

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6215981号

(P6215981)

(45) 発行日 平成29年10月18日 (2017.10.18)

(24) 登録日 平成29年9月29日 (2017.9.29)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/07 7 3 6

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

G O 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 B

請求項の数 22 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2016-29099 (P2016-29099)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成28年2月18日 (2016.2.18)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2014-170647 (P2014-170647)		東京都八王子市石川町2951番地
	の分割	(74) 代理人	100108855
原出願日	平成19年12月26日 (2007.12.26)		弁理士 蔵田 昌俊
(65) 公開番号	特開2016-104232 (P2016-104232A)	(74) 代理人	100103034
(43) 公開日	平成28年6月9日 (2016.6.9)		弁理士 野河 信久
審査請求日	平成28年2月18日 (2016.2.18)	(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置およびそれを備えた内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の波長領域を有する第1の光を出射する第1の狭帯域光源と、

前記第1の波長領域と少なくとも一部異なる第2の波長領域を有する第2の光を出射する第2の狭帯域光源と、

前記第1の光の一部を吸収して、前記第1および第2の波長領域のいずれとも異なる第3の波長領域を有する第1の変換光を発する第1の波長変換部材と、前記第2の光の一部を吸収して第2の変換光を発する第2の波長変換部材と、を含む波長変換部と、を備えており、

前記第1の光が前記波長変換部に入射された際に、前記波長変換部を透過する前記第1の光の他の一部と前記第1の変換光を含む第1の照明光が前記波長変換部から射出され、

前記第2の光が前記波長変換部に入射された際に、前記波長変換部を透過する前記第2の光の他の一部と前記第2の変換光を含む第2の照明光が前記波長変換部から射出される光源装置。

【請求項 2】

前記第1の波長変換部材は、前記第1の波長変換部材の吸収スペクトルの吸収強度がピーク値の半分以上である波長領域である第1の吸収領域を有し、

前記第2の波長変換部材は、前記第2の波長変換部材の吸収スペクトルの吸収強度がピーク値の半分以上である波長領域である第2の吸収領域を有し、

前記第1の光のピーク波長は、前記第1の吸収領域に含まれ、

10

20

前記第 2 の光のピーク波長は、前記第 1 の吸収領域に含まれず、かつ、前記第 2 の吸収領域に含まれている請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】

前記第 2 の波長領域は、前記第 1 の波長領域より短波長側の波長領域を含む請求項 1 または 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記第 1 の照明光は、通常観察を行うための照明光であり、前記第 2 の照明光は、特殊光観察を行うための照明光である請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 の光は青色であり、前記第 1 の照明光は白色である請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の光源装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 の波長変換部材はセリウム賦活の蛍光体であり、前記第 1 の波長領域は前記セリウム賦活の蛍光体の吸収スペクトルの吸収領域である請求項 5 に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記第 1 の波長変換部材はガーネット系蛍光体であり、前記第 1 の波長領域は前記ガーネット系蛍光体の吸収スペクトルの吸収領域である請求項 5 に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記第 1 の波長変換部材はセリウム賦活のイットリウム・アルミニウム・ガーネットであり、前記第 2 の波長領域は 430 nm 以下および 480 nm 以上の領域である請求項 5 に記載の光源装置。

20

【請求項 9】

前記第 2 の光は青紫色であり、前記第 2 の変換光は緑色である請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の光源装置。

【請求項 10】

前記第 2 の光のピーク波長と前記第 2 の変換光のピーク波長はいずれもヘモグロビンの吸収波長領域に含まれている請求項 9 に記載の光源装置。

【請求項 11】

前記第 1 の狭帯域光源と前記第 2 の狭帯域光源に接続され、前記第 1 の狭帯域光源の発光と前記第 2 の狭帯域光源の発光を制御する光源制御部をさらに備えている請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の光源装置。

