

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/051558

発行日 平成30年9月13日 (2018. 9. 13)

(43) 国際公開日 平成30年3月22日 (2018. 3. 22)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
G O 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
	A 6 1 B 1/06 6 1 2	

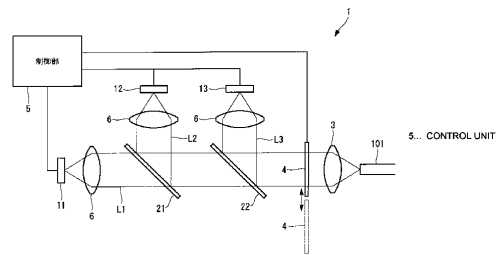
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2017-555412 (P2017-555412)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/012116	
(22) 国際出願日 平成29年3月24日 (2017. 3. 24)	
(11) 特許番号 特許第6275360号 (P6275360)	(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生
(45) 特許公報発行日 平成30年2月7日 (2018. 2. 7)	
(31) 優先権主張番号 特願2016-181116 (P2016-181116)	(74) 代理人 100142789 弁理士 柳 順一郎
(32) 優先日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100163050 弁理士 小栗 真由美
	(74) 代理人 100201466 弁理士 竹内 邦彦
	(72) 発明者 藤原 和人 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
	Fターム(参考) 2H040 BA10 CA11 CA12 CA13 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

小型な構成で蛍光観察用の2種類の照明モードを実現する。第1および第2の光をそれぞれ発する第1および第2の固体光源(11, 12)と、第1および第2の光と合波することで白色光を生成する第3の光を発する第3の固体光源(13)と、第1、第2および第3の光を合波する光学部材(21, 22)と、第1、第2および第3の光の合波光の光路に挿脱可能に設けられた光学フィルタ(4)と、制御部(5)とを備え、該制御部(5)が、第1の励起光照明モードにおいて、第1および第2の固体光源(11, 12)を点灯させ、第3の固体光源(13)を弱く点灯させ、第2の励起光照明モードにおいて、第1の固体光源(11)を点灯させ、第2の固体光源(12)を消灯させ、第3の固体光源(13)を弱く点灯させる内視鏡用光源装置(1)を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の波長帯域を含む第 1 の光を発する第 1 の固体光源と、
前記第 1 の波長帯域よりも長波長の第 2 の波長帯域を含む第 2 の光を発する第 2 の固体光源と、

前記第 1 および第 2 の波長帯域とは異なる第 3 の波長帯域を含み、前記第 1 および第 2 の光と合波することで白色光を生成する第 3 の光を発する第 3 の固体光源と、

前記第 1 の光と前記第 2 の光とを合波する第 1 の光学部材と、

該第 1 の光学部材によって生成された前記第 1 および第 2 の光の合波光と前記第 3 の光とを合波する第 2 の光学部材と、

該第 2 の光学部材によって生成された前記第 1、第 2 および第 3 の光の合波光の光路に挿脱可能に設けられ、前記第 1、第 2 および第 3 の波長帯域の光を選択的に透過させる光学フィルタと、

前記第 1、第 2 および第 3 の固体光源の点灯および消灯と、前記光学フィルタの挿脱とを制御する制御部とを備え、

該制御部が、白色光照明モード、第 1 の励起光照明モードおよび第 2 の励起光照明モードを有し、

前記白色光照明モードにおいて、前記制御部が、前記光学フィルタを前記光路から退避させるとともに、前記第 1、第 2 および第 3 の固体光源を点灯させ、

前記第 1 の励起光照明モードにおいて、前記制御部が、前記光学フィルタを前記光路に挿入するとともに、前記第 1 および第 2 の固体光源を点灯させ、前記第 3 の固体光源を、前記第 3 の光の強度が前記第 1 の光および前記第 2 の光の強度よりも弱くなるように点灯させ、

前記第 2 の励起光照明モードにおいて、前記制御部が、前記光学フィルタを前記光路に挿入するとともに、前記第 1 の固体光源を点灯させ、前記第 2 の固体光源を消灯させ、前記第 3 の固体光源を、前記第 3 の光の強度が前記第 1 の光の強度よりも弱くなるように点灯させる内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第 1 の波長帯域が、390 nm ~ 440 nm であり、

前記第 2 の波長帯域が、440 nm ~ 470 nm である請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 の光学部材が、前記第 1 の光と前記第 2 の光とのうち、一方を透過させ他方を反射する第 1 のダイクロイックミラー面を有し、

該第 1 のダイクロイックミラー面は、その透過光路側の透過率が 50 % となり、前記第 1 の光および前記第 2 の光が互いに重なり合う第 1 のカットオフ波長を有し、

前記第 1 および第 2 の光の合波光の前記第 1 のカットオフ波長における強度が、その最大強度の 10 % 以上である請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 2 の光学部材が、前記第 1 および第 2 の光の合波光と前記第 3 の光とのうち、一方を透過させ他方を反射する第 2 のダイクロイックミラー面を有し、

該第 2 のダイクロイックミラー面は、その透過光路側の透過率が 50 % となり、前記第 1 および第 2 の光の合波光と前記第 3 の光とが互いに重なり合う第 2 のカットオフ波長を有し、

前記第 1、第 2 および第 3 の光の合波光の前記第 2 のカットオフ波長における強度が、その最大強度の 10 % 以上である請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 の光学部材が、前記第 1 の波長帯域の光を透過し、前記第 2 の波長帯域の光を反射する第 1 のダイクロイックミラー面を有し、

10

20

30

40

50

前記第 1 の光および前記第 1 のダイクロイックミラー面が、下記の条件式 (1) を満足する光学特性を有する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

$$(I 1 / I 1 m a x) \times T 1 \quad 0 . 0 1 \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

ただし、

$I 1 m a x$ は、前記第 1 の波長帯域における前記第 1 の光の最大強度、

$I 1$ は、前記第 1 の波長帯域から 1 0 n m 以上長波長側での前記第 1 の光の強度、

$T 1$ は、前記第 1 の波長帯域から 1 0 n m 以上長波長側での前記第 1 のダイクロイックミラー面の透過率 (%)

である。

【請求項 6】

10

前記第 2 の光および前記光学フィルタが、下記の条件式 (2) を満足する光学特性を有する請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

$$(I 2 / I 2 m a x) \times T 2 \quad 0 . 0 1 \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

ただし、

$I 2 m a x$ は、前記第 2 の波長帯域における前記第 2 の光の最大強度、

$I 2$ は、前記第 2 の波長帯域から 1 0 n m 以上長波長側での前記第 2 の光の強度、

$T 2$ は、前記第 2 の波長帯域から 1 0 n m 以上長波長側での前記光学フィルタの透過率 (%)

である。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用光源装置に関するものであり、特に蛍光観察用の 2 種類の照明モードを有する内視鏡用光源装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、早期癌等の発見のために、励起光を照射して生体からの蛍光を観察する蛍光内視鏡が用いられている (例えば、特許文献 1 参照。) 。蛍光内視鏡には、白色光観察専用の撮像素子と蛍光観察専用の撮像素子を備える二眼タイプと、白色光観察および蛍光観察兼用の単一の撮像素子を備える単眼タイプがある。特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置は、光路に配置する複数のフィルタの組み合わせを変更することで、単一のランプ光源を用いて二眼タイプおよび単眼タイプの各々に適した照明モードを実現している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 4 0 5 4 2 2 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 に記載の光源装置は、二眼タイプ用および単眼タイプ用にそれぞれ複数のフィルタを必要とするため、フィルタの数が多くなる。したがって、フィルタを搭載するためのターゲットが大径化し、装置が大型化するという問題がある。

40

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、小型な構成で蛍光観察用の 2 種類の照明モードを実現することができる内視鏡用光源装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、第 1 の波長帯域を含む第 1 の光を発する第 1 の固体光源と、前記第 1 の波長帯域よりも長波長の第 2 の波長帯域を含む第 2 の光を発する第 2 の固体光源と、

50

前記第1および第2の波長帯域とは異なる第3の波長帯域を含み、前記第1および第2の光と合波することで白色光を生成する第3の光を発する第3の固体光源と、前記第1の光と前記第2の光とを合波する第1の光学部材と、該第1の光学部材によって生成された前記第1および第2の光の合波光と前記第3の光とを合波する第2の光学部材と、該第2の光学部材によって生成された前記第1、第2および第3の光の合波光の光路に挿脱可能に設けられ、前記第1、第2および第3の波長帯域の光を選択的に透過させる光学フィルタと、前記第1、第2および第3の固体光源の点灯および消灯と、前記光学フィルタの挿脱とを制御する制御部とを備え、該制御部が、白色光照明モード、第1の励起光照明モードおよび第2の励起光照明モードを有し、前記白色光照明モードにおいて、前記制御部が、前記光学フィルタを前記光路から退避させるとともに、前記第1、第2および第3の固体光源を点灯させ、前記第1の励起光照明モードにおいて、前記制御部が、前記光学フィルタを前記光路に挿入するとともに、前記第1および第2の固体光源を点灯させ、前記第3の固体光源を、前記第3の光の強度が前記第1の光および前記第2の光の強度よりも弱くなるように点灯させ、前記第2の励起光照明モードにおいて、前記制御部が、前記光学フィルタを前記光路に挿入するとともに、前記第1の固体光源を点灯させ、前記第2の固体光源を消灯させ、前記第3の固体光源を、前記第3の光の強度が前記第1の光の強度よりも弱くなるように点灯させる内視鏡用光源装置である。

