ~ 570 nm の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 3 の反射光は、波長帯域 A、例えば 546 nm ~ 570 nm の光成分が抽出された光となる。

光学素子 1 3 4 における上述の波長帯域 A は、例えば 515 nm 以下の波長帯域になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 4 の透過光は、波長帯域 A、例えば 515 nm 以下の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 4 の反射光は、波長帯域 A、例えば 515 nm 以下の光成分が抽出された光となる。

光学素子 1 3 5 における上述の波長帯域 A は、例えば 430 nm 以下の波長帯域になるように特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 5 の透過光は、波長帯域 A、例えば 430 nm 以下の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 4 の反射光は、波長帯域 A、例えば 430 nm 以下の光成分が抽出された光となる。

以降、光学素子 1 3 2 ~ 1 3 5 それぞれの波長帯域 A を区別するために、波長帯域 A 1 3 2 ~ A 1 3 5 と記載する。

【 0 0 6 4 】

光源ユニット 1 1 1 は、赤色の波長帯域（例えば、波長が 620 ~ 680 nm）の光を射出する赤色 LED を含む。

光源ユニット 1 1 2 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 1 1 2 a と、緑色蛍光体 1 1 2 b とを有している。緑色蛍光体 1 1 2 b は、青色 LED 1 1 3 a 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。

【 0 0 6 5 】

光源ユニット 1 1 3 は、光源ユニット 1 1 2 と同様に、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 1 1 3 a と、緑色蛍光体 1 1 3 b とを有している。緑色蛍光体 1 1 3 b は、青色 LED 1 1 3 a 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。

本実施形態では、光源ユニット 1 1 3 は緑色蛍光体 1 1 3 b を有するが、緑色蛍光体 1 1 3 b に代えて黄色蛍光体を用いることもできる。黄色蛍光体は、青色 LED から射出さ

10

20

30

40

50

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435～480nm）の蛍光を発する。

【0066】

光源ユニット114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を含む。光源ユニット115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を含む。紫色の波長帯域は、波長415nmを少なくとも含む。

【0067】

図7(a)～(d)は、光源装置210が出射する光の分光強度分布の例を示す図である。図7(a)は、光源ユニット111から出射する光L111の光強度のスペクトル分布の一例を示している。図7(b)は、光源ユニット112、113から出射する光L112、L113の光強度のスペクトル分布、図7(c)は光源ユニット114から出射する光L114の光強度のスペクトル分布、図7(d)は光源ユニット115から出射する光L115の光強度のスペクトル分布の一例をそれぞれ示している。

10

【0068】

ここで、光源ユニット113は、光学素子133における波長帯域A133、例えば546nm～570nmの光成分を少なくとも含む光L113を出射し、この光L113を光学素子133の第1光路（反射光となる光路）から入射して波長帯域A133の反射光となるように、光L113を光学素子133に入射させるように構成されている。

一方、光源ユニット112は、光学素子132における波長帯域A132、例えば528nm～584nmの光成分を少なくとも含む光L112を出射し、光L112から光学素子132で反射されて得られる、波長帯域A133の光成分を少なくとも含む波長帯域A133の光L112a（図9(a)参照）が光学素子132から光学素子133に、光学素子133の第2光路（透過光となる光路）を通して入射するように構成されている。

20

【0069】

図8(a)は、光学素子132の透過光における透過率及び反射光における反射率の特性の例を、図8(b)は、光学素子133の透過光における透過率及び反射光における反射率の特性の例を示す図である。図9(a)～(c)は、光学素子133を通過した光の分光強度分布の例を説明する図である。

図8(b)に示すように、光学素子133における上述の波長帯域A133は、図8(a)に示す光学素子132における波長帯域A132（例えば、528nm～584nmの波長帯域）の中より狭い範囲の波長帯域（例えば、546nm～570nmの波長帯域）になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されているので、光学素子132から光学素子133に入射する光L112a（図9(a)参照）が、光学素子133を透過して出射する透過光は、光L112aから光学素子133における波長帯域A133の光成分が除去された光となる（図9(b)参照）。しかし、光学素子133では、光学素子133の透過光と、光源ユニット113から出射される光L113のうち、光学素子133で設定されている波長帯域A133（例えば、546nm～570nmの波長帯域）の反射光（図9(c)参照）が合成されるので、合成光は、光学素子133における波長帯域A133（例えば、546nm～570nmの波長帯域）の光成分が除去されない光となり光学素子133から出射する。

30

40

【0070】

したがって、光源駆動回路140は、光源ユニット112が光L112を出射するとき、同時に光源ユニット113が光L113を出射するように駆動を制御することにより、光学素子133における波長帯域Aの光L112aから光学素子132における波長帯域A132の光成分が除去された光（光学素子133における透過光）に、光L113内の光学素子132における波長帯域A132の光成分（光学素子133における反射光）が付加されて合成された合成光を光学素子133から出射させることができる。一方、光源駆動回路140は、光源ユニット113が光L113を出射するとき、光源ユニット112から光L112を出射させないように駆動を制御することにより、光学素子133にお

50

る波長帯域 A 1 3 3 の光成分を有する反射光を光学素子 1 3 3 から出射させることができる。

【 0 0 7 1 】

すなわち、光源駆動回路 1 4 0 は、光 L 1 1 2 の出射と光 L 1 1 3 の出射のオン/オフを制御することにより、特殊光 1, 2 (例えばNarrow光及びWide光)の出射を選択的に行うことができる。具体的には、光 L 1 1 2 の出射と光 L 1 1 3 の出射をオンにして、光学素子 1 3 2 で得られる光 L 1 1 2 a と光 L 1 1 3 とを合成することにより、光学素子 1 3 2 における波長帯域 A (例えば、5 2 8 nm ~ 5 8 4 nm の波長帯域)の光成分を有する特殊光 2、例えば上述したWide光を生成し、光 L 1 1 2 の出射をオフにして、光 L 1 1 3 の出射をオンにして、光学素子 1 3 3 から反射光を出射させることにより、特殊光 2 の波長帯域に含まれる狭い範囲の波長帯域 (例えば、5 4 6 nm ~ 5 7 0 nm の波長帯域)の光成分の特殊光 1、例えば上述したNarrow光を生成することができる。

10

このように、従来の光源装置のように回転する光学フィルタを用いることなく、被写体の照明光として、特殊光 1, 2 の間で切り換えを容易に行うことができる。

【 0 0 7 2 】

図 1 0 (a) ~ (d) は、光源装置 2 0 1 が照明光として出射する通常光 (白色光)、特殊光 1 ~ 3 の光強度分布の一例を示す図である。図 1 0 (a) ~ (d) では、複数の光の強度分布におけるピーク値は同じになるように示されるが、最大強度ピーク値は、同じであってもよし、互いに異なってもよい。

図 1 0 (a) に示す通常光は、光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 5 から各光を出射することにより得られる。この通常光は、通常観察モードで用いる照明光として用いられる。通常光は、特殊観察モード 1, 2 における特殊光の照明光の間に照明する照明光として用いられる。

20

図 1 0 (b) に示す特殊光 1 は、光源ユニット 1 1 3 のみから光を出射することにより得られる。

図 1 0 (c) に示す特殊光 2 は、光源ユニット 1 1 2, 1 1 3 の両方から光を出射することにより得られる。特殊光 1, 2 は、特殊観察モード 2 の照明光であるNarrow光、Wide光として用いられる。また、一実施形態によれば、特殊光 2 は、特殊観察モード 1 の血管を強調するための照明光として用いられることも好ましい。

図 1 0 (d) に示す特殊光 3 は、光源ユニット 1 1 3, 1 1 5 の両方から光を出射することにより得られる。特殊光 3 は、特殊観察モード 1 の血管を強調するための照明光として用いられる。

30

【 0 0 7 3 】

図 9 (b), (c) の光の強度分布は、わかり易く模式的に示しているため、光の強度分布は、急激に立ち上がる形状で示されているが、実際は、光学素子のフィルタ特性により、図 9 (c) に示す光の強度分布は図 1 0 (b) に示すように、なだらかに変化する。このため、図 1 0 (c) に示すように、光の強度分布には 3 つのピーク値が現れ易い。このため、一実施形態によれば、図 1 0 (c) に示すように 3 つのピーク値が生じる光の強度分布にならないように、即ち、合成光における強度分布が 1 つのピーク値が形成されるように、すなわち、なだらかな強度分布になるように、光源駆動回路 (制御部) 1 4 0 は、特殊光 1 を生成するときの光 L 1 1 3 の光強度を、特殊光 2 を生成するときの光 L 1 1 3 の光強度と異ならせるように、光源ユニット 1 1 3 の青色 LED を制御することが好ましい。

40

【 0 0 7 4 】

上述したように、光学素子 1 3 2 は、光源ユニット 1 1 2 からの光 L 1 1 2 の入射を受けて、光学素子 1 3 3 で透過光となるように光学素子 1 3 3 へ出射する出射光 (光 L 1 1 2 a) を生成するように構成されるので、光学素子 1 3 3 における透過光の出射光路と、光学素子 1 3 3 における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光 2 のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

【 0 0 7 5 】

50

なお、一実施形態によれば、光 L 1 1 2 の波長帯域と光 L 1 1 3 の波長帯域は、互いに同じであることが好ましい。これにより、特殊光 1 の生成と、特殊光 1 の波長帯域を含む広い波長帯域の特殊光 2 の生成を、光源ユニット 1 1 3 の光 L 1 1 3 の出射をオン状態にしながら、光源ユニット 1 1 2 の光 L 1 1 2 の出射のオン、オフを切り換えるだけで実現することができるので、特殊光 1, 2 の生成を容易な構成で実現することができる。