30

【請求項 12】

前記光源制御部は、前記第 1 の狭帯域光源と前記第 2 の狭帯域光源とを点灯と消灯とを独立に切り替え可能請求項 11 に記載の光源装置。

【請求項 13】

前記光源制御部は、前記第 1 の狭帯域光源と前記第 2 の狭帯域光源とを点灯と消灯とを選択的に切り替えるように制御する請求項 11 または 12 に記載の光源装置。

【請求項 14】

前記第 1 の光と前記第 2 の光は、レーザー光である請求項 5 または 9 に記載の光源装置。

40

【請求項 15】

前記第 1 の光と前記第 2 の光は、共通の光ファイバーを経由して前記波長変換部に入射する請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の光源装置。

【請求項 16】

前記第 1 の光と前記第 2 の光を、前記共通の光ファイバーに入射させる光カプラーをさらに備えている請求項 15 に記載の光源装置。

【請求項 17】

前記光カプラーは複数の射出端を有し、各射出端には前記波長変換部が光学的に接続されている請求項 16 に記載の光源装置。

【請求項 18】

50

請求項 1 ないし 17 のいずれかひとつに記載の前記光源装置を備えた内視鏡装置。

【請求項 19】

内視鏡と、

前記波長変換部を有する波長変換部材ユニットと、をさらに備え、

前記波長変換部材ユニットは、前記内視鏡の先端近傍に配置されている請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 20】

操作部と挿入部とを有する内視鏡をさらに備え、

前記光源装置は前記内視鏡に搭載されている請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 21】

前記第 1 の波長変換部材と前記第 2 の波長変換部材は同一の波長変換部材ユニットに搭載されている請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 22】

前記第 1 の波長変換部材と前記第 2 の波長変換部材は積層されて前記波長変換部を構成している請求項 21 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

現在、内視鏡装置では、白色光による通常観察に加えて、特定の波長の光を用いて病変部などの視認性を向上させた観察手法いわゆる特殊光観察が行われている。このような機能を有する内視鏡装置は、具体的には通常観察のための白色光と特殊光観察のための特殊光とを切り替えて内視鏡先端部から射出するように構成されている。

【0003】

特開 2006 - 026128 号公報は、このような内視鏡装置用の光源装置のひとつを開示している。この光源装置では、光偏向素子を含むユニットをスライドさせて、光偏向素子を光路上に適宜配置することによって、観察光と特殊光との切り替え、言い換えれば射出光の色の切り替えを実施している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 026128 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前述の光源装置では、観察光と特殊光との切り替えをユニットのスライドによって実施するため、ユニットをスライドさせる機械的な機構が必要であり、これが装置の大型化・複雑化を招いている。

【0006】

本発明は、このような実状を考慮してなされたものであり、その目的は、射出光の色を切り替え可能な小型の光源装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の光源装置は、第 1 の波長領域を有する第 1 の光を出射する第 1 の狭帯域光源と、前記第 1 の波長領域と少なくとも一部異なる第 2 の波長領域を有する第 2 の光を出射する第 2 の狭帯域光源とを備え、さらに、前記第 1 の光の一部を吸収して、前記第 1 および第 2 の波長領域のいずれとも異なる第 3 の波長領域を有する第 1 の変換光を発する第 1 の波長変換部材と、前記第 2 の光の一部を吸収して第 2 の変換光を発する第 2 の波長変換部

10

20

30

40

50

材とを含む波長変換部とを備えている。前記第 1 の光が前記波長変換部に入射された際に、前記波長変換部を透過する前記第 1 の光の他の一部と前記第 1 の変換光を含む第 1 の照明光が前記波長変換部から射出され、前記第 2 の光が前記波長変換部に入射された際に、前記波長変換部を透過する前記第 2 の光の他の一部と前記第 2 の変換光を含む第 2 の照明光が前記波長変換部から射出される。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、射出光の色を切り替え可能な小型の光源装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