10

20

30

40

50

【0006】

本態様によれば、制御部が3個の固体光源および光学フィルタを制御することによって、白色光観察用の照明モードと蛍光観察用の2種類の照明モードを実現することができる。具体的には、白色光照明モードにおいて、光学フィルタを光路から退避させ、かつ、第1、第2および第3の固体光源の全てを点灯させることによって、第1、第2および第3の光からなる白色光が生成される。第1の励起光照明モードにおいて、光学フィルタを光路に挿入し、かつ、第1および第2の固体光源を点灯させ、第3の固体光源を弱く点灯させることによって、第1および第2の波長帯域の光からなる励起光と第3の波長帯域の光からなる参照光とが生成される。第2の励起光照明モードにおいて、光学フィルタを光路に挿入し、かつ、第1の固体光源を点灯させ、第2の固体光源を消灯させ、第3の固体光源を弱く点灯させることによって、第1の波長帯域の光のみからなる励起光と第3の波長帯域の光からなる参照光とが生成される。

【0007】

この場合に、蛍光観察用の励起光源として波長帯域の異なる2個の固体光源を備えることで、第1の励起光照明モードと第2の励起光照明モードとの切り替えは第2の固体光源の点灯および消灯のみで実現される。すなわち、蛍光観察用の2種類の照明モードを切り替えるための光学フィルタは不要であり、光学フィルタは、白色光観察用の照明モードと蛍光観察用の照明モードとの切り替え用のみで足りる。光学フィルタは固体光源に比べて大幅に大きいため、光学フィルタの数を抑えることによって、装置全体を効果的に小型にすることができる。

【0008】

上記態様においては、前記第1の波長帯域が、390nm～440nmであり、前記第2の波長帯域が、440nm～470nmであってもよい。

このようにすることで、励起光として紫色および青色の光を使用する蛍光観察（例えば、自家蛍光観察）に好適な構成とすることができる。

【0009】

上記態様においては、前記第1の光学部材が、前記第1の光と前記第2の光とのうち、一方を透過させ他方を反射する第1のダイクロイックミラー面を有し、該第1のダイクロイックミラー面は、その透過光路側の透過率が50%となり、前記第1の光および前記第2の光が互いに重なり合う第1のカットオフ波長を有し、前記第1および第2の光の合波光の前記第1のカットオフ波長における強度が、その最大強度の10%以上であってもよい。

このようにすることで、白色光の強度が極小となる第1のカットオフ波長において、最

大強度の10%以上の強度を確保することで、波長欠落の無い白色光を生成することができ、色再現性の高い白色光観察を行うことができる。

【0010】

上記態様においては、前記第2の光学部材が、前記第1および第2の光の合波光と前記第3の光とのうち、一方を透過させ他方を反射する第2のダイクロイックミラー面を有し、該第2のダイクロイックミラー面は、その透過光路側の透過率が50%となり、前記第1および第2の光の合波光と前記第3の光とが互いに重なり合う第2のカットオフ波長を有し、前記第1、第2および第3の光の合波光の前記第2のカットオフ波長における強度が、その最大強度の10%以上であってもよい。

このようにすることで、白色光の強度が極小となる第2のカットオフ波長において、最大強度の10%以上の強度を確保することで、波長欠落の無い白色光を生成することができ、色再現性の高い白色光観察を行うことができる。

【0011】

上記態様においては、前記第1の光学部材が、前記第1の波長帯域の光を透過し、前記第2の波長帯域の光を反射する第1のダイクロイックミラー面を有し、前記第1の光および前記第1のダイクロイックミラー面が、下記の条件式(1)を満足する光学特性を有していてもよい。I1maxは、前記第1の波長帯域における前記第1の光の最大強度、I1は、前記第1の波長帯域から10nm以上長波長側での前記第1の光の強度、T1は、前記第1の波長帯域から10nm以上長波長側での前記第1のダイクロイックミラー面の透過率(%)である。

$$(I1 / I1max) \times T1 \leq 0.01 \quad \dots (1)$$

第1の光に含まれる長波長成分は蛍光観察において蛍光と一緒に撮像素子に入射してノイズとなり得る。条件式(1)を満足することによって、このような第1の光の長波長成分が第1のダイクロイックミラー面によって十分に除去されるので、コントラストの高い蛍光観察を行うことができる。

【0012】

上記態様においては、前記第2の光および前記光学フィルタが、下記の条件式(2)を満足する光学特性を有していてもよい。I2maxは、前記第2の波長帯域における前記第2の光の最大強度、I2は、前記第2の波長帯域から10nm以上長波長側での前記第2の光の強度、T2は、前記第2の波長帯域から10nm以上長波長側での前記光学フィルタの透過率(%)である。

$$(I2 / I2max) \times T2 \leq 0.01 \quad \dots (2)$$

第2の光に含まれる長波長成分は蛍光観察において蛍光と一緒に撮像素子に入射してノイズとなり得る。条件式(2)を満足することによって、このような第2の光の長波長成分が光学フィルタによって十分に除去されるので、コントラストの高い蛍光観察を行うことができる。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、小型な構成で蛍光観察用の2種類の照明モードを実現することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置が適用される内視鏡システムの一例の全体構成図である。

【図2】二眼タイプの蛍光内視鏡に設けられる励起光カットフィルタの光透過特性を示すグラフである。

【図3】単眼タイプの蛍光内視鏡に設けられる励起光カットフィルタの光透過特性を示すグラフである。

【図4】本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置の全体構成図である。

【図5】図4の内視鏡用光源装置の第1の固体光源が出力する第1の光のスペクトルを示

10

20

30

40

50

す図である。

【図 6】図 4 の内視鏡用光源装置の第 2 の固体光源が出力する第 2 の光のスペクトルを示す図である。

【図 7】図 4 の内視鏡用光源装置の第 3 の固体光源が出力する第 3 の光のスペクトルを示す図である。

【図 8】図 4 の内視鏡用光源装置の第 1 の光学部材の光透過特性を示す図である。

【図 9】図 4 の内視鏡用光源装置の第 2 の光学部材の光透過特性を示す図である。

【図 10】図 4 の内視鏡用光源装置の光学フィルタの光透過特性を示す図である。

【図 11 A】白色光照明モードにおける第 1、第 2 および第 3 の固体光源の動作を示すタイミングチャートを示す図である。

10

【図 11 B】内視鏡用光源装置によって生成される白色光のスペクトルを示す図である。

【図 12 A】白色光照明モードにおいて、二眼タイプの蛍光内視鏡の撮像素子に入射する白色光の反射光のスペクトルを示す図である。

【図 12 B】白色光照明モードにおいて、単眼タイプの蛍光内視鏡の撮像素子に入射する白色光の反射光のスペクトルを示す図である。

【図 13 A】第 1 の励起光照明モードにおける第 1、第 2 および第 3 の固体光源の動作を示すタイミングチャートを示す図である。

【図 13 B】内視鏡用光源装置によって生成される励起光のスペクトルを示す図である。

【図 13 C】内視鏡用光源装置によって生成される参照光のスペクトルを示す図である。

【図 14 A】第 2 の励起光照明モードにおける第 1、第 2 および第 3 の固体光源の動作を示すタイミングチャートを示す図である。

20

【図 14 B】内視鏡用光源装置によって生成される励起光を示す図である。

【図 14 C】内視鏡用光源装置によって生成される参照光のスペクトルを示す図である。

【図 15】第 1 の励起光照明モードにおいて、蛍光内視鏡の撮像素子に入射する蛍光および参照光の反射光のスペクトルを示す図である。

【図 16】図 4 の内視鏡用光源装置の変形例の全体構成図である。

【図 17】図 16 の内視鏡用光源装置の第 4 の固体光源が出力する第 4 の光のスペクトルを示す図である。

【図 18】図 16 の内視鏡用光源装置の第 3 の光学部材の光透過特性を示す図である。

【図 19 A】白色光照明モードにおける第 1、第 2、第 3 および第 4 の固体光源の動作を示すタイミングチャートを示す図である。

30

【図 19 B】内視鏡用光源装置によって生成される白色光のスペクトルを示す図である。

【図 20 A】白色光照明モードにおいて、二眼タイプの蛍光内視鏡の撮像素子に入射する反射光のスペクトルを示す図である。

【図 20 B】白色光照明モードにおいて、単眼タイプの蛍光内視鏡の撮像素子に入射する反射光のスペクトルを示す図である。

【図 21】本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置が適用される内視鏡の一例を示す図である。