【0076】

一実施形態によれば、光学素子 1 3 2 は、図 6 に示すように、光 L 1 1 1 と光 L 1 1 2 の入射を受けて、光 L 1 1 1 の出射光路（透過光の出射光路）と光 L 1 1 2 の出射光路（反射光の出射光路）を重ね、重ねた出射光路を通過する光を、光学素子 1 3 3 へ出射するように構成されるので、通常光（白色光）を容易に合成することができる。

10

【0077】

さらに、一実施形態によれば、光源ユニット 1 1 4 あるいは光源ユニット 1 1 5 の出射光と光学素子 1 3 3 からの出射光の入射を光学素子 1 3 4 あるいは光学素子 1 3 5 が受けて、これらの光の出射光路を重ね、重ねた出射光路を通過する合成光を、通常光（白色光）として出射するように構成されるので、通常光（白色光）を容易に合成することができる。

【0078】

上述の実施形態では、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 を含む光源ユニット 1 1 1 は、光学素子 1 3 2 に対して光の射出方向の上流側に設けられるが、一実施形態によれば、光学素子 1 3 2 に対して光の射出方向の下流側に設けられてもよい。この場合、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 を含む光源ユニット 1 1 4、及び、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 を含む紫色 LED は、光学素子 1 3 2 に対して光の射出方向の上流側に設けられる。この場合、光学素子 1 3 2 ~ 1 3 5 の光成分の除去、抽出のフィルタ特性を波長にあわせて適宜調整される。例えば、光学素子 1 3 2 ~ 1 3 4 は、透過光が各光学素子における波長帯域の光成分の光となり、反射光が各光学素子における波長帯域の光成分が除去された光となるようにフィルタ特性は調整される。

20

したがって、光学素子 1 3 2 は、青色の波長帯域の光あるいは紫色の波長帯域の光と光 L 1 1 2 の入射を受けて、これらの光の出射光路を重ね、重ねた出射光路を通過する合成光が下流側の光学素子へ出射するように構成される。また、赤色の波長帯域の光と上流側の光学素子からの出射光の入射を受けて、これらの光の出射光路を重ね、重ねた出射光路における合成光を、通常光（白色光）として出射するように構成されるので、通常光（白色光）を容易に合成することができる。

30

【0079】

一実施形態によれば、光源駆動回路（制御部）1 4 0 は、特殊光 1、特殊光 2、及び通常光（白色光）の光を繰り返し出射光として出射するように、光源ユニット 1 1 2、光源ユニット 1 1 3、光源ユニット 1 1 1、及び光源ユニット 1 1 4、1 1 5 の駆動を制御するように構成されるので、従来のように回転フィルタを設けることなく、光源ユニットの出射光の出射のオンあるいはオフの切り換えにより、通常光、特殊光 1 ~ 3 を容易に切り換えることができる。

40

【0080】

光源ユニット 1 1 3 あるいは光源ユニット 1 1 2 は、励起光（第 1 励起光あるいは第 2 励起光）を発する青色 LED 1 1 3 a（第 1 固体発光素子）あるいは青色 LED 1 1 2 a（第 2 固体発光素子）と、この励起光で蛍光（第 1 蛍光あるいは第 2 蛍光）を発する緑色蛍光体 1 1 3 b（第 1 蛍光体）あるいは緑色蛍光体 1 1 2 b（第 1 蛍光体）と、を備え、光源ユニット 1 1 3 からの光 L 1 1 3 は、上記励起光及び上記蛍光を含む。特に、光学素子 1 3 2 及び光学素子 1 3 3 に設定される波長帯域 A 1 3 2、A 1 3 3 は、緑色蛍光体 1 1 3 b あるいは緑色蛍光体 1 1 2 b の発する蛍光の波長帯域に含まれることが好ましい。このように、光 L 1 1 3 の波長帯域を蛍光体の種類を変更して種々変えることができ、光

50

L 1 1 3 の波長帯域を変更させることが容易にできる。

【 0 0 8 1 】

上述の特殊光 1 , 2 は、図 2 に示す 5 2 8 ~ 5 8 4 nm の波長帯域の光と、5 4 6 ~ 5 7 0 nm の光を用いる例であるが、特殊光 1 , 2 は、4 0 0 nm ~ 4 2 2 nm の狭い範囲の波長帯域の光と、4 0 0 nm ~ 4 5 2 nm の広い範囲の波長帯域の光とすることもできる。これにより、酸素飽和度及びヘモグロビンの濃度の情報を求めることもできる。この場合、光源ユニット 1 1 2 は 4 0 0 nm ~ 4 5 2 nm の広い範囲の波長帯域を少なくとも含む波長帯域の光を出射し、光学素子 1 3 2 で 4 0 0 nm ~ 4 5 2 nm の波長帯域の反射光を生成し、この反射光が光学素子 1 3 3 において透過光となるようにこの反射光を入射させることが好ましい。光源ユニット 1 3 3 は、4 0 0 nm ~ 4 2 2 nm の狭い範囲の波長帯域を少なくとも含む波長帯域の光を出射し、光学素子 1 3 3 で 4 0 0 nm ~ 4 2 2 nm の波長帯域の反射光を生成することが好ましい。これにより、光学素子 1 3 3 における合成光は 4 0 0 nm ~ 4 5 2 nm の波長帯域の特殊光 2 を生成することができる。一方、特殊光 1 を生成する場合、光源ユニット 1 1 2 の光の出射はオフとし、光源ユニット 1 1 3 の光を出射させることにより、特殊光 1 を生成する。一実施形態によれば、上述の狭い範囲の波長帯域は、4 0 0 nm ~ 4 2 2 nm に代えて、4 2 2 ~ 4 5 2 nm とすることも好ましい。

10

【 0 0 8 2 】

なお、光源ユニット 1 1 2 , 1 1 3 に用いる青色蛍光体 1 1 2 b , 1 1 3 b には、例えば、酸化物系蛍光体、あるいは窒化物系蛍光体が好適に用いられる。

20

酸化物系蛍光体は、 $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ (カルシウムスカンジウムケイ素酸化物) を母体結晶として Ce を付活させた緑色蛍光体、あるいは、 CaSc_2O_4 (カルシウムスカンジウム酸化物) を母体結晶として Ce を付活させた緑色蛍光体を含む。

窒化物系蛍光体は、母体となるセラミックス結晶に希土類元素等の発光を担う金属イオンを微量添加したサイアロン蛍光体、型窒化ケイ素 (Si_3N_4) 結晶の固溶体である - サイアロン蛍光体、窒化カルシウムアルミニウムケイ素 (CaAlSiN_3) 蛍光体を含む。

【 0 0 8 3 】

なお、上述したように、緑色蛍光体に換えて黄色蛍光体を用いる場合、黄色蛍光体として用いる酸化物系蛍光体は、 $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ (イットリウムアルミニウム酸化物) を母体結晶とする黄色蛍光体を含む。

30

黄色蛍光体として用いる窒化物系蛍光体は、母体となるセラミックス結晶に希土類元素等の発光を担う金属イオンを微量添加したサイアロン蛍光体、型窒化ケイ素 (Si_3N_4) 結晶の固溶体である - サイアロン蛍光体、窒化カルシウムアルミニウムケイ素 (CaAlSiN_3) 蛍光体を含む。

【 0 0 8 4 】

上記実施形態では、青色の波長帯域の励起光から緑色の波長帯域の蛍光を生成して蛍光を励起光とともに出射する光源ユニット 1 1 2 , 1 1 3 を例示したが、一実施形態によれば、緑色の波長帯域の励起光によって蛍光体が発する緑色の波長帯域の蛍光、例えば 5 0 0 ~ 7 0 0 nm の広い範囲の波長帯域で、最大強度のピーク波長が 5 7 0 ~ 5 8 0 nm に位置する蛍光を上記励起光とともに出射する蛍光 LED を光源ユニット 1 1 2 , 1 1 3 に用いることも好ましい。

40

【 0 0 8 5 】

図 1 1 は、LED を備える光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 5 の他の一実施形態を説明する図である。光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 5 のいずれかにおいて、出射する光の光強度を高めるために、一実施形態によれば、図 1 1 に示すように、光源ユニットの発光面を覆うように反射板を備える覆部材を配置することが好ましい。具体的には、光源ユニット 1 1 6 (光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 5 を代表して光源ユニット 1 1 6 という) における発光面 1 1 6 a から間隔を空けた状態で LED 1 1 6 b を覆う覆部材 1 1 6 c が設けられる。この覆部材 1 1 6 c は、発光面 1 1 6 a から出射された光を反射する反射面 1 1 6 d と、光を覆部材

50

116cで囲まれた空間から出射する開口116eとを備える。LED116bは、基板116f上に設けられている。発光面116aから出射する光は、拡散光として広がって出射するが、開口116e以外の方向に向かって出射された光は、覆部材116cの反射面116dにより、基板116f又はLED116bに向かって反射される。反射面116dで反射された光は、基板116f又はLED116bにより、開口116e又は覆部材116cに向かって再び反射される。このようにして、開口116eの方向に光が向かって進むまで繰り返し覆部材116c内の空間内で反射される。最終的に開口116eを通過して光源ユニット116から出射される。このため、開口116eから出射される光の光強度は大きくなる。LED116bは、生成した励起光を用いて蛍光体が発する蛍光を発光面116aから出射する蛍光LEDの構成とすることは、蛍光の光強度を高めることができる点で好ましい。この場合、覆部材116c内の空間内で励起光が反射を繰り返す過程で、反射した励起光が蛍光体に何度も入射するので、蛍光体の発する蛍光の光強度は増大する。したがって、光源ユニット112, 113には、蛍光体(第1蛍光体、第2蛍光体)を励起することなく通過した励起光(第1励起光、第2励起光)の一部を反射させて、蛍光体に照射させることにより、蛍光体が発する蛍光の強度が増加するように、反射面(第1反射面、第2反射面)が光源の発光面の周りの空間の一部を覆うように設けられている、ことが好ましい。