10

【図 1】本発明の第 1 実施形態による光源装置を示している。

【図 2】YAG:Ce のスペクトル特性を示している。

【図 3】Ce 賦活の $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ のスペクトル特性を示している。

【図 4】本発明の第 2 実施形態による光源装置を示している。

【図 5】図 4 に示したマルチ蛍光体ユニットを示している。

【図 6】図 5 に示したマルチ蛍光体ユニットに代替可能な別のタイプのマルチ蛍光体ユニットを示している。

【図 7】Eu 賦活の $\text{La}_2\text{O}_2\text{S}$ の発光スペクトルを示している。

【図 8】Eu, Mn 共賦活の $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ の発光スペクトルを示している。

【図 9】Eu 賦活の $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ の発光スペクトルを示している。

20

【図 10】本発明の第 3 実施形態による光源装置を示している。

【図 11】SrAlO:Eu のスペクトル特性を示している。

【図 12】本発明の第 4 実施形態による光源装置の蛍光体ユニットから射出される光のスペクトルを示している。

【図 13】一般的な内視鏡装置を概略的に示している。

【図 14】図 13 に示した内視鏡先端部の構成を示している。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。

【0011】

30

< 第 1 実施形態 >

図 1 は本発明の第 1 実施形態による光源装置を示している。図 1 に示すように、光源装置 10 は、第 1 の光源部 20A と、第 2 の光源部 20B と、第 1 の光源部 20A から射出される光を導波する光ファイバー 30A と、第 2 の光源部 20B から射出される光を導波する光ファイバー 30B と、光ファイバー 30A および光ファイバー 30B と接続された光カプラー 40 と、光カプラー 40 から出力される光を導波する光ファイバー 50 と、光ファイバー 50 により導波された光に応じた照明光を発する波長変換部 60 とを有している。

【0012】

第 1 の光源部 20A は、第 1 の半導体レーザー 22A と、第 1 の半導体レーザー 22A から発せられる発散性の光を収束させるレンズ 24 と、レンズ 24 により収束された光を光ファイバー 30A に光学的に結合する結合素子 26 とを有している。同様に、第 2 の光源部 20B は、第 2 の半導体レーザー 22B と、第 2 の半導体レーザー 22B から発せられる発散性の光を収束させるレンズ 24 と、レンズ 24 により収束された光を光ファイバー 30A に光学的に結合する結合素子 26 とを有している。

40

【0013】

光源装置 10 は、第 1 の半導体レーザー 22A の発光・消灯すなわちオン・オフを独立に切り替える駆動回路 82A と、第 2 の半導体レーザー 22B の発光・消灯すなわちオン・オフを独立に切り替える駆動回路 82B とをさらに有している。

【0014】

50

光カプラー４０は、２つの入射端と１つの射出端とを有する２入力１出力タイプの光ファイバークプラー４２で構成されている。光ファイバークプラー４２の一方の入射端は光ファイバー３０Ａを介して第１の光源部２０Ａと光学的に結合されている。光ファイバークプラー４２のもう一方の入射端は光ファイバー３０Ｂを介して第２の光源部２０Ｂと光学的に結合されている。光ファイバークプラー４２の射出端は光ファイバー５０を介して波長変換部６０と光学的に結合されている。

【００１５】

なお、ここで言う光カプラーとは、複数の入射端からの光を、少なくとも一つの射出端へ光学的に接続するものであり、機械的な接続形態について何ら限定するものではない。例えば、２本以上の光ファイバーの被覆の一部を各々除去し、これらを接触させた状態で加熱、押圧することにより、光ファイバーのコア部を結合したものでよいし、平行に配置した複数の光ファイバーの端部に、対向して配置した別の光ファイバーの端部を接触させ、加熱により結合したものでよい。これら二つの例では、結合部を光カプラーの一部と言うこともできるし、結合部そのものを光カプラーと言うこともできる。いずれの場合も、入射光を結合部に導光する入射側の光ファイバーを、光カプラーの入射端に接続された入射側光ファイバーと呼び、また、結合部から射出する光を射出端に導光する射出側の光ファイバーを、光カプラーの射出端に接続する射出側光ファイバーと呼ぶことができる。