【図 22】図 21 の内視鏡を用いて観察した場合において、ゴーストが映り込んでしまった場合を示す図である。

40

【図 23】図 21 の内視鏡において、ゴースト発生時の入射光及び反射光の光路と結像位置を示す図である。

【図 24】図 21 の内視鏡において、撮像素子近傍に反射防止膜を施した場合を示す図である。

【図 25】図 21 の内視鏡において、撮像素子が、多板撮像素子でプリズムユニットを含む場合を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下に、本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置 1 について図面を参照して説明する。

50

図1は、本実施形態に係る内視鏡用光源装置1が適用される内視鏡システムを示している。図1に示されるように、内視鏡用光源装置1は、蛍光内視鏡10に接続して使用され、蛍光内視鏡10のライトガイド101に白色光観察用および蛍光観察用の照明光を供給するものである。蛍光内視鏡10の撮像素子102によって取得された画像信号は画像処理装置20に送信され、画像処理装置20において画像信号から白色光画像および蛍光画像が生成され、白色光画像および蛍光画像が表示装置30に表示される。

【0016】

内視鏡用光源装置1は、蛍光内視鏡10との着脱が可能であり、二眼タイプおよび単眼タイプのいずれの蛍光内視鏡にも適用可能である。二眼タイプは、白色光観察専用の撮像素子と蛍光観察専用の撮像素子とを有する。単眼タイプは、白色光観察および蛍光観察兼用の単一の撮像素子102を有する。図1には、一例として単眼タイプの蛍光内視鏡10が示されている。

10

【0017】

本実施形態においては、蛍光観察として、コラーゲン等の蛍光物質からの500nm~640nmの自家蛍光を観察するAFI(Auto Fluorescence Imaging)を想定している。AFIにおいて、390nm~470nmの紫色から青色の励起光と、540nm~560nmの緑色の参照光とが用いられる。自家蛍光の強度は正常組織に比べて腫瘍組織において減弱するのに対し、参照光の反射光の強度は腫瘍組織および正常組織において同等である。したがって、自家蛍光と参照光の反射光とを検出することによって、腫瘍組織を判別することができる。

20

【0018】

自家蛍光の強度は、励起光の強度の500分の1~100分の1程度と微弱である。したがって、撮像素子102が自家蛍光を感度良く検出できるように、励起光をカットする励起光カットフィルタ103が蛍光観察用の対物光学系104に設けられた蛍光内視鏡10が使用される。

【0019】

二眼タイプの蛍光内視鏡の励起光カットフィルタは、図2に示されるように、390nm~470nmの光を遮断し、500nm以上の光を透過させる。したがって、励起光として、390nm~470nmの広範囲の光を用いることができる。

単眼タイプの蛍光内視鏡の励起光カットフィルタは、図3に示されるように、390nm~440nmの光を遮断し、470nm以上の光を透過させる。したがって、励起光として390nm~440nmの光が用いられ、青色の波長帯域470nm~495nmは白色光観察用に利用される。

30

【0020】

内視鏡用光源装置1は、図4に示されるように、3個の固体光源11, 12, 13と、固体光源11, 12, 13から出力された光L1, L2, L3を合波する2個の光学部材21, 22と、光学部材21, 22によって合波された光を集光する集光光学系3と、光学部材21, 22と集光光学系3との間の光路上に挿脱可能に設けられた光学フィルタ4と、固体光源11, 12, 13の点灯および消灯と光学フィルタ4の移動とを制御する制御部5とを備えている。符号6は、固体光源11, 12, 13から出力された光L1, L2, L3をそれぞれ平行光束に変換するコリメートレンズである。

40

【0021】

第1の固体光源11および第2の固体光源12は、励起光用である。第1の固体光源11は、図5に示されるように、390nm~440nmの第1の波長帯域を主に含む紫色の第1の光L1を発する。第2の固体光源12は、図6に示されるように、440nm~470nmの第2の波長帯域を主に含む青色の第2の光L2を発する。このような第1の固体光源11および第2の固体光源12は、例えばLEDからなる。

【0022】

第3の固体光源13は、参照光用および白色光生成用である。第3の固体光源13は、図7に示されるように、緑色から赤色の波長帯域を主に含み、第1の光L1および第2の

50

光 L と混合することによって白色光を生成する黄色の第 3 の光 L 3 を発する。したがって、第 3 の光 L 3 は、参照光に対応する 540 nm ~ 560 nm の第 3 の波長帯域を含む。このような第 3 の固体光源 13 は、例えば、青色 LED と、該青色 LED から発せられた青色の光によって励起されて黄色の蛍光を発する黄色蛍光体との組み合わせからなる。

【0023】

第 1 の光学部材 21 は、第 1 のダイクロイックミラー面を有するビームコンバイナである。第 1 のダイクロイックミラー面が第 1 の光 L1 を透過させるとともに第 2 の光 L2 を反射することによって、第 1 の光 L1 と第 2 の光 L2 とが合波される。第 1 のダイクロイックミラー面は、図 8 に示されるように、440 nm の第 1 のカットオフ波長 1 を有する。第 1 のカットオフ波長 1 は、第 1 のダイクロイックミラー面の透過光路側の光透過率 10 10 が 50 % となり、第 1 の光 L1 と第 2 の光 L2 とが互いに重なり合う波長である。

【0024】

第 1 の光学部材 21 によって生成される第 1 および第 2 の光 L1, L2 の合波光の強度は、第 1 のカットオフ波長 1 において極小となる。第 1 および第 2 の光 L1, L2 の合波光が、第 1 のカットオフ波長 1 においてその最大強度の 10 % 以上の強度を有するように、第 1 の光学部材 21 の光学特性が設計されている。

【0025】

第 2 の光学部材 22 は、第 2 のダイクロイックミラー面を有するビームコンバイナである。第 2 のダイクロイックミラー面が第 1 の光学部材 21 によって生成された第 1 および第 2 の光 L1, L2 の合波光を透過させるとともに第 3 の光 L3 を反射することによって、第 1 および第 2 の光 L1, L2 の合波光と第 3 の光 L3 とが合波される。第 2 のダイクロイックミラー面は、図 9 に示されるように、495 nm の第 2 のカットオフ波長 2 を有する。第 2 のカットオフ波長 2 は、第 2 のダイクロイックミラー面の透過光路側の光透過率 20 20 が 50 % となり、第 2 の光 L2 と第 3 の光 L3 とが重なり合う波長である。

【0026】

第 2 の光学部材 22 によって生成される第 1、第 2 および第 3 の光 L1, L2, L3 の合波光の強度は、第 2 のカットオフ波長 2 において極小となる。第 1、第 2 および第 3 の光 L1, L2, L3 の合波光が、カットオフ波長 2 においてその最大強度の 10 % 以上の強度を有するように、第 2 の光学部材 22 の光学特性が設計されている。

【0027】

光学フィルタ 4 は、図示しない移動機構によって、第 2 の光学部材 22 によって生成された合波光の光路上の位置（図 4 の実線参照。）と該光路から外れた位置（図 4 の二点鎖線参照。）との間で移動可能に設けられている。光学フィルタ 4 は、図 10 に示されるように、2 つの透過帯域の光のみを選択的に透過させる。1 つの透過帯域は、第 1 の波長帯域および第 2 の波長帯域に対応する 390 nm ~ 470 nm であり、もう 1 つの透過帯域は、第 3 の波長帯域に対応する 540 nm ~ 560 nm である。したがって、光学フィルタ 4 が光路上に挿入されているときには、励起光および参照光のみが集光光学系 3 を介して内視鏡用光源装置 1 から出力される。

【0028】

第 1 の光 L1 および第 1 のダイクロイックミラー面の光学特性は、下記の条件式（1）を満足している。式（1）において、 I_{1max} は、第 1 の波長帯域における第 1 の光 L1 の最大強度、 I_1 は、第 1 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での第 1 の光 L1 の強度、 T_1 は、第 1 の光学部材 21 の第 1 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での光透過率（%）である。 40

$$(I_1 / I_{1max}) \times T_1 \leq 0.01 \quad \dots (1)$$

【0029】

第 2 の光 L2 および光学フィルタ 4 の光学特性は、下記の条件式（2）を満足している。式（2）において、 I_{2max} は、第 2 の波長帯域における第 2 の光 L2 の最大強度、 I_2 は、第 2 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での第 2 の光 L2 の強度、 T_2 は、光学フィルタ 4 の第 2 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での光透過率（%）である。 50