10

図12(a)は、覆部材116cのない光源ユニットが出射する光の発強度分布の一例を示す図であり、図12(b)は、図11に示す光源ユニット116が出射する光の発強度の一例を示す図である。具体的には、図12(a), (b)それぞれは、覆部材116cのない場合、及び覆部材116cを設けた場合の、励起光(450nmに光強度のピーク波長を有する急峻な光強度分布の光)と蛍光(550nm近傍に光強度のピーク波長を有するなだらかな光強度分布の光)の光強度分布の一例を示している。このように、覆部材116cを設けることにより、蛍光の光強度を大きくさせることができる。

20

【0086】

このように覆部材116cは、蛍光の光強度を大きくすることができる。例えば、生体組織の照明として用いる特殊光は、波長帯域が狭い光であり、照明光としての光量は不足気味であるため、特殊光によって得られる撮像画像は暗くなり易い。しかし、覆部材116を用いることにより、特殊光の光強度を、光源ユニット116に与える発光のための駆動電流を増大することなく大きくすることができる。また、特殊光を通常光(白色光)の一光成分として用いる場合、他の光成分の大きな光強度に対応できるように、光強度を大きくすることができる。このように、覆部材116cを用いる効果は大きい。

30

【0087】

図13(a), (b)は、一実施形態の光源装置の構成の例を説明する図であり、図5に示す構成をよりコンパクトな構成にしている。光源ユニット111~115は、図5に示す光源ユニット111~115と同じものである。

図13(a)に示す構成では、2つの光学素子150, 152としてクロスプリズムあるいはダイクロイックプリズムが用いられる。これにより、光学素子150の周りに光源ユニット111~115をコンパクトに配置することができる。

図13(b)に示す構成では、1つの光学素子164としてクロスプリズムあるいはダイクロイックプリズムが用いられる。それ以外の光学素子は、ダイクロックミラーである光学素子132, 133が用いられる。このような構成は、図13(a)に示す構成に比べて光源ユニット112, 113のからの光を効率よく用いて光源装置201からの出射光として出射させることができる。一実施形態によれば、図13(a), (b)に示すように、クロスプリズムあるいはダイクロイックプリズムの光学素子を用い、この光学素子の少なくとも両側の2箇所に光源ユニットを配置する構成のコンパクトな光源装置は、電子スコープ100の先端部に設けることが好ましい。図13(a), (b)に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット112からの光L112の入射を受けて、光学素子152あるいは光学素子133で透過光となるように、光学素子150あるいは光学素子132は、光学素子152あるいは光学素子133へ出射する出射光を生成するように

40

50

構成される。したがって、光学素子 1 5 2 あるいは光学素子 1 3 3 における透過光の出射光路と、光学素子 1 5 2 あるいは光学素子 1 3 3 における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光 2 のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

【 0 0 8 8 】

図 1 に示す電子内視鏡システム 1 では、光源装置 2 0 1 は、プロセッサ 2 0 0 に設けられているが、プロセッサ 2 0 0 及び電子スコープ 1 0 0 とは別体の装置として構成されてもよい。

また、一実施形態によれば、電子スコープ 1 0 0 は、光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 5 を光源装置として組み込んでもよい。このとき、一実施形態によれば、プロセッサ 2 0 0 と接続される接続部あるいは、術者が操作を行う操作部に組み込まれることが好ましい。接続部に組み込むことにより、接続に伴う接続不良が回避できる。

また、一実施形態によれば、光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 5 は、電子スコープ 1 0 0 の配向レンズ 1 2 が設けられた先端部に組み込まれてもよい。先端部に組み込まれる場合、LCB 1 1 が不要になるので、体腔内に挿入される部分の径を細くすることができ、被験者への負担を軽減することができる。

【 0 0 8 9 】

図 1 4 (a) , (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。図 1 4 (a) は、図 1 3 (a) , (b) に示す光源ユニットの配置とは別の配置の一例を示す。図 1 4 (b) は、図 1 4 (a) に示す光源ユニットの配置により出射される光の光強度の、出射口における光強度に対する比率（光学素子の透過率）で表したスペクトル分布の一例を示す。

以降で説明する光源ユニット、光学素子、及びコリメートレンズについては、図 5 に示す光源ユニット、光学素子及びコリメートレンズと同じもの場合、同じ符号を付与している。

図 1 4 (a) に示す配置は、図 5 に示す 4 つの光源ユニット 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 , 1 1 5 が用いられ、青色 LED を含んだ光源ユニット 1 1 4 は用いられない、4 光源ユニットの配置である。この場合、光学素子 1 5 6 の周りに、光源ユニット 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 5 が配置される。光源ユニット 1 1 3 は、光学素子 1 5 6 から出射する光の下流側に設けられ、光学素子 1 5 6 から出射する光と光源ユニット 1 1 3 からの光の一部とが合成される。合成された光は、図 1 4 (b) に示すようなスペクトル波形の光を配向レンズ 1 2 7 から照明光として出射することができる。例えば、擬似白色光として用いることができる。光学素子 1 5 6 , 1 3 3 は、図 1 4 (b) に示すようなスペクトル波形を生成するように、光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。また、一部の光源ユニットのみから光を出射させることにより、特殊光を出射させることもできる。図 1 4 (a) に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット 1 1 2 からの光 L 1 1 2 の入射を受けて、光学素子 1 3 3 で透過光となるように、光学素子 1 5 6 は光学素子 1 3 3 へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子 1 5 2 あるいは光学素子 1 3 3 における透過光の出射光路と、光学素子 1 5 2 あるいは光学素子 1 3 3 における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光 2 のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

【 0 0 9 0 】

図 1 5 (a) , (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。図 1 5 (a) は、図 1 4 (a) に示す光源ユニットの配置とは別の配置の一例を示す。図 1 5 (b) は、図 1 5 (a) に示す光源ユニットの配置構成により出射される光の光強度の、出射口における光強度に対する比率（光学素子の透過率）で表したスペクトル分布の一例を示す。

図 1 5 (a) に示す配置は、図 5 に示す 4 つの光源ユニット 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 , 1 1 4 , 1 1 5 が用いられ、さらに、530 nm を光強度におけるピーク波長とする光を出射する光源ユニット 1 1 6 が用いられる、6 つの光源ユニットの配置である。光源ユニ

10

20

30

40

50

ット 1 1 6 の前面にはコリメートレンズ 1 2 6 が設けられる。この場合、光源ユニット 1 1 4 ~ 1 1 6 が光学素子 1 5 7 の周りに配置される。光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 3 からの光と、光源ユニット 1 1 4 ~ 1 1 6 からの光が、光学素子 1 3 6 で合成される。合成された光は、光源ユニット 1 1 6 からの光 L 1 1 6 を含み、図 1 5 (b) に示すようなスペクトル波形の光を配向レンズ 1 2 7 から照明光として出射することができる。例えば、擬似白色光として用いることができる。また、一部の光源ユニットのみから光を出射させることにより、特殊光を出射させることもできる。例えば、光源ユニット 1 1 2 , 1 1 3 だけを駆動して、あるいは光源ユニット 1 1 3 だけを駆動して、光を出射させることで、特殊光 1 , 2 を生成することもできる。光学素子 1 3 2 , 1 3 3 , 1 3 6 , 1 5 7 では、図 1 5 (b) に示すようなスペクトル波形を生成するように、光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。図 1 5 (a) に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット 1 1 2 からの光 L 1 1 2 の入射を受けて、光学素子 1 3 3 で透過光となるように、光学素子 1 3 2 は、光学素子 1 3 3 へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子 1 3 3 における透過光の出射光路と、光学素子 1 3 3 における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光 2 のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

10

【 0 0 9 1 】

図 1 6 (a) , (b) は、一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。図 1 6 (a) は、図 1 4 (a) に示す光源ユニットの配置とは別の配置の一例を示す。図 1 6 (b) は、ヘモグロビンの光吸収によって生じる透過率分布のスペクトル波形の一例を示す図である。

20

図 1 6 (a) に示す配置は、図 5 に示す 4 つの光源ユニット 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 , 1 1 4 , 1 1 5 に換えて、8 つの光源ユニットが用いられる配置である。

【 0 0 9 2 】

光源ユニット 1 1 0 W 0 は、図 1 6 (b) に示す波長 4 0 0 ~ 4 2 2 n m の波長帯域 W 0 を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W 1 は、図 1 6 (b) に示す波長 4 2 2 ~ 4 5 2 n m の波長帯域 W 1 を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W 2 は、図 1 6 (b) に示す波長 4 5 2 ~ 5 0 2 n m の波長帯域 W 2 を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W 3 は、図 1 6 (b) に示す波長 5 0 2 ~ 5 2 6 n m の波長帯域 W 3 を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W 4 , 1 1 0 W 5 は、図 1 6 (b) に示す波長 5 2 6 ~ 5 8 6 n m の波長帯域 W 4 ~ W 6 を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W 4 , W 5 は、図 5 に示す光源ユニット 1 1 2 と略同じ光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W 7 は、図 1 6 (b) に示す波長 5 8 6 ~ 6 2 0 n m の波長帯域 W 7 を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。光源ユニット 1 1 0 W R は、図 1 6 (b) に示す波長 6 2 0 ~ 8 0 0 n m の波長帯域 W R を少なくとも含む波長帯域の光を出射する。これらの光源ユニットの前面には、それぞれコリメートレンズが設けられている。