【００１６】

第１の半導体レーザー２２Ａは、波長４６０ｎｍの青色のレーザー光を発生し、第２の半導体レーザー２２Ｂは、波長４１５ｎｍの青紫色のレーザー光を発生する。波長変換部６０は、Ｃｅ（セリウム）賦活のＹＡＧ（イットリウム・アルミニウム・ガーネット）（以下、ＹＡＧ：Ｃｅと記す）の蛍光体を含む蛍光体ユニット６２で構成されている。ＹＡＧ：Ｃｅのスペクトル特性を図２に示す。図２において、破線はＹＡＧ：Ｃｅの吸収スペクトルを示し、実線は発光スペクトルを示している。図２に示す通り、ＹＡＧ：Ｃｅの吸収スペクトルは、４６０ｎｍ付近にピークを有している。ここで、吸収スペクトルの吸収領域は、蛍光体の吸収スペクトルの吸収強度が、ピーク値の半分以上である波長領域であると定義する。ＹＡＧ：Ｃｅの吸収スペクトルの吸収領域は、およそ４３０ｎｍ～４８０ｎｍである。蛍光体ユニット６２は、第１の半導体レーザー２２Ａの発生する波長４６０ｎｍの青色光を吸収して波長５３０ｎｍ程度の光を発生するが、第２の半導体レーザー２２Ｂの発生する波長４１５ｎｍの青紫色光はほとんど透過する。

【００１７】

次に、本実施形態による光源装置の動作について説明する。

【００１８】

始めに第１の半導体レーザー２２Ａをオンにしたときの動作について説明する。第１の半導体レーザー２２Ａをオンにすると、第１の半導体レーザー２２Ａは波長４６０ｎｍの青色のレーザー光を発生する。第１の半導体レーザー２２Ａから発生されたレーザー光はレンズ２４によって収束されて光ファイバー３０Ａに入射する。光ファイバー３０Ａに入射したレーザー光は、光ファイバー３０Ａを導波し、光ファイバークプラー４２を経由し、光ファイバー５０を導波して蛍光体ユニット６２に入射する。図２から分かるように、波長４６０ｎｍの青色レーザー光はＹＡＧ：Ｃｅの吸収領域の光であるので、蛍光体ユニット６２に入射した青色レーザー光の一部は、蛍光体ユニット６２内のＹＡＧ：Ｃｅによって、波長５３０ｎｍ付近にピークを有するブロードなスペクトルの黄色光に波長変換され、波長変換された黄色光が蛍光体ユニット６２の射出端から射出される。また蛍光体ユニット６２に入射した青色レーザー光の残りの一部は、波長変換されることなく蛍光体ユニット６２を通過し、蛍光体ユニット６２の射出端から射出される。この結果、蛍光体ユニット６２の射出端からは、蛍光体ユニット６２によって波長変換された黄色光と、半導体レーザー２２Ａから発生された青色光とが射出される。本実施形態では、これら黄色光と青色光とが混合されたときに白色光となるように調整されている。その結果、蛍光体ユニット６２の射出端からは白色光が射出される。すなわち、第１の半導体レーザー２２Ａを