$(I_2 / I_{2max}) \times T_2 = 0.01 \dots (2)$

【0030】

蛍光は励起光に比べて微弱であるため、励起光カットフィルタの透過帯域と重複する長波長の成分が励起光に含まれていると、励起光の長波長成分が蛍光と一緒に撮像素子に入射してノイズとなり、蛍光のコントラストの低下を招く。条件式(1)を満足することで、第1の光に含まれる長波長成分(具体的には、450nmよりも長波長の成分)が第1のダイクロミックミラー面によって十分に除去されるので、蛍光のコントラストを向上することができる。同様に、条件式(2)を満足することで、第2の光に含まれる長波長成分(具体的には、480nmよりも長波長の成分)が光学フィルタ4によって十分に除去されるので、蛍光のコントラストを向上することができる。条件式(1)および(2)の値が0.01を超えると、撮像素子によって検出される蛍光の、ノイズに対するコントラストが低下するため、微弱な自家蛍光の観察には適さない。

10

【0031】

集光光学系3は、光学フィルタ4を透過した光を集光する。内視鏡用光源装置1を蛍光内視鏡10に接続したときに、集光光学系3の集光面がライトガイド101の入射面に一致するように設計されている。

【0032】

制御部5は、白色光観察用の1種類の照明モードと蛍光観察用の2種類の照明モードを有し、いずれかの照明モードで固体光源11, 12, 13の各々の点灯および消灯と光学フィルタ4の移動とを制御する。制御部5が実行する照明モードは、例えば、図示しないスイッチ等によってユーザが決定することができるようになっている。

20

【0033】

白色光観察用の「白色光照明モード」において、制御部5は、光学フィルタ4を光路から外れた位置に退避させるとともに、図11Aに示されるように、第1、第2および第3の固体光源11, 12, 13の全てを同時に点灯させる。したがって、図11Aに示されるように、第1、第2および第3の光L1, L2, L3から白色光が生成され、白色光が内視鏡用光源装置1からライトガイド101に供給される。

【0034】

図12A, 図12Bは、「白色光照明モード」において、白色光観察用のカラーの撮像素子に入射する白色光の反射光のスペクトルを示している。図12Aに示されるように、二眼タイプの白色光観察専用の撮像素子には、内視鏡用光源装置1から出力された白色光の反射光がそのまま入射する。一方、図12Bに示されるように、単眼タイプの撮像素子には、励起光カットフィルタによって470nmよりも短い光がカットされた反射光が入射する。

30

【0035】

ここで、白色光の強度は、上述したようにカットオフ波長 λ_1 , λ_2 において極小となるが、カットオフ波長 λ_1 , λ_2 においても白色光は十分な強度を有する。したがって、波長欠落のない白色光を生成することができ、被写体の色再現性が高い白色光観察を行うことができる。

【0036】

1つ目の蛍光観察用の照明モードは、第1の光L1および第2の光L2を励起光として用いる二眼タイプ用の「第1の励起光照明モード」である。「第1の励起光照明モード」において、制御部5は、光学フィルタ4を光路上に挿入するとともに、図13Aに示されるように、第1および第2の固体光源11, 12と、第3の固体光源13とを交互に点灯させる。したがって、第1および第2の波長帯域の励起光と参照光とが交互に生成され、励起光と参照光とが交互に内視鏡用光源装置1からライトガイド101に供給される。このときに、制御部5は、図13B, 図13Cに示されるように、参照光が励起光よりも弱くなるように(例えば、参照光の強度が励起光の強度の100分の1程度となるように)、第1および第2の固体光源11, 12の出力に比べて第3の固体光源13の出力を低く制御する。

40

50

【 0 0 3 7 】

2つ目の蛍光観察用の照明モードは、第1の光L1のみを励起光として用いる単眼タイプ用の「第2の励起光照明モード」である。「第2の励起光照明モード」において、制御部5は、光学フィルタ4を光路上に挿入するとともに、図14Aに示されるように、第2の固体光源12を消灯させ、第1の固体光源11と第3の固体光源13とを交互に点灯させる。したがって、第1の波長帯域の励起光と参照光とが交互に生成され、励起光と参照光とが交互に内視鏡用光源装置1からライトガイド101に供給される。このときに、制御部5は、図14B, 図14Cに示されるように、参照光が励起光よりも弱くなるように（例えば、参照光の強度が励起光の強度の100分の1程度となるように）、第1の固体光源11の出力に比べて第3の固体光源13の出力を低く制御する。

10

【 0 0 3 8 】

図15は、「第1の励起光照明モード」および「第2の励起光照明モード」において、蛍光観察用の撮像素子に入射する自家蛍光および参照光の反射光のスペクトルを示している。励起光と参照光とは交互に被写体に照射されるので、自家蛍光と参照光の反射光とは交互に撮像素子に入射する。このときに、自家蛍光と一緒に励起光の反射光も対物光学系104に入射するが、励起光カットフィルタによって励起光の反射光はカットされ、自家蛍光のみが撮像素子に入射する。

【 0 0 3 9 】

次に、このように構成された内視鏡用光源装置1の作用について説明する。

内視鏡用光源装置1を二眼タイプの蛍光内視鏡に接続して使用する場合、「白色光照明モード」および「第1の励起光照明モード」のいずれかが選択される。

20

【 0 0 4 0 】

「白色光照明モード」が選択されると、光学フィルタ4が光路から退避し、第1、第2および第3の固体光源11, 12, 13から第1、第2および第3の光L1, L2, L3が同時に出力されることによって、内視鏡用光源装置1からライトガイド101に白色光が供給される。白色光は、ライトガイド101を介して被写体に照射され、被写体において反射され、白色光観察専用のカラーの撮像素子に入射する。これにより、蛍光内視鏡10によって被写体の白色光観察を行うことができる。

【 0 0 4 1 】

「第1の励起光照明モード」が選択されると、光学フィルタ4が光路上に挿入され、第1および第2の固体光源11, 12と第3の固体光源13とから第1および第2の光L1, L2と第3の光L3とが交互に出力されることによって、内視鏡用光源装置1からライトガイド101に励起光と参照光とが交互に供給される。励起光と参照光とは交互に被写体に照射され、自家蛍光と参照光の反射光とが交互に蛍光観察専用の撮像素子に入射する。これにより、蛍光内視鏡10によって被写体の自家蛍光観察を行うことができる。

30

【 0 0 4 2 】

一方、内視鏡用光源装置1を単眼タイプの蛍光内視鏡10に接続して使用する場合、「白色光照明モード」および「第2の励起光照明モード」のいずれかが選択される。

「白色光照明モード」が選択されると、二眼タイプの場合と同様にして、内視鏡用光源装置1からライトガイド101に白色光が供給され、被写体に照射される。被写体において反射された白色光は、励起光カットフィルタ103を透過して470nmよりも短い光がカットされ、カラーの撮像素子102に入射する。これにより、蛍光内視鏡10によって被写体の白色光観察を行うことができる。

40

【 0 0 4 3 】

「第2の励起光照明モード」が選択されると、光学フィルタ4が光路上に挿入され、第1の固体光源11と第3の固体光源13とから第1の光L1と第3の光L3とが交互に出力されることによって、内視鏡用光源装置1からライトガイド101に励起光と参照光とが交互に供給される。励起光と参照光とは交互に被写体に照射され、自家蛍光と参照光の反射光とが交互に励起光カットフィルタ103を介して撮像素子102に入射する。これにより、蛍光内視鏡10によって被写体の自家蛍光観察を行うことができる。

50

【 0 0 4 4 】

このように、本実施形態によれば、励起光用の光源として、短波長の励起光を発する第1の固体光源11と長波長の励起光を発する第2の固体光源12とが設けられている。これにより、単眼タイプによる蛍光観察と二眼タイプによる蛍光観察の各々に適した2種類の照明モードが、第2の固体光源12の点灯および消灯の切り替えのみで実現される。すなわち、蛍光観察用の2種類の照明モードの切り替えに光学フィルタは不要であり、内視鏡用光源装置1が必要とする光学フィルタは、白色光観察用の照明モードと蛍光観察用の照明モードとの切り替え用の光学フィルタ4のみで足りる。一般に、LEDのような固体光源11, 12, 13のサイズは3mm×3mm程度であるのに対し、光学フィルタの直径は40mm程度である。このような大きな光学フィルタの数を減らすことによって、内視鏡用光源装置1を、特に高さ方向(図4において第1の光L1の光軸に交差する方向)に効果的に小型化することができる。

10

【 0 0 4 5 】

上記実施形態においては、図16および図17に示されるように、赤色の第4の光L4を発する第4の固体光源14をさらに備え、第1、第2、第3および第4の光L1, L2, L3, L4から白色光を生成することとしてもよい。この場合、第1および第2の光学部材21, 22によって生成された第1、第2および第3の光L1, L2, L3の合波光に第4の光L4を合波するための第3の光学部材23がさらに設けられる。

【 0 0 4 6 】

第3の光学部材23は、第3のダイクロイックミラー面を有するビームコンバイナである。第3のダイクロイックミラー面は、図18に示されるように、615nmのカットオフ波長を有し、第1、第2および第3の光L1, L2, L3を透過させるとともに第4の光L4を反射する。