30

【 0 0 9 3 】

光源ユニット 1 1 0 W R , 光源ユニット 1 1 0 W 4 , 光源ユニット 1 1 0 W 7 が、光学素子 1 5 8 の周りに設けられ、これらの光源ユニットからの光が光学素子 1 5 8 で合成されて光学素子 1 5 8 から出射し、光学素子 1 5 8 から出射した光と光源ユニット 1 1 0 W 5 からの光が光学素子 1 3 3 で合成されるように構成される。光学素子 1 3 3 から出射する合成光は、光学素子 1 6 0 に出射される。光学素子 1 5 8 , 1 3 3 では、波長帯域 W R , W 4 ~ W 6 , W 7 の光が出射するように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。

40

【 0 0 9 4 】

光源ユニット 1 1 0 W 0 , 光源ユニット 1 1 0 W 1 , 及び光源ユニット 1 1 0 W 2 は、光学素子 1 5 9 の周りに設けられ、光源ユニット 1 1 0 W 3 は、光学素子 1 6 0 の周り設けられる。光源ユニット 1 1 0 W 0 , 光源ユニット 1 1 0 W 1 , 及び光源ユニット 1 1 0 W 2 からの光は光学素子 1 5 9 で合成されて光学素子 1 6 0 に向けて出射し、光学素子 1

50

59から出射した光と光源ユニット110W3からの光と光学素子133から出射する合成光が光学素子160で合成されるように構成される。光学素子160から出射する合成光は配向レンズ127から照明光として出射する。例えば、擬似白色光として用いることができる。光学素子159, 160では、波長帯域WR, W0~W7の光が出射するように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。

このような光源ユニットのいずれかを選択して光を出射させることで、特殊光を生成することができる。例えば、上述した図10(b)~(d)に示す特殊光1~3を生成することができる。図16(a)に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット110W46からの光L112の入射を受けて、光学素子133で反射光となるように、光学素子158は、光学素子133へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子133における透過光の出射光路と、光学素子133における反射光の出射光路とを重ねるように構成される。

【0095】

図16(b)に示す実線の波形は酸素化ヘモグロビン(図中では“HbO₂”と記載されている)の光透過率のスペクトル波形であり、破線の波形が還元ヘモグロビン(図中では“Hb”と記載されている)の光透過率のスペクトル波形である。このように、酸素化ヘモグロビンのスペクトル波形と還元ヘモグロビンのスペクトル波形は、点E1~E7で交差する。ヘモグロビン酸素飽和度に応じたスペクトル波形は、交差する点E1~E7を常に通過し、酸素化ヘモグロビンのスペクトル波形と還元ヘモグロビンのスペクトル波形の間に位置する。酸素飽和度が高い程、スペクトル波形は酸素化ヘモグロビンのスペクトル波形に近づき、酸素飽和度が低いほど、スペクトル波形は還元ヘモグロビンのスペクトル波形に近づく。図2~5に示す実施形態では、図16(b)中の波長帯域W4~W6をW帯(Wide-band)、波長帯域W5をN帯(Narrow-band)として酸素飽和度を算出するための特殊光1, 2を用いたが、波長帯域W0~W7のいずれかの波長帯域の光で生体組織を照明することにより、光の吸収の程度によって生じる画像の明暗によって酸素飽和度のレベルを求めることができる。したがって、波長帯域W0~W7のいずれかの波長帯域の光を、特殊光として生体組織に照明することもできる。したがって、光源ユニットW0~W7の少なくとも1つ以上から光を出射させて、あるいは少なくとも2つ以上から光を同時に同時に出射させて、特殊光とすることができる。例えば、光源ユニットW0, W2, W4等から光を同時に同時に出射させて特殊光とすることもできるし、光源ユニットW1, W3, W5等から光を同時に同時に出射させて特殊光とすることもできる。

【0096】

以上、本発明の内視鏡用光源装置及び内視鏡システムについて詳細に説明したが、本発明の内視鏡用光源装置及び内視鏡システムは上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0097】

- 1 内視鏡システム
- 11 LCB (Light Carrying Bundle)
- 12, 127 配光レンズ
- 13 対物レンズ
- 14 固体撮像素子
- 15 ドライバ信号処理回路
- 16, 23 メモリ
- 21 システムコントローラ
- 22 タイミングコントローラ
- 24 操作パネル
- 25 集光レンズ
- 26 前段信号処理回路
- 27 画像メモリ

10

20

30

40

50

2 8 後段信号処理回路

1 0 0 電子スコープ

1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 , 1 1 4 , 1 1 5 , 1 1 6 , 1 1 0 W 0 ~ W 7 , 1 1 0 W R 光源ユニット

1 1 2 a , 1 1 3 a 青色LED

1 1 2 b , 1 1 3 b 緑色蛍光体

1 2 1 ~ 1 2 6 コリメートレンズ

1 3 2 , 1 3 3 , 1 3 4 , 1 3 5 , 1 5 0 , 1 5 2 , 1 5 4 , 1 5 6 , 1 5 7 , 1 5 8 , 1 5 9 , 1 6 0 光学素子