オンにしたとき、蛍光体ユニット 6 2 の射出端からは、通常観察用の観察光である白色光が射出される。

【 0 0 1 9 】

次に、第 2 の半導体レーザー 2 2 B をオンにしたときの動作について説明する。第 2 の半導体レーザー 2 2 B をオンにすると、第 2 の半導体レーザー 2 2 B は波長 4 1 5 n m の青紫色のレーザー光を発する。第 2 の半導体レーザー 2 2 B から発せられたレーザー光はレンズ 2 4 によって収束されて光ファイバー 3 0 B に入射する。光ファイバー 3 0 B に入射したレーザー光は、光ファイバー 3 0 B を導波し、光ファイバーカプラー 4 2 を経由し、光ファイバー 5 0 を導波して蛍光体ユニット 6 2 に入射する。図 2 から分かるように、波長 4 1 5 n m の青紫色レーザー光は Y A G : C e の吸収領域に含まれないため、蛍光体ユニット 6 2 の Y A G : C e にはほとんど吸収されないため、蛍光体ユニット 6 2 に入射した青紫色レーザー光は、ほとんどが蛍光体ユニット 6 2 を通過し、蛍光体ユニット 6 2 の射出端から射出される。すなわち、第 2 の半導体レーザー 2 2 B をオンにしたとき、蛍光体ユニット 6 2 の射出端からは、特殊光観察用の特殊光である波長 4 1 5 n m の青紫光が射出される。

10

【 0 0 2 0 】

このように、第 1 の半導体レーザー 2 2 A だけがオンにされているときに蛍光体ユニット 6 2 から射出される光と、第 2 の半導体レーザー 2 2 B だけがオンにされているときに蛍光体ユニット 6 2 から射出される光は、色が互いに異なる。

【 0 0 2 1 】

20

本実施形態の光源装置 1 0 では、第 1 の半導体レーザー 2 2 A と第 2 の半導体レーザー 2 2 B との一方を選択的にオンにすることによって、観察光である白色光と特殊光である波長 4 1 5 n m の青紫光とがスライドユニットなどの機械的な可動機構を使用することなく切り替えられて蛍光体ユニット 6 2 の同一の射出端から射出される。

【 0 0 2 2 】

このような 2 つの半導体レーザー 2 2 A , 2 2 B と光カプラー 4 0 と波長変換部 6 0 との組み合わせにより、白色光と青紫光を容易に切替可能な光源装置が得られる。また、この光源装置は、機械的な可動機構を持たないシンプルな構造のため、小型化にも適している。

【 0 0 2 3 】

30

なお、波長 4 1 5 n m の青紫光は、血液中のヘモグロビンによる吸収が大きく、血管を観察しやすくする効果があるため、本実施形態ではこの波長の光を選択したが、この波長の光に限らず、観察目的に応じた波長の光を選択してよい。すなわち、Y A G : C e に対しては、4 3 0 n m 以下の波長の光や 4 8 0 n m 以上の波長の光を使用してよい。

【 0 0 2 4 】

また、蛍光体は Y A G : C e に限定されるものではなく、ほかの適当な蛍光体、例えば C e 賦活の $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ などの蛍光体を使用してもよい。図 3 に C e 賦活の $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ のスペクトル特性を示す。図中、破線が吸収スペクトルで示し、実線が発光スペクトルを示している。図 3 に示す通り、この C e 賦活の $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ の吸収領域はおおよそ 4 6 0 n m ~ 5 3 0 n m となっている。従って、この蛍光体を用いるときは、これに応じて、第 1 の半導体レーザー 2 2 A の励起光の波長を例えば 5 0 0 n m 程度にすることによって、より効率的に励起光が波長変換されて明るい照明光が得られる。

40

【 0 0 2 5 】

< 第 2 実施形態 >

次に、第 2 実施形態による光源装置について図 4 ないし図 9 を参照して説明する。第 2 実施形態では、第 1 実施形態と共通の部分については説明を省略し、主に異なる部分について説明する。