20

【 0 0 4 7 】

「白色光照明モード」において、制御部5は、第1、第2および第3の固体光源11, 12, 13に加えて第4の固体光源14を同時に点灯させる。「第1の励起光照明モード」および「第2の励起光照明モード」における制御部5による制御は、上述した通りである。

本変形例によれば、第4の固体光源14を追加し、赤色の第4の光L4も含む白色光を生成することによって、白色光観察時の被写体の色再現性をさらに高めることができる。

30

【 0 0 4 8 】

上記実施形態においては、白色光観察用にカラーの撮像素子を用いることを想定し、「白色光照明モード」において3色の光L1, L2, L3を同時に被写体に照射する同時方式を用いることとしたが、白色光観察用にモノクロの撮像素子を用いる場合には面順次方式を用いてもよい。

【 0 0 4 9 】

図16の内視鏡用光源装置2による面順次方式での「白色光照明モード」において、制御部5は、図19Aに示されるように、第1および第2の固体光源11, 12と、第3の固体光源13と、第4の固体光源14とを順番に点灯させる。これにより、図19Bに示されるように、紫色および青色の第1および第2の光L1, L2と、黄色の第3の光L3と、赤色の第4の光L4とが順番に内視鏡用光源装置2からライトガイド101に供給される。図19Bには、第1、第2、第3および第4の光L1, L2, L3, L4から生成される白色光のスペクトルが示されている。

40

【 0 0 5 0 】

二眼タイプの白色光観察専用の撮像素子には、図20Aに示されるように、内視鏡用光源装置2からライトガイド101に供給された第1、第2、第3および第4の光L1, L2, L3, L4の反射光がそのまま入射する。一方、単眼タイプの撮像素子には、図20Bに示されるように、励起光カットフィルタによって470nmよりも短い光がカットされた反射光が入射する。

【 0 0 5 1 】

50

「第1の励起光照明モード」および「第2の励起光照明モード」において、制御部5は、第1、第2および第3の固体光源11, 12, 13と光学フィルタ4を上述した制御と同様に制御し、さらに第4の固体光源14を消灯させる。

【0052】

上記実施形態において、硬性鏡やファイバースコープ等を、接眼部を介してカメラヘッドに接続した内視鏡（図21参照）を用いる場合には、輝点（鉗子等の処置具に光があたった場合の反射光や、生体からの正反射光によるハレーション等）が発生すると、輝点とは略対称な位置に、観察に支障となるゴーストと呼ばれる、本来であれば観察されるべきでない光の像が映り込んでしまう場合がある（図22参照）。

【0053】

ゴースト発生機序を以下に説明する。

スコープからカメラヘッドに入射した光は、カメラヘッド光学系によって撮像面に結像する（図23の鎖線参照）。カメラヘッド光学系は、シェーディングの低減や、3板撮像素子との組み合わせの場合には色シェーディング低減のために、略テレセントリック光学系とされている。このとき、撮像面カバーガラスが無コートの場合、結像する光線の一部が反射するが、テレセントリック光学系であるために、反射光は、入射光と略同じ光路でスコープカバーガラスまで戻る（図23の実線参照）。

【0054】

スコープカバーガラスは、オートクレーブ等の耐性確保のために無コートであるため、反射率が高く、再度反射が起こる。瞳位置はスコープカバーガラスに近い位置にあるため、反射光の多くがカバーガラスで反射し、再度カメラヘッド光学系を通り、通常の結像位置とは略対称な位置に結像してゴーストとなる（図23の破線参照）

【0055】

このような不都合を解消するため、本実施形態では、ゴーストが発生する原因となっている反射面、具体的には、カメラヘッド側の撮像面近傍の無コート平面に反射防止膜を施すこととしてもよい。

このようにすることで、反射光の発生を防ぎ、ゴーストの映り込みを抑制することが可能となる（図24参照）。

【0056】

また、図25に示すように、撮像素子が多板撮像素子であり、プリズムユニットを含む場合には、プリズムユニット射出面にも反射防止膜を施すことが望ましい。反射防止膜はカバーガラスの物体側、像面側、プリズムユニット射出面の少なくとも1面に施すことが望ましく、すべての面に施すと、ゴースト抑制により効果的である。

【符号の説明】

【0057】

- 1, 2 内視鏡用光源装置
- 11 第1の固体光源
- 12 第2の固体光源
- 13 第3の固体光源
- 21 第1の光学部材
- 22 第2の光学部材
- 4 光学フィルタ
- 5 制御部
- 10 蛍光内視鏡
- L1 第1の光
- L2 第2の光
- L3 第3の光