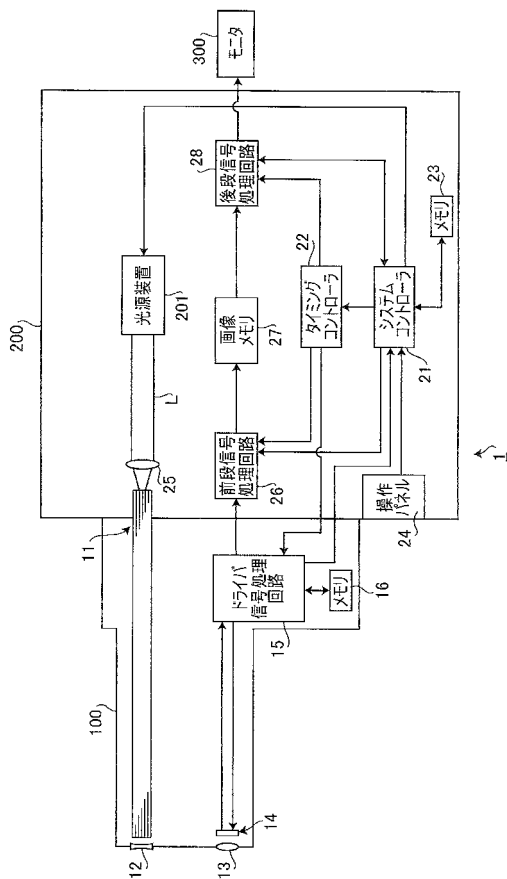
1 4 0 光源駆動回路

2 0 0 プロセッサ

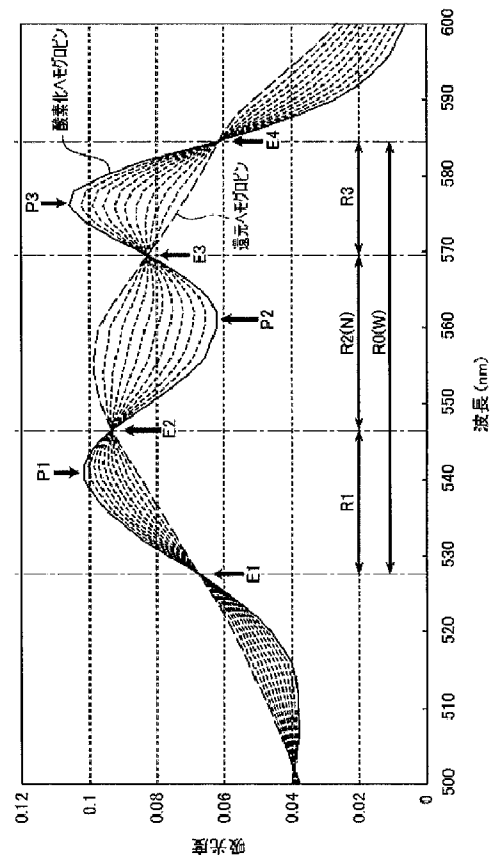
2 0 1 光源装置

3 0 0 モニタ

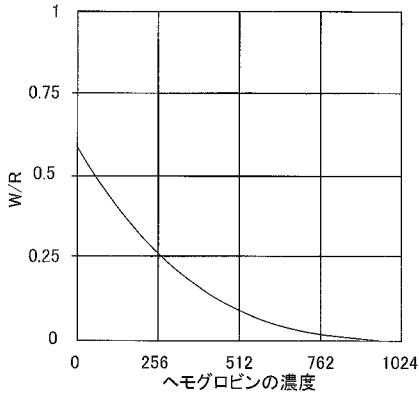
【 図 1 】



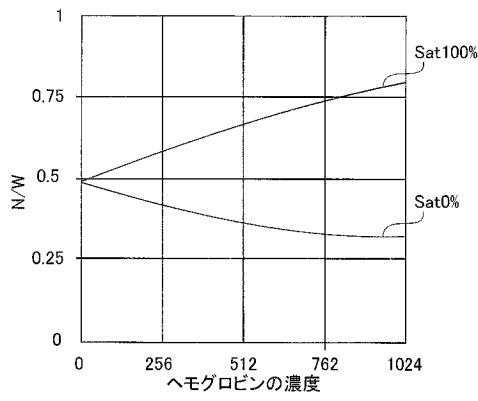
【 図 2 】



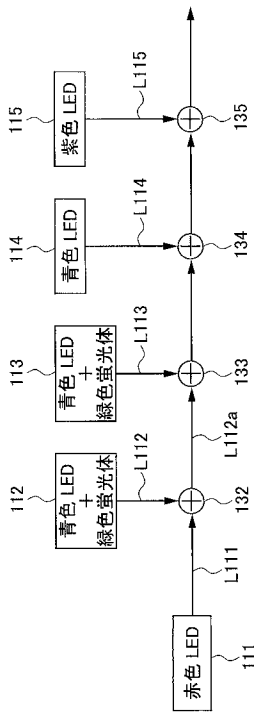
【 図 3 】



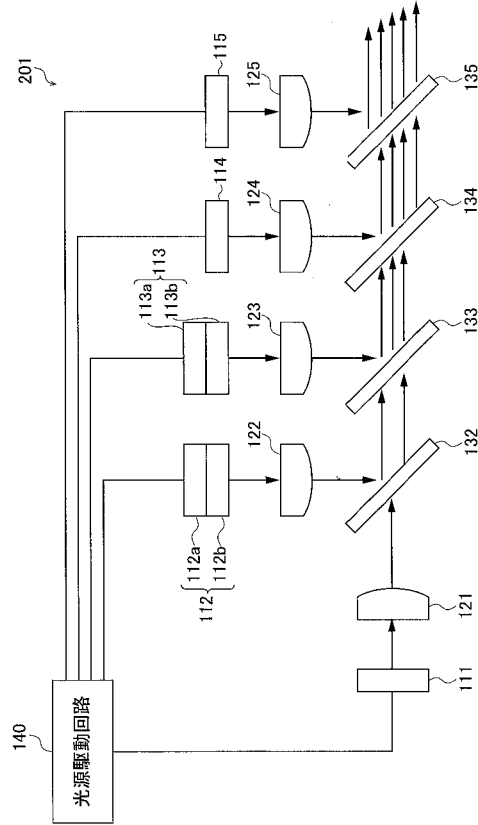
【 図 4 】



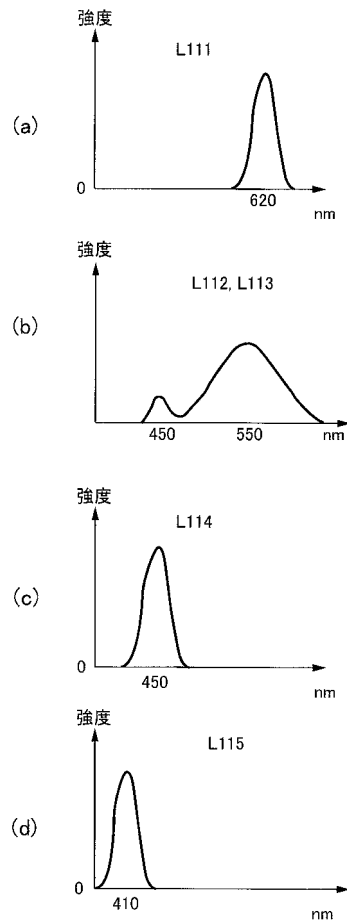
【 図 6 】



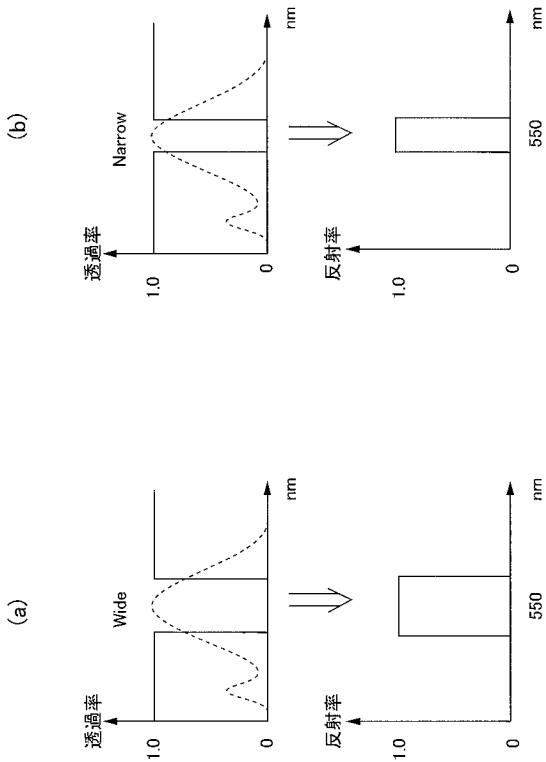
【 図 5 】



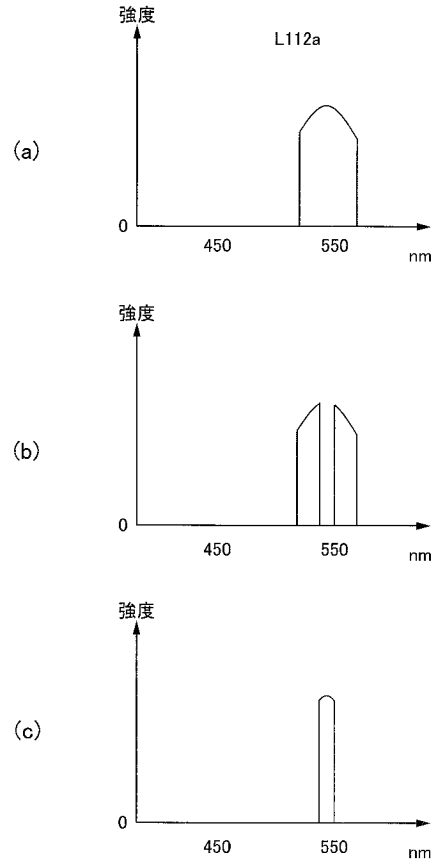
【 図 7 】



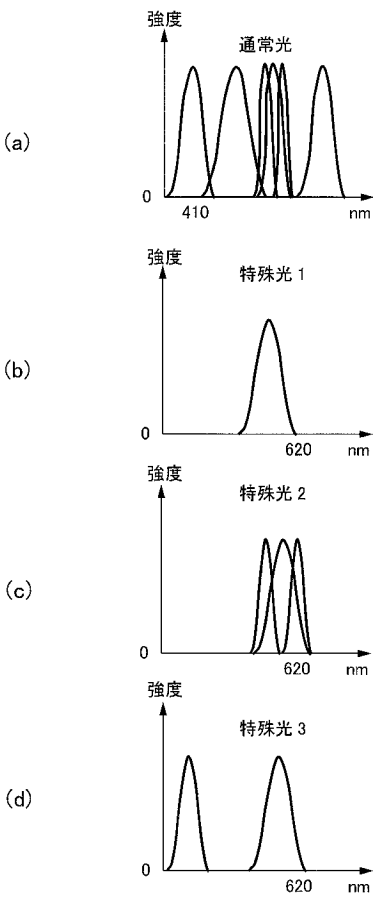
【 図 8 】



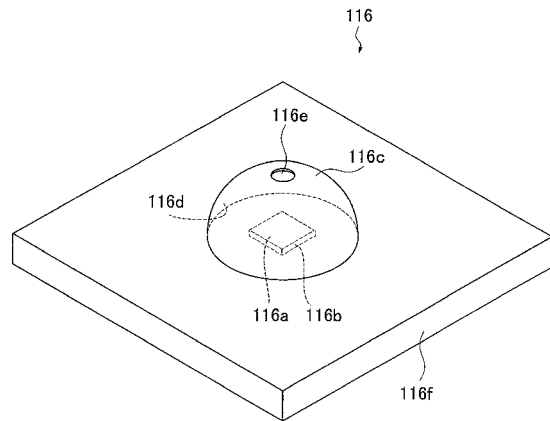
【 図 9 】



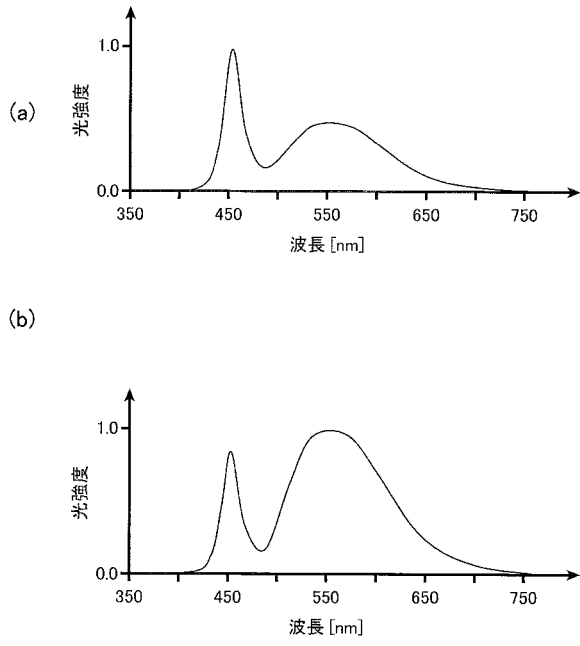
【 図 1 0 】



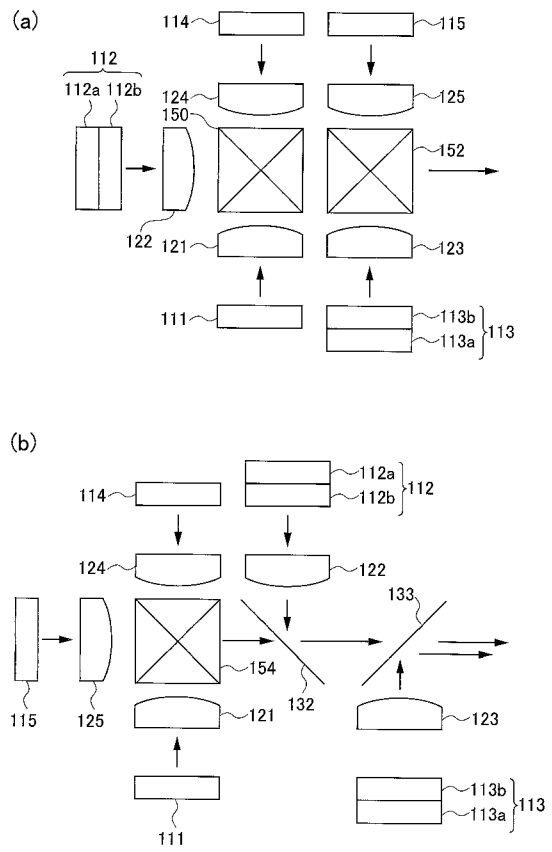
【 図 1 1 】



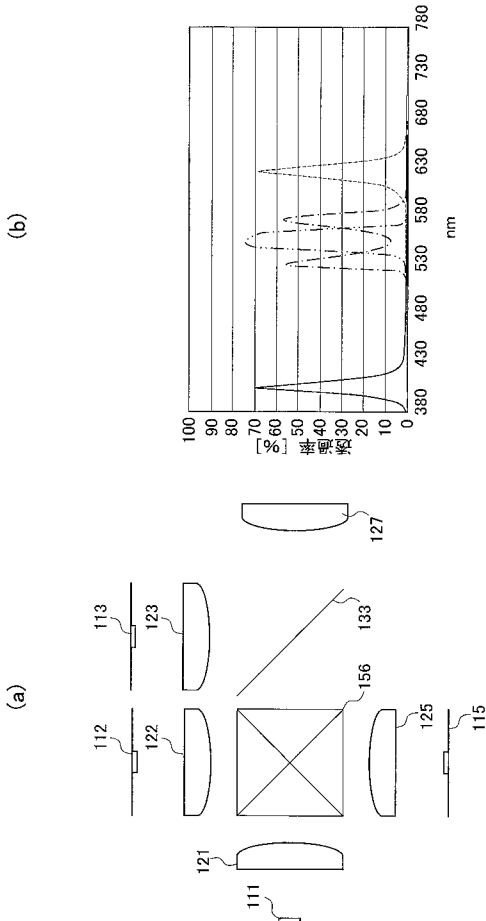
【 図 1 2 】



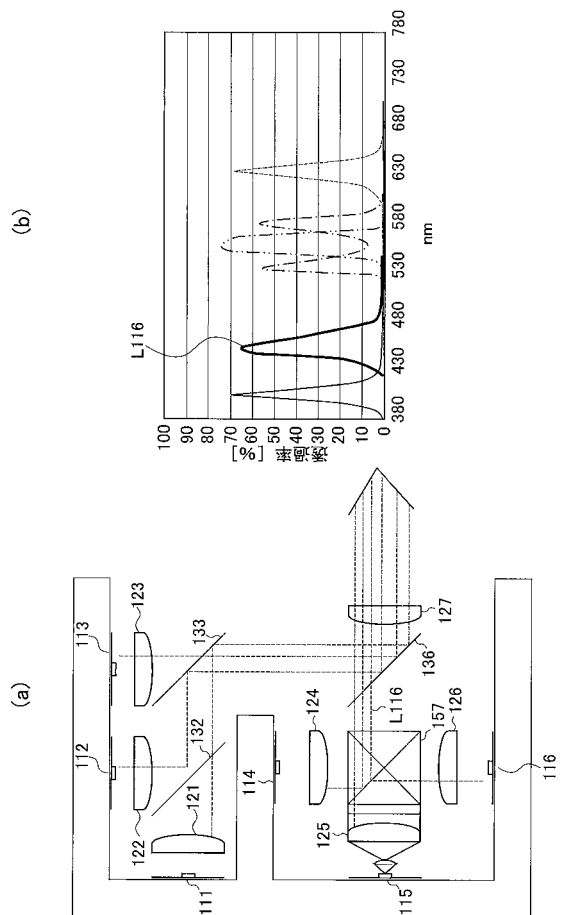
【 図 1 3 】



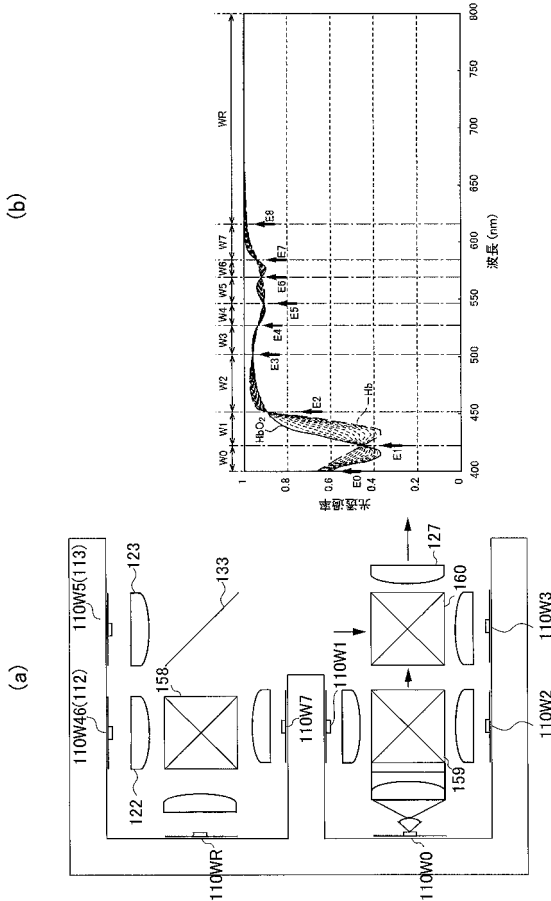
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【図16】



【手続補正書】

【提出日】令和1年12月20日(2019.12.20)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0024

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0024】

上述の内視鏡用光源装置によれば、従来の光源装置のように回転する光学フィルタを用いることなく、被写体の照明光として、特殊光の切り換えを容易に行うことができる。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0025

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0025】

【図1】一実施形態の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図2】ヘモグロビンのQ帯の吸収スペクトルを示す図である。

【図3】所定の比率とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。

【図4】別の所定の比率とヘモグロビンの濃度から定まる酸素飽和度の関係の一例を示す図である。

【図5】一実施形態の内視鏡用光源装置の構成を示す図である。

【図6】図5に示す内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図7】(a)~(d)は、一実施形態の内視鏡用光源装置が出射する光の分光強度分布の例を示す図である。

【図 8】(a), (b) は、一実施形態で用いる光学素子の透過光における透過率及び反射光における反射率の特性の例を示す図である。

【図 9】(a) ~ (c) は、光学素子を通過した光の分光強度分布の例を説明する図である。

【図 10】(a) は、一実施形態の内視鏡光源装置から出射する白色光（通常光）の分光強度分布の例を示す図であり、(b) ~ (d) は、一実施形態の内視鏡光源装置から出射する特殊光の分光強度分布の例を示す図である。