【 0 0 2 6 】

図 4 は、第 2 実施形態による光源装置を示している。図 4 に示すように、本実施形態に

50

よる光源装置 10A は、第 1 実施形態による光源装置 10 との比較において、第 1 の光源部 20A の代わりに第 3 の光源部 20C を有し、光ファイバー 30A の代わりに光ファイバー 30C を有し、蛍光体ユニット 62 の代わりに蛍光体ユニット 62A を有している。第 3 の光源部 20C は、第 3 の半導体レーザー 22C と、第 3 の半導体レーザー 22C から発せられる発散性の光を収束させるレンズ 24 と、レンズ 24 により収束された光を光ファイバー 30C に光学的に結合する結合素子 26 とを有している。光源装置 10A はまた、駆動回路 82A の代わりに、第 3 の半導体レーザー 22C の発光・消灯すなわちオン・オフを独立に切り替える駆動回路 82C を有している。それ以外の構成は、第 1 実施形態と同様である。

【0027】

第 3 の半導体レーザー 22C は、波長 375 nm の近紫外光を発する。蛍光体ユニット 62A は、組成の異なる複数種類の蛍光体を含むマルチ蛍光体ユニットで構成されている。図 5 は、図 4 に示した蛍光体ユニット 62A を示している。図 5 に示すように、蛍光体ユニット 62A は、赤色光を発する R 蛍光体 64A を含む領域 66A と、緑色光を発する G 蛍光体 64B を含む領域 66B と、青色光を発する B 蛍光体 64C を含む領域 66C とを入射端側から射出端側に順に積層して構成されたマルチ蛍光体ユニットで構成されている。これらの蛍光体 64A, 64B, 64C は、いずれも近紫外光である 375 nm の光により励起されて、それぞれ赤色光と緑色光と青色光を発するものが選択されている。このような蛍光体 64A, 64B, 64C は、たとえば、それぞれ、Eu 賦活の $\text{La}_2\text{O}_2\text{S}$ (赤色)、Eu, Mn 共賦活の $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ (緑色)、Eu 賦活の $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ (青色) であってよい。Eu 賦活の $\text{La}_2\text{O}_2\text{S}$ (赤色) の発光スペクトルを図 7 に、Eu, Mn 共賦活の $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ (緑色) の発光スペクトルを図 8 に、Eu 賦活の $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ (青色) の発光スペクトルを図 9 に示す。図 7 ないし図 9 に示す通り、これらの蛍光体の吸収領域は、それぞれ、270 nm ~ 400 nm、230 nm ~ 400 nm、270 nm ~ 410 nm である。これらの蛍光体を含むマルチ蛍光体ユニットの吸収領域は、すべての蛍光体の吸収領域の重なり領域とみなせ、270 nm ~ 400 nm である。

【0028】

次に、第 2 実施形態による光源装置の動作について説明する。

【0029】

第 3 の半導体レーザー 22C をオンにすると、第 3 の半導体レーザー 22C は波長 375 nm の近紫外のレーザー光を発する。第 3 の半導体レーザー 22C から発せられた近紫外レーザー光はレンズ 24 によって収束されて光ファイバー 30C に入射する。光ファイバー 30C に入射したレーザー光は光ファイバー 30C を導波し、光ファイバーカプラー 42 を経由し、光ファイバー 50 を導波して蛍光体ユニット 62A に入射する。蛍光体ユニット 62A は、図 5 に示すように、光ファイバー 50 と接続されている入射端側から順に、赤色光を発する R 蛍光体 64A を含む領域 66A と、緑色光を発する G 蛍光体 64B を含む領域 66B と、青色光を発する B 蛍光体 64C を含む領域 66C とが配列されている。また、第 3 の半導体レーザー 22C の発する波長 375 nm の光は、蛍光体ユニット 62A を構成するマルチ蛍光体ユニットの吸収領域の光である。このため、領域 66A に入射した近紫外光の一部は R 蛍光体 64A によって赤色光に波長変換されて領域 66B に入射し、領域 66A に入射した近紫外光の残りの一部はそのまま領域 66A を通過して領域 66B に入射する。領域 66B に入射した近紫外光の一部は G 蛍光体 64B によって緑色光に波長変換されて領域 66C に入射する。また、G 蛍光体 64B は赤色光を吸収しないので、領域 66B に入射した赤色光はそのまま領域 66B を通過する。従って、赤色光と緑色光と近紫外光とが B 蛍光体 64C を含む領域 66C に入射する。領域 66C に入射した近紫外光のほとんどは B 蛍光体 64C によって青色光に波長変換される。また、B 蛍光体 64C は赤色光と緑色光を吸収しないので、領域 66C に入射した赤色光と緑色光はそのまま領域 66C を通過する。その結果、蛍光体ユニット 62A の射出端からは赤色光と緑色光と青色光とが混合された白色光が射出される。