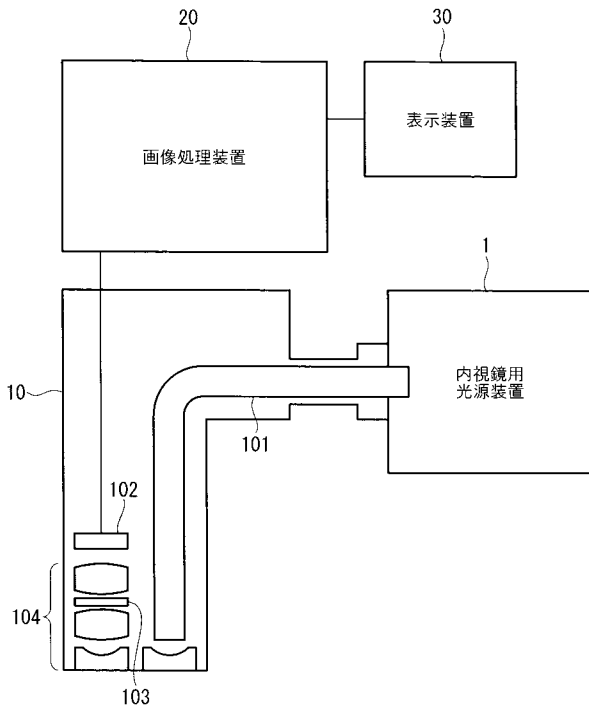
10

20

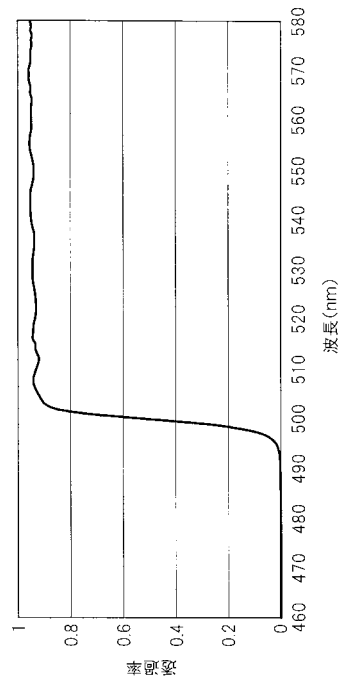
30

40

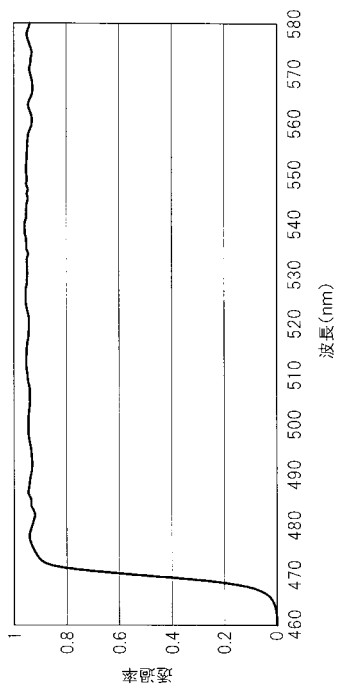
【 図 1 】



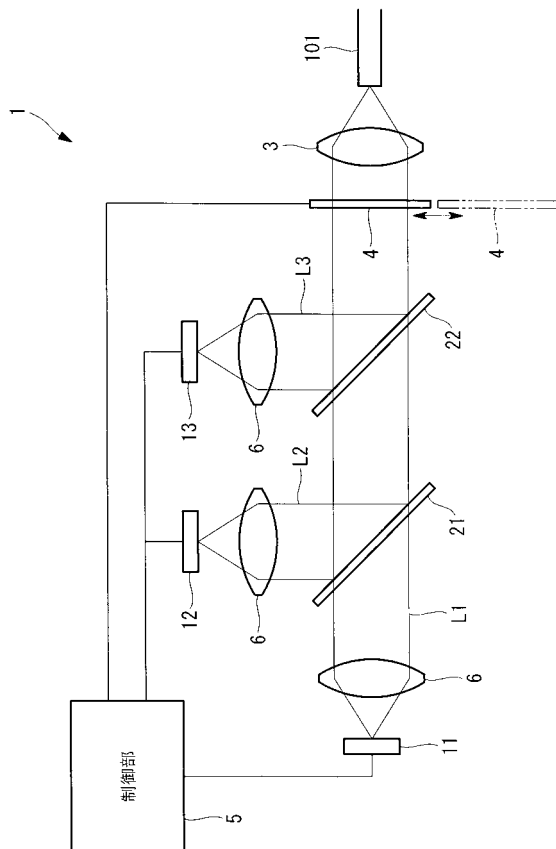
【 図 2 】



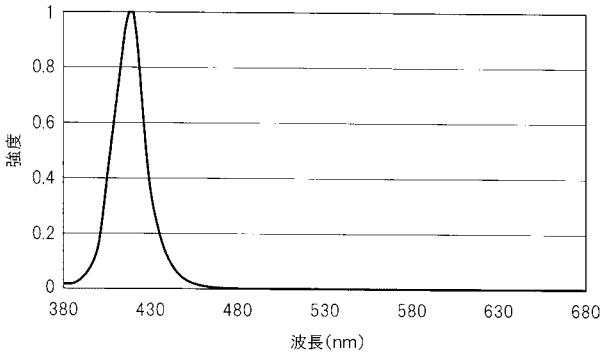
【 図 3 】



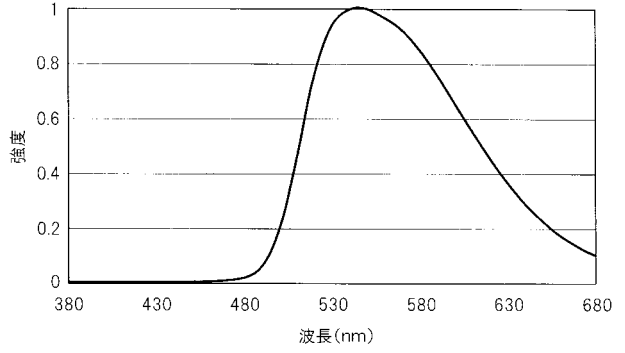
【 図 4 】



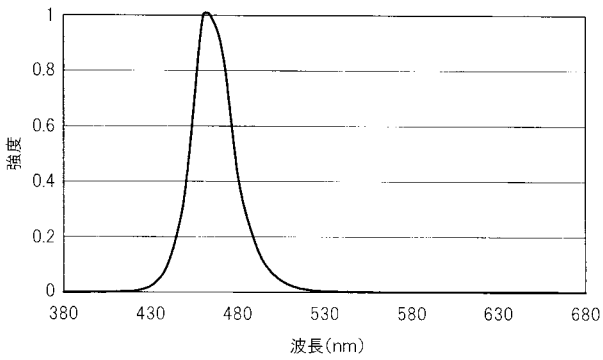
【 図 5 】



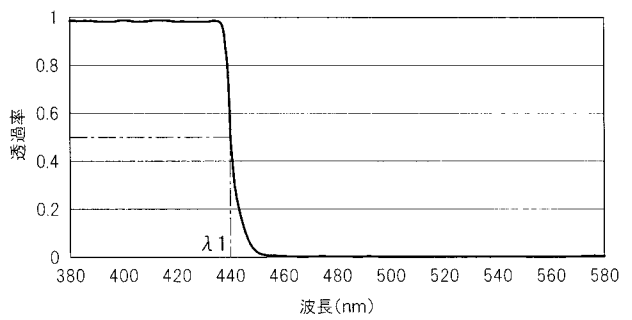
【 図 7 】



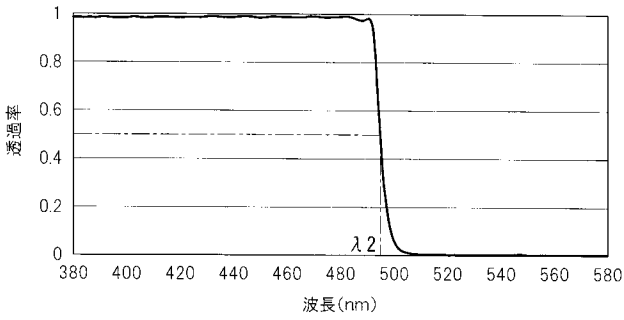
【 図 6 】



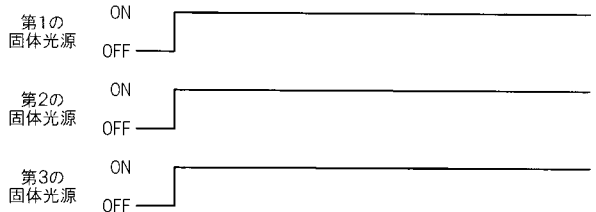
【 図 8 】



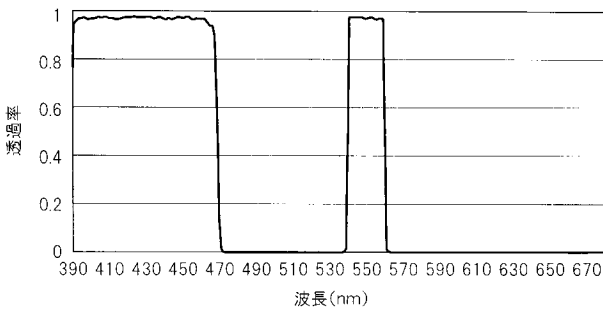
【 図 9 】



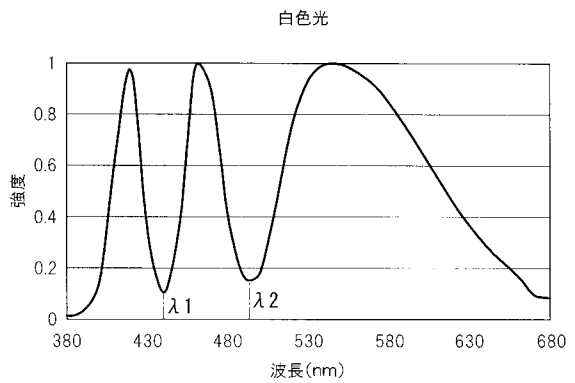
【 図 1 1 A 】



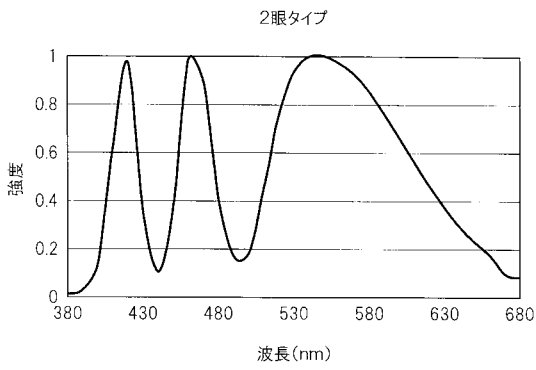
【 図 1 0 】



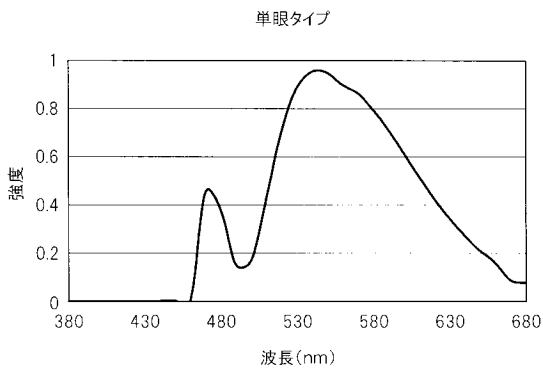
【 図 1 1 B 】



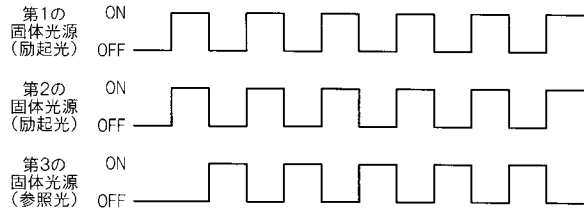
【図12A】



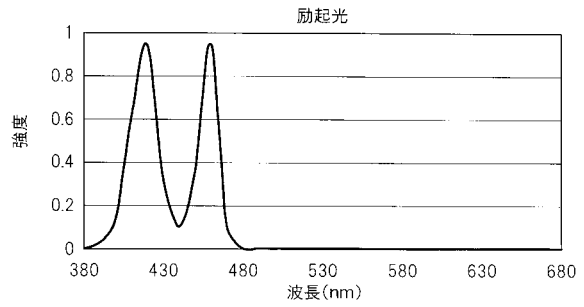
【図12B】



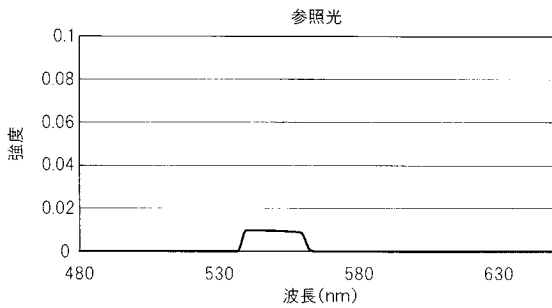
【図13A】



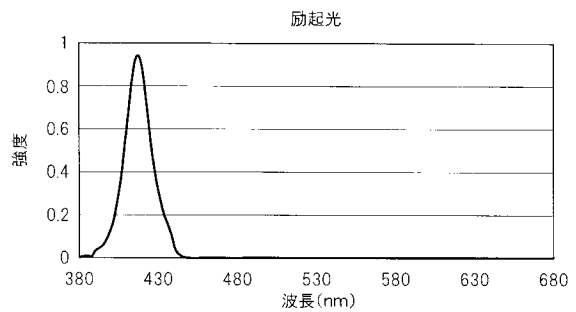
【図13B】



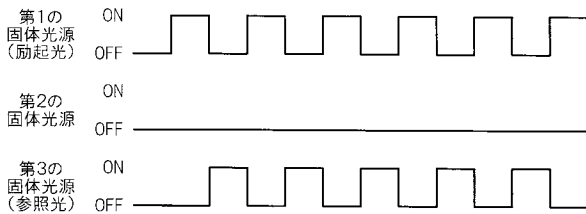
【図13C】



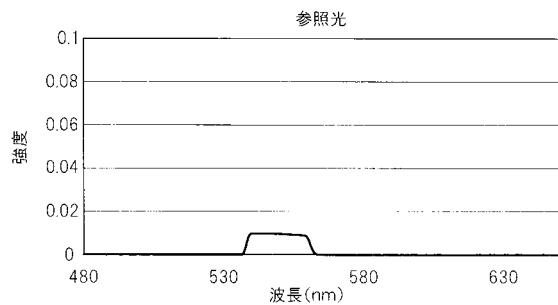
【図14B】



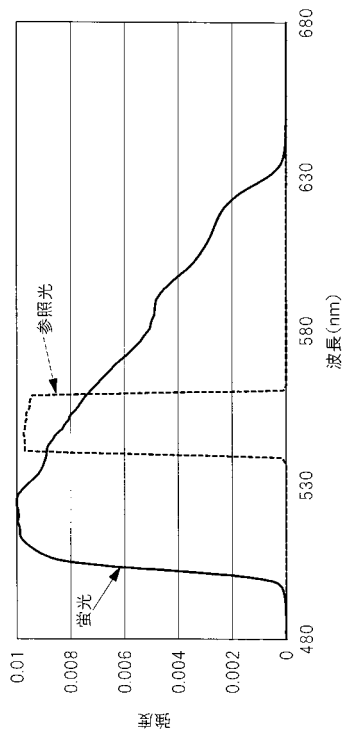
【図14A】



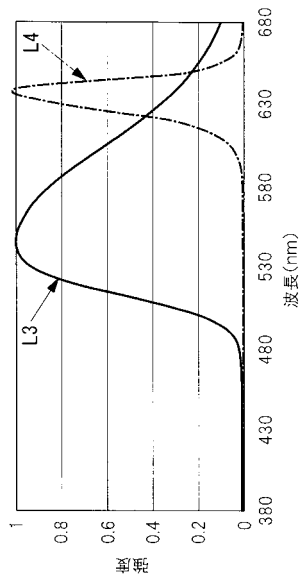
【図14C】



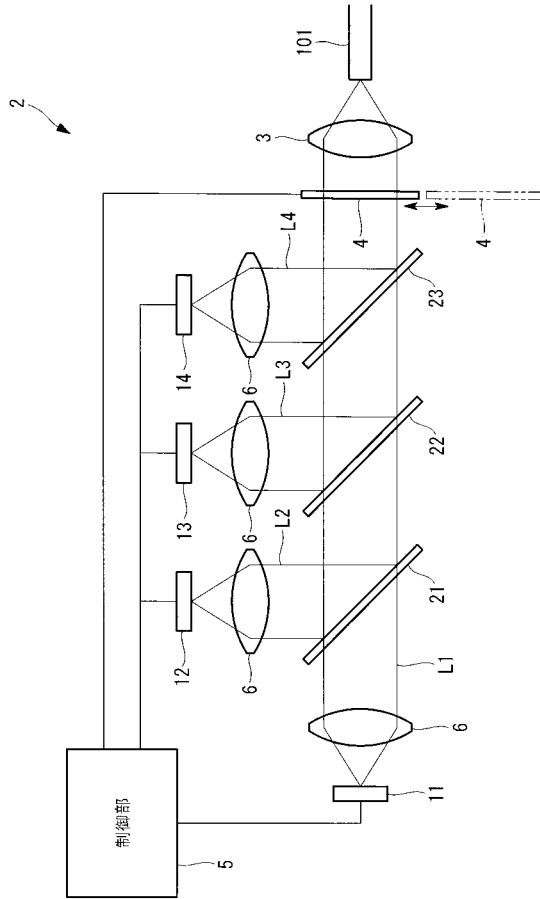
【 図 1 5 】



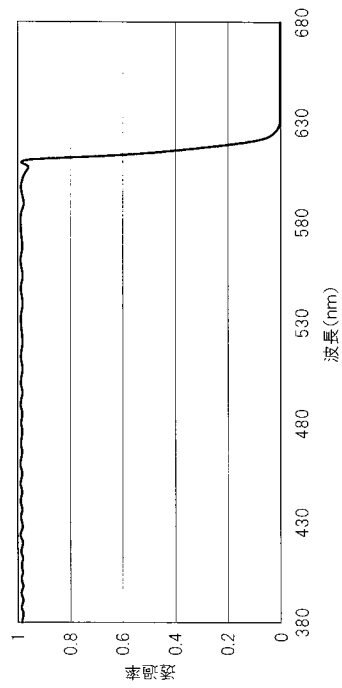
【 図 1 7 】



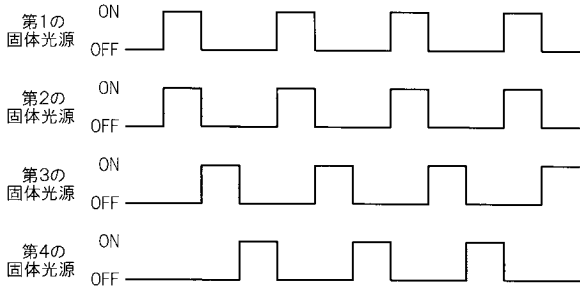
【 図 1 6 】



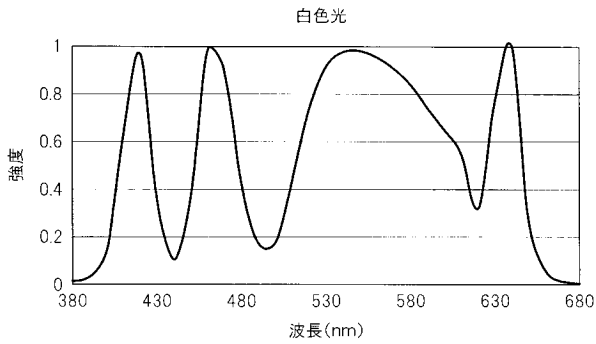
【 図 1 8 】



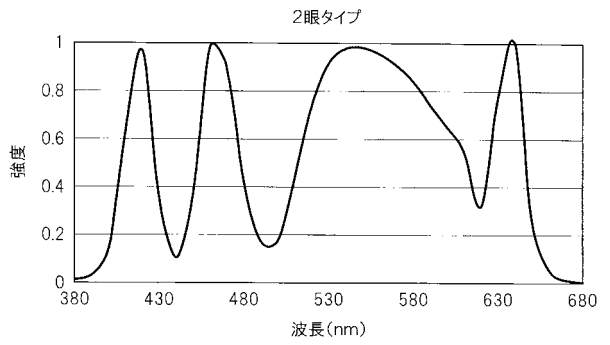
【図19A】



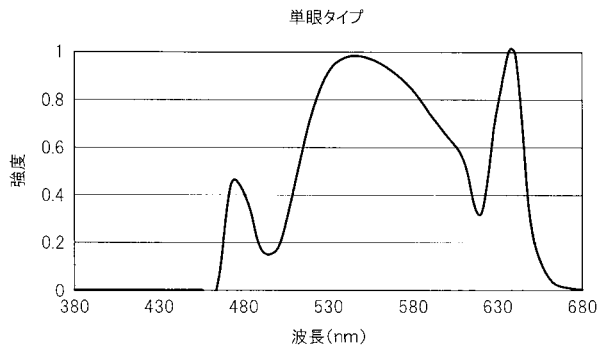
【図19B】



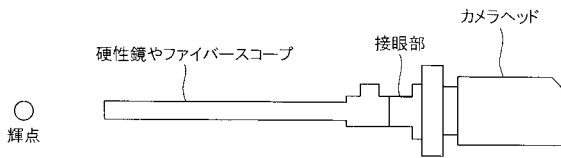
【図20A】



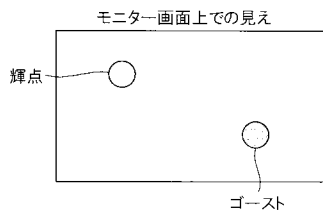
【図20B】



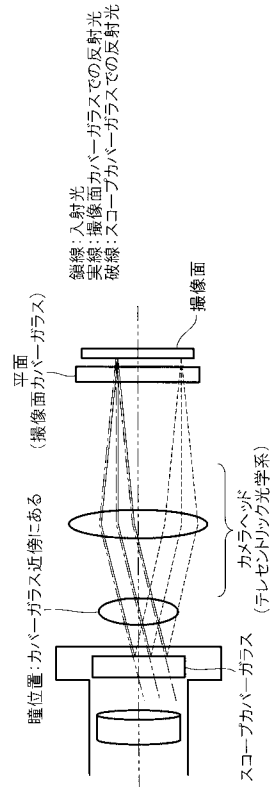
【図21】



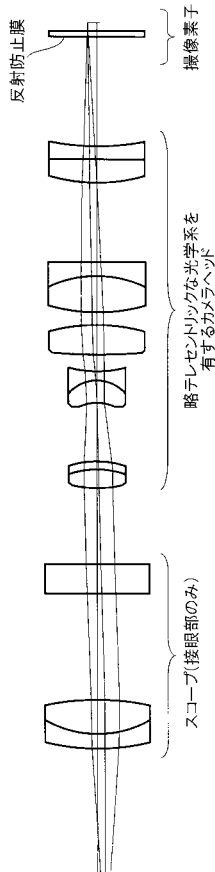
【図22】



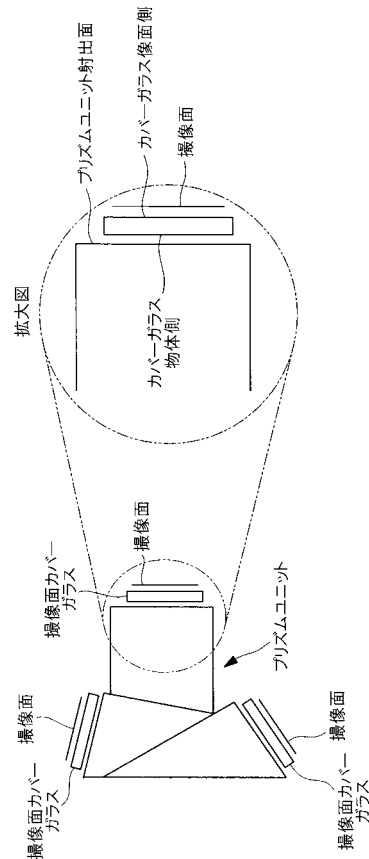
【図23】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成29年10月20日 (2017.10.20)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

第 1 の波長帯域を含む第 1 の光を発する第 1 の固体光源と、
 前記第 1 の波長帯域よりも長波長の第 2 の波長帯域を含む第 2 の光を発する第 2 の固体光源と、

前記第 1 および第 2 の波長帯域とは異なる第 3 の波長帯域を含み、少なくとも前記第 1 および第 2 の光と合波することで白色光を生成する第 3 の光を発する第 3 の固体光源と、前記第 1 の光、前記第 2 の光および、前記第 3 の光を合波することで合波光を生成する光学部材と、

前記合波光の光路に挿脱可能に設けられ、前記第 1、第 2 および第 3 の波長帯域の光を選択的に透過させる光学フィルタと、

前記第 1、第 2 および第 3 の固体光源の点灯および消灯と、前記光学フィルタの挿脱とを制御する制御部とを備え、

該制御部が、

白色光照明モードにおいて、前記光学フィルタを前記光路から退避させるとともに、前記第 1、第 2 および第 3 の固体光源を点灯させ、

第 1 の励起光照明モードにおいて、前記光学フィルタを前記光路に挿入するとともに、前記第 1 および第 2 の固体光源を点灯させ、前記第 3 の固体光源を、前記第 3 の光の強度