【図 11】他の一実施形態の光源ユニットの構成を説明する図である。

【図 12】(a) は、覆部材のない光源ユニットの光強度分布の一例を示す図であり、(b) は、図 11 に示す光源ユニットの光強度分布の一例を示す図である。

【図 13】(a), (b) は、一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【図 14】(a), (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【図 15】(a), (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【図 16】(a), (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0042

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0042】

特殊観察モードは、例えば、通常観察モードでは観察することが難しい血管（表層や中層、深層等の各層域の血管）の走行状態を明瞭に把握するのに適した狭帯域の画像を取得することができる特殊観察モード 1、及び、被写体の生体情報、例えば酸素飽和度を定量的に分析して画像化することができる特殊観察モード 2 を含む。特殊観察モード 2 は、照明された被写体の撮像画像から得られる被写体の酸素飽和度の情報から、悪性腫瘍の有無を判断することができる点で有用である。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0060

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0060】

光源装置 201 は、5 つの光源ユニット 111 ~ 115 と、4 つの光学素子 132 ~ 135、コリメートレンズ 121 ~ 125、及び、光源駆動回路（制御部）140、を備える。

光源駆動回路 140 は、光源ユニット 111 ~ 115 が駆動するための制御された駆動電流を生成し、各光源ユニットに送る。

光源ユニット 111 ~ 115 は、所定の色の波長帯域の光を射出する発光ダイオード（LED: Light Emitting Diode）を含む。

コリメートレンズ 121 ~ 125 は、各光源 111 ~ 115 のそれぞれの前面の、出射光の光路上に配置され、出射光を平行光にする。

光学素子 132 ~ 135 は、入射光を透過し、あるいは反射する機能を有する。光学素子 132 ~ 135 は、第 1 光路から入射した入射光は、この入射光から予め定めた波長帯域 A の光成分が抽出され、この波長帯域 A 以外の光成分が除去された出射光、例えば反射光となり、光学素子 132 ~ 135 の第 2 光路から入射した入射光は、この入射光から波長帯域 A の光成分が除去され、波長帯域 A の光成分以外の光成分が抽出された出射光、例

えば透過光となるように構成されている。また、入射する入射光が光学素子 1 3 2 ~ 1 3 5 上で交差する光路として第 1 光路及び第 2 光路は定められているので、この場合、第 1 光路の光及び第 2 光路の光が同時に通過した場合、すなわち反射光及び透過光は合成されて合成光となる。すなわち、光学素子 1 3 2 ~ 1 3 5 は、第 1 光路を通過した透過光の出射光路と第 2 光路を通過した透過光の出射光路とを重ね、重なった出射光路を通過する光が出射するように構成されている。光学素子 1 3 2 ~ 1 3 5 として、例えば、ダイクロックミラーが用いられるが、ダイクロイックミラーに限定されない。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 6 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 6 3】

光学素子 1 3 2 における上述の波長帯域 A は、6 0 0 nm 以下の範囲の波長帯域、例えば、5 2 8 nm ~ 5 8 4 nm の波長帯域になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 2 の透過光は、波長帯域 A、例えば、5 2 8 nm ~ 5 8 4 nm の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 2 の反射光は、波長帯域 A、例えば、5 2 8 nm ~ 5 8 4 nm の光成分が抽出された光となる。

光学素子 1 3 3 における上述の波長帯域 A は、6 0 0 nm 以下の範囲の波長帯域であって、光学素子 1 3 2 における波長帯域 A の中のより狭い範囲の波長帯域、例えば 5 4 6 nm ~ 5 7 0 nm の波長帯域になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 3 の透過光は、波長帯域 A、例えば 5 4 6 nm ~ 5 7 0 nm の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 3 の反射光は、波長帯域 A、例えば 5 4 6 nm ~ 5 7 0 nm の光成分が抽出された光となる。

光学素子 1 3 4 における上述の波長帯域 A は、例えば 5 1 5 nm 以下の波長帯域になるように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 4 の透過光は、波長帯域 A、例えば 5 1 5 nm 以下の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 4 の反射光は、波長帯域 A、例えば 5 1 5 nm 以下の光成分が抽出された光となる。

光学素子 1 3 5 における上述の波長帯域 A は、例えば 4 3 0 nm 以下の波長帯域になるように特性が調整されている。すなわち、光学素子 1 3 5 の透過光は、波長帯域 A、例えば 4 3 0 nm 以下の光成分が除去された光となり、光学素子 1 3 5 の反射光は、波長帯域 A、例えば 4 3 0 nm 以下の光成分が抽出された光となる。

以降、光学素子 1 3 2 ~ 1 3 5 それぞれの波長帯域 A を区別するために、波長帯域 A 1 3 2 ~ A 1 3 5 と記載する。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 7 0】

したがって、光源駆動回路 1 4 0 は、光源ユニット 1 1 2 が光 L 1 1 2 を出射するとき、同時に光源ユニット 1 1 3 が光 L 1 1 3 を出射するように駆動を制御することにより、光学素子 1 3 3 における波長帯域 A の光 L 1 1 2 a から光学素子 1 3 2 における波長帯域 A 1 3 2 の光成分が除去された光（光学素子 1 3 3 における透過光）に、光 L 1 1 3 内の光学素子 1 3 2 における波長帯域 A 1 3 2 の光成分（光学素子 1 3 3 における反射光）が付加されて合成された合成光を光学素子 1 3 3 から出射させることができる。一方、光源駆動回路 1 4 0 は、光源ユニット 1 1 3 が光 L 1 1 3 を出射するとき、光源ユニット 1 1 2 から光 L 1 1 2 を出射させないように駆動を制御することにより、光学素子 1 3 3 における波長帯域 A 1 3 3 の光成分を有する反射光を光学素子 1 3 3 から出射させることができる。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0078

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0078】

上述の実施形態では、赤色の波長帯域（例えば、波長が630～670nm）の光を射出する赤色LEDを含む光源ユニット111は、光学素子132に対して光の射出方向の上流側に設けられるが、一実施形態によれば、光学素子132に対して光の射出方向の下流側に設けられてもよい。この場合、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を含む光源ユニット114、及び、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を含む光源ユニット115は、光学素子132に対して光の射出方向の上流側に設けられる。この場合、光学素子132～135の光成分の除去、抽出のフィルタ特性を波長にあわせて適宜調整される。例えば、光学素子132～134は、透過光が各光学素子における波長帯域の光成分の光となり、反射光が各光学素子における波長帯域の光成分が除去された光となるようにフィルタ特性は調整される。

したがって、光学素子132は、青色の波長帯域の光あるいは紫色の波長帯域の光と光L112の入射を受けて、これらの光の出射光路を重ね、重ねた出射光路を通過する合成光が下流側の光学素子へ出射するように構成される。また、赤色の波長帯域の光と上流側の光学素子からの出射光の入射を受けて、これらの光の出射光路を重ね、重ねた出射光路における合成光を、通常光（白色光）として出射するように構成されるので、通常光（白色光）を容易に合成することができる。

【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0081

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0081】

上述の特殊光1, 2は、図2に示す528～584nmの波長帯域の光と、546～570nmの光を用いる例であるが、特殊光1, 2は、400nm～422nmの狭い範囲の波長帯域の光と、400nm～452nmの広い範囲の波長帯域の光とすることもできる。これにより、酸素飽和度及びヘモグロビンの濃度の情報を求めることもできる。この場合、光源ユニット112は400nm～452nmの広い範囲の波長帯域を少なくとも含む波長帯域の光を出射し、光学素子132で400nm～452nmの波長帯域の反射光を生成し、この反射光が光学素子133において透過光となるようにこの反射光を入射させることが好ましい。光源ユニット113は、400nm～422nmの狭い範囲の波長帯域を少なくとも含む波長帯域の光を出射し、光学素子133で400nm～422nmの波長帯域の反射光を生成することが好ましい。これにより、光学素子133における合成光は400nm～452nmの波長帯域の特殊光2を生成することができる。一方、特殊光1を生成する場合、光源ユニット112の光の出射はオフとし、光源ユニット113の光を出射させることにより、特殊光1を生成する。一実施形態によれば、上述の狭い範囲の波長帯域は、400nm～422nmに代えて、422～452nmとすることも好ましい。

【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0085

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0085】

図11は、LEDを備える光源ユニット111～115の他の一実施形態を説明する図である。光源ユニット111～115のいずれかにおいて、出射する光の光強度を高めるために、一実施形態によれば、図11に示すように、光源ユニットの発光面を覆うように反射板を備える覆部材を配置することが好ましい。具体的には、光源ユニット116（光源ユニット111～115を代表して光源ユニット116という）における発光面116aから間隔を空けた状態でLED116bを覆う覆部材116cが設けられる。この覆部材116cは、発光面116aから出射された光を反射する反射面116dと、光を覆部材116cで囲まれた空間から出射する開口116eとを備える。LED116bは、基板116f上に設けられている。発光面116aから出射する光は、拡散光として広がって出射するが、開口116e以外の方向に向かって出射された光は、覆部材116cの反射面116dにより、基板116f又はLED116bに向かって反射される。反射面116dで反射された光は、基板116f又はLED116bにより、開口116e又は覆部材116cに向かって再び反射される。このようにして、開口116eの方向に光が進むまで繰り返し覆部材116c内の空間内で反射される。最終的に開口116eを通過して光源ユニット116から出射される。このため、開口116eから出射される光の光強度は大きくなる。LED116bは、生成した励起光を用いて蛍光体が発する蛍光を発光面116aから出射する蛍光LEDの構成とすることは、蛍光の光強度を高めることができる点で好ましい。この場合、覆部材116c内の空間内で励起光が反射を繰り返す過程で、反射した励起光が蛍光体に何度も入射するので、蛍光体の発する蛍光の光強度は増大する。したがって、光源ユニット112, 113には、蛍光体（第1蛍光体、第2蛍光体）を励起することなく通過した励起光（第1励起光、第2励起光）の一部を反射させて、蛍光体に照射させることにより、蛍光体が発する蛍光の強度が増加するように、反射面（第1反射面、第2反射面）が光源の発光面の周りの空間の一部を覆うように設けられている、ことが好ましい。

図12(a)は、覆部材116cのない光源ユニットが出射する光の光強度分布の一例を示す図であり、図12(b)は、図11に示す光源ユニット116が出射する光の光強度の一例を示す図である。具体的には、図12(a), (b)それぞれは、覆部材116cのない場合、及び覆部材116cを設けた場合の、励起光（450nmに光強度のピーク波長を有する急峻な光強度分布の光）と蛍光（550nm近傍に光強度のピーク波長を有するなだかな光強度分布の光）の光強度分布の一例を示している。このように、覆部材116cを設けることにより、蛍光の光強度を大きくさせることができる。

【手続補正10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0087

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0087】

図13(a), (b)は、一実施形態の光源装置の構成の例を説明する図であり、図5に示す構成をよりコンパクトな構成にしている。光源ユニット111～115は、図5に示す光源ユニット111～115と同じものである。

図13(a)に示す構成では、2つの光学素子150, 152としてクロスプリズムあるいはダイクロイックプリズムが用いられる。これにより、光学素子150の周りに光源ユニット111～115をコンパクトに配置することができる。

図13(b)に示す構成では、1つの光学素子154としてクロスプリズムあるいはダイクロイックプリズムが用いられる。それ以外の光学素子は、ダイクロイックミラーである光学素子132, 133が用いられる。このような構成は、図13(a)に示す構成に比べて光源ユニット112, 113のからの光を効率よく用いて光源装置201からの出射光として出射させることができる。一実施形態によれば、図13(a), (b)に示すように、クロスプリズムあるいはダイクロイックプリズムの光学素子を用い、この光学素子の少なくとも両側の2箇所に光源ユニットを配置する構成のコンパクトな光源装置は、電

子スコープ100の先端部に設けることが好ましい。図13(a), (b)に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット112からの光L112の入射を受けて、光学素子152あるいは光学素子133で透過光となるように、光学素子150あるいは光学素子132は、光学素子152あるいは光学素子133へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子152あるいは光学素子133における透過光の出射光路と、光学素子152あるいは光学素子133における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光2のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

【手続補正11】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0088

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0088】

図1に示す電子内視鏡システム1では、光源装置201は、プロセッサ200に設けられているが、プロセッサ200及び電子スコープ100とは別体の装置として構成されてもよい。

また、一実施形態によれば、電子スコープ100は、光源ユニット111~115を光源装置として組み込んでもよい。このとき、一実施形態によれば、プロセッサ200と接続される接続部あるいは、術者が操作を行う操作部に組み込まれることが好ましい。接続部に組み込むことにより、接続に伴う接続不良が回避できる。