が前記第 1 の光および前記第 2 の光の強度よりも弱くなるように点灯させ、

第 2 の励起光照明モードにおいて、前記光学フィルタを前記光路に挿入するとともに、前記第 1 の固体光源を点灯させ、前記第 2 の固体光源を消灯させ、前記第 3 の固体光源を、前記第 3 の光の強度が前記第 1 の光の強度よりも弱くなるように点灯させる内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記光学部材は、

前記第 1 の光と前記第 2 の光とを合波する第 1 の光学部材と、

該第 1 の光学部材によって生成された前記第 1 および第 2 の光の合波光と前記第 3 の光とを合波する第 2 の光学部材と、

からなる請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 の波長帯域が、390 nm ~ 440 nm であり、

前記第 2 の波長帯域が、440 nm ~ 470 nm である請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 1 の光学部材が、前記第 1 の光と前記第 2 の光とのうち、一方を透過させ他方を反射する第 1 のダイクロミックミラー面を有し、

該第 1 のダイクロミックミラー面は、その透過光路側の透過率が 50 % となり、前記第 1 の光および前記第 2 の光が互いに重なり合う第 1 のカットオフ波長を有し、

前記第 1 および第 2 の光の合波光の前記第 1 のカットオフ波長における強度が、その最大強度の 10 % 以上である請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 2 の光学部材が、前記第 1 および第 2 の光の合波光と前記第 3 の光とのうち、一方を透過させ他方を反射する第 2 のダイクロミックミラー面を有し、

該第 2 のダイクロミックミラー面は、その透過光路側の透過率が 50 % となり、前記第 1 および第 2 の光の合波光と前記第 3 の光とが互いに重なり合う第 2 のカットオフ波長を有し、

前記第 1、第 2 および第 3 の光の合波光の前記第 2 のカットオフ波長における強度が、その最大強度の 10 % 以上である請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 の光学部材が、前記第 1 の波長帯域の光を透過し、前記第 2 の波長帯域の光を反射する第 1 のダイクロミックミラー面を有し、

前記第 1 の光および前記第 1 のダイクロミックミラー面が、下記の条件式 (1) を満足する光学特性を有する請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

$$(I_1 / I_{1 \max}) \times T_1 \quad 0.01 \quad \dots (1)$$

ただし、

$I_{1 \max}$ は、前記第 1 の波長帯域における前記第 1 の光の最大強度、

I_1 は、前記第 1 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での前記第 1 の光の強度、

T_1 は、前記第 1 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での前記第 1 のダイクロミックミラー面の透過率 (%)

である。

【請求項 7】

前記第 2 の光および前記光学フィルタが、下記の条件式 (2) を満足する光学特性を有する請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

$$(I_2 / I_{2 \max}) \times T_2 \quad 0.01 \quad \dots (2)$$

ただし、

$I_{2 \max}$ は、前記第 2 の波長帯域における前記第 2 の光の最大強度、

I_2 は、前記第 2 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での前記第 2 の光の強度、

T_2 は、前記第 2 の波長帯域から 10 nm 以上長波長側での前記光学フィルタの透過率

(%)
である。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/012116
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/07(2006.01)i, G02B23/26 (2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2016-123576 A (Olympus Corp.), 11 July 2016 (11.07.2016), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2011-194040 A (Olympus Medical Systems Corp.), 06 October 2011 (06.10.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2015-130910 A (Olympus Corp.), 23 July 2015 (23.07.2015), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
<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 "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 01 June 2017 (01.06.17)		Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
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 7 / 0 1 2 1 1 6									
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, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/07(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. A61B1/00-1/32, 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 <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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2016-123576 A (オリンパス株式会社) 2016.07.11, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6									
A	JP 2011-194040 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.10.06, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6									
A	JP 2015-130910 A (オリンパス株式会社) 2015.07.23, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6									
☐ 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 01.06.2017		国際調査報告の発送日 13.06.2017									
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 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9309								

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	A 6 1 B 1/00 5 1 1	
	G 0 2 B 23/26 B	

(81) 指定国 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, 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, TZ

Fターム(参考) 4C161 GG01 HH51 JJ17 NN01 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR05
RR14 RR20 RR26

(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)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JPWO2018051558A1	公开(公告)日	2018-09-13
申请号	JP2017555412	申请日	2017-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	藤原和人		
发明人	藤原 和人		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/00.511 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR20 4C161/RR26		
代理人(译)	上田邦夫 柳纯一郎 竹内邦彦		
优先权	2016181116 2016-09-16 JP		
其他公开文献	JP6275360B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过紧凑的结构实现荧光观察的两种照明模式。分别发射第一和第二光的第一和第二固态光源（11、12）以及发射第三光的第三光，第三光通过与第一和第二光组合而产生白光。固态光源（13），用于组合第一，第二和第三光的光学构件（21、22）以及第一，第二和第三光的组合光的光路。在第一激发光照明模式下，提供了可以设置的滤光器（4）和控制单元（5），以及控制单元（5）第一和第二固体光源（11、12）。），在第二激发光照明模式下，微弱地打开第三固态光源（13），打开第一固态光源（11），然后关闭第二固态光源（12）。提供一种用于弱化第三固态光源（13）的内窥镜光源装置（1）。