また、一実施形態によれば、光源ユニット111~115は、電子スコープ100の配光レンズ12が設けられた先端部に組み込まれてもよい。先端部に組み込まれる場合、LCB11が不要になるので、体腔内に挿入される部分の径を細くすることができ、被験者への負担を軽減することができる。

【手続補正12】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0089

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0089】

図14(a), (b)は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。図14(a)は、図13(a), (b)に示す光源ユニットの配置とは別の配置の一例を示す。図14(b)は、図14(a)に示す光源ユニットの配置により出射される光の光強度の、出射口における光強度に対する比率(光学素子の透過率)で表したスペクトル分布の一例を示す。

以降で説明する光源ユニット、光学素子、及びコリメートレンズについては、図5に示す光源ユニット、光学素子及びコリメートレンズと同じものの場合、同じ符号を付与している。

図14(a)に示す配置は、図5に示す4つの光源ユニット111, 112, 113, 115が用いられ、青色LEDを含んだ光源ユニット114は用いられない、4光源ユニットの配置である。この場合、光学素子156の周りに、光源ユニット111, 112, 115が配置される。光源ユニット113は、光学素子156から出射する光の下流側に設けられ、光学素子156から出射する光と光源ユニット113からの光の一部とが合成される。合成された光は、図14(b)に示すようなスペクトル波形の光を配光レンズ127から照明光として出射することができる。例えば、擬似白色光として用いることができる。光学素子156, 133は、図14(b)に示すようなスペクトル波形を生成するように、光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。また、一部の光源ユニットのみから光を出射させることにより、特殊光を出射させることもできる。図14(a)に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット112からの光L112の入射を受けて

、光学素子 1 3 3 で透過光となるように、光学素子 1 5 6 は光学素子 1 3 3 へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子 1 5 2 あるいは光学素子 1 3 3 における透過光の出射光路と、光学素子 1 5 2 あるいは光学素子 1 3 3 における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光 2 のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

【**手続補正 1 3**】

【**補正対象書類名**】明細書

【**補正対象項目名**】0 0 9 0

【**補正方法**】変更

【**補正の内容**】

【**0 0 9 0**】

図 1 5 (a) , (b) は、他の一実施形態の内視鏡用光源装置の構成の例を説明する図である。図 1 5 (a) は、図 1 4 (a) に示す光源ユニットの配置とは別の配置の一例を示す。図 1 5 (b) は、図 1 5 (a) に示す光源ユニットの配置構成により出射される光の光強度の、出射口における光強度に対する比率（光学素子の透過率）で表したスペクトル分布の一例を示す。

図 1 5 (a) に示す配置は、図 5 に示す 4 つの光源ユニット 1 1 1 , 1 1 2 , 1 1 3 , 1 1 4 , 1 1 5 が用いられ、さらに、5 3 0 nm を光強度におけるピーク波長とする光を出射する光源ユニット 1 1 6 が用いられる、6 つの光源ユニットの配置である。光源ユニット 1 1 6 の前面にはコリメートレンズ 1 2 6 が設けられる。この場合、光源ユニット 1 1 4 ~ 1 1 6 が光学素子 1 5 7 の周りに配置される。光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 3 からの光と、光源ユニット 1 1 4 ~ 1 1 6 からの光が、光学素子 1 3 6 で合成される。合成された光は、光源ユニット 1 1 6 からの光 L 1 1 6 を含み、図 1 5 (b) に示すようなスペクトル波形の光を配光レンズ 1 2 7 から照明光として出射することができる。例えば、擬似白色光として用いることができる。また、一部の光源ユニットのみから光を出射させることにより、特殊光を出射させることもできる。例えば、光源ユニット 1 1 2 , 1 1 3 だけを駆動して、あるいは光源ユニット 1 1 3 だけを駆動して、光を出射させることで、特殊光 1 , 2 を生成することもできる。光学素子 1 3 2 , 1 3 3 , 1 3 6 , 1 5 7 では、図 1 5 (b) に示すようなスペクトル波形を生成するように、光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。図 1 5 (a) に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット 1 1 2 からの光 L 1 1 2 の入射を受けて、光学素子 1 3 3 で透過光となるように、光学素子 1 3 2 は、光学素子 1 3 3 へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子 1 3 3 における透過光の出射光路と、光学素子 1 3 3 における反射光の出射光路とを重ねることで、透過光と反射光を合成した、特殊光 2 のような波長帯域の合成光を、簡単な構成で容易に生成することができる。

【**手続補正 1 4**】

【**補正対象書類名**】明細書

【**補正対象項目名**】0 0 9 4

【**補正方法**】変更

【**補正の内容**】

【**0 0 9 4**】

光源ユニット 1 1 0 W 0、光源ユニット 1 1 0 W 1、及び光源ユニット 1 1 0 W 2 は、光学素子 1 5 9 の周りに設けられ、光源ユニット 1 1 0 W 3 は、光学素子 1 6 0 の周り設けられる。光源ユニット 1 1 0 W 0、光源ユニット 1 1 0 W 1、及び光源ユニット 1 1 0 W 2 からの光は光学素子 1 5 9 で合成されて光学素子 1 6 0 に向けて出射し、光学素子 1 5 9 から出射した光と光源ユニット 1 1 0 W 3 からの光と光学素子 1 3 3 から出射する合成光が光学素子 1 6 0 で合成されるように構成される。光学素子 1 6 0 から出射する合成光は配光レンズ 1 2 7 から照明光として出射する。例えば、擬似白色光として用いることができる。光学素子 1 5 9 , 1 6 0 では、波長帯域 W R , W 0 ~ W 7 の光が出射するように光の除去、抽出のフィルタ特性が調整されている。

このような光源ユニットのいずれかを選択して光を出射させることで、特殊光を生成することができる。例えば、上述した図10(b)~(d)に示す特殊光1~3を生成することができる。図16(a)に示す光源ユニットの配置においても、光源ユニット110W46からの光L112の入射を受けて、光学素子133で反射光となるように、光学素子158は、光学素子133へ出射する出射光を生成するように構成される。したがって、光学素子133における透過光の出射光路と、光学素子133における反射光の出射光路とを重ねるように構成される。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/031686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int.Cl. A61B1/07(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(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) Int.Cl. A61B1/07, A61B1/00, A61B1/06, G02B23/26		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan	1922-1996	
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018	
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018	
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018	
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	WO 2015/156153 A1 (OLYMPUS CORP.) 15 October 2015, fig. 2-5 & US 2017/0020377 A1, fig. 2-5 & EP 3111822 A1	1-6, 8, 14, 18 7, 9-13, 15-17
Y	JP 2011-188929 A (OLYMPUS CORP.) 29 September 2011, fig. 8 (Family: none)	7, 9-10
Y	JP 2003-298117 A (TOYOTA GOSEI CO., LTD.) 17 October 2003, paragraph [0003], fig. 1 & US 2003/0201451 A1, paragraph [0006], fig. 1	11-13, 15-17
Y	JP 2009-206428 A (STANLEY ELECTRIC CO., LTD.) 10 September 2009, paragraph [0002], fig. 1 (Family: none)	11-13, 15-17
A	WO 2016/185647 A1 (SONY CORP.) 24 November 2016, fig. 2 & US 2018/0064321 A1, fig. 2 & EP 3295861 A1	1-18
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"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	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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	
"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)	"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	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 05 November 2018 (05.11.2018)	Date of mailing of the international search report 13 November 2018 (13.11.2018)	
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 3 1 6 8 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/07(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(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 (IPC)) Int.Cl. A61B1/07, A61B1/00, A61B1/06, 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	WO 2015/156153 A1 (オリンパス株式会社) 2015.10.15, 図2-5 & US 2017/0020377 A1, FIG.2-5 & EP 3111822 A1	1-6, 8,									
Y		14, 18									
Y	JP 2011-188929 A (オリンパス株式会社) 2011.09.29, 図8 (ファミリーなし)	7, 9-13, 15-17									
		7, 9-10									
☑ 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、一般的な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情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 05.11.2018		国際調査報告の発送日 13.11.2018									
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) 奥田 雄介	2Q 3615								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2018/031686
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 2003-298117 A (豊田合成株式会社) 2003.10.17, [0003]、 図1 & US 2003/0201451 A1, [0006], FIG.1	11-13, 15-17
Y	JP 2009-206428 A (スタンレー電気株式会社) 2009.09.10, [00 02]、図1 (ファミリーなし)	11-13, 15-17
A	WO 2016/185647 A1 (ソニー株式会社) 2016.11.24, 図2 & US 2018/0064321 A1, FIG.2 & EP 3295861 A1	1-18

フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 2 B 23/24 B

(81) 指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2019044802A1	公开(公告)日	2020-03-26
申请号	JP2019539513	申请日	2018-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	尾登邦彦		
发明人	尾登 邦彦		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/26 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 H05B45/10		
FI分类号	A61B1/07.731 A61B1/00.513 A61B1/06.611 A61B1/07.735 A61B1/07.736 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR26		
优先权	2017163219 2017-08-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光源装置从入射光产生第一光学元件,该第一光学元件产生通过去除第一波长带的成分而获得的透射光和通过从入射光中提取第一波长带的成分而获得的反射光以及第一波长带的成分。发射光的光源包括至少入射到第一光学元件上的第一光源,以被第一光学元件的反射光,以及包括包括第一波长带的宽第二波长带的分量的光。包括发射光以使光透射通过第一光学元件的第二光源,以及控制单元,其控制第一光源和第二光源的驱动。控制单元通过控制第一光源的发光和发射和第二光源的发光和发射来选择性地控制第一光的发射和第二光的发射。去做。