【 0 0 3 0 】

また、第2の半導体レーザー22Bをオンにすると、半導体レーザー22Bは波長415nmの青紫色のレーザー光を発する。第2の半導体レーザー22Bから発せられたレーザー光は、第1実施形態で説明したように、レンズ24によって収束されて光ファイバー30Bに入射し、光ファイバー30Bを導波し、光ファイバーカプラー42を経由し、光ファイバー50を導波して蛍光体ユニット62に入射する。波長415nmの青紫色光はマルチ蛍光体ユニットの吸収領域の光ではないので、蛍光体ユニット62Aに入射した青紫色光は、R蛍光体64AとG蛍光体64BとB蛍光体64Cのいずれにもほとんど吸収されず、蛍光体ユニット62Aをそのまま通過して射出端から射出される。

【 0 0 3 1 】

10

この結果、光源装置10Aは、第3の半導体レーザー22Cが選択的にオンにされたときは白色光を射出し、第2の半導体レーザー22Bがオンにされたときは波長415nmの青紫光を射出する。光源装置10Aから射出される白色光は、赤色光と緑色光と青色光の成分を有するため、第1実施形態と比較して演色性の高い照明光となる。すなわち、本実施形態によれば、第1実施形態と同じ利点を有し、さらに演色性が向上した光源装置が得られる。

【 0 0 3 2 】

なお、本実施形態では、蛍光体ユニット62Aは、図5に示すように、R蛍光体64Aを含む領域66AとG蛍光体64Bを含む領域66BとB蛍光体64Cを含む領域66Cとが積層されたマルチ蛍光体ユニットで構成されているが、図6に示すように、それらの蛍光体64A, 64B, 64Cのすべてが混合された別のタイプのマルチ蛍光体ユニットで構成されてもよい。これにより、蛍光体ユニット62Aがシンプルに構成される。

20

【 0 0 3 3 】

< 第3実施形態 >

次に、第3実施形態による光源装置について図10を参照して説明する。第3実施形態では、第1実施形態と共通の部分については説明を省略し、主に異なる部分について説明する。

【 0 0 3 4 】

図10は、第3実施形態による光源装置を示している。図10に示すように、本実施形態による光源装置10Bは、光カプラー40が2つの入射端と2つの射出端を有する2入力2出力タイプの光ファイバーカプラー42Aで構成されており、光ファイバーカプラー42Aの2つの射出端にそれぞれ2本の光ファイバー50と2つの蛍光体ユニット62とが接続されている点が第1実施形態と異なっている。

30

【 0 0 3 5 】

光ファイバーカプラー42Aは、2つの入射端と、2つの射出端とを有し、一方の入射端に入射した光を2つの射出端にほぼ等しい光強度割合で分配し、もう一方の入射端に入射した光を2つの射出端にほぼ等しい光強度割合で分配する。波長変換部60は、2つの蛍光体ユニット62を有している。2つの蛍光体ユニット62は、それぞれ、2本の光ファイバー50を介して光ファイバーカプラー42Aの2つの射出端と光学的に接続されている。2つの蛍光体ユニット62はほぼ等しい波長変換特性を有している。

40

【 0 0 3 6 】

第1の半導体レーザー22Aが発する波長460nmの青色光は光ファイバー30Aを導波して光ファイバーカプラー42Aに入射する。光ファイバーカプラー42Aに入射した青色光は、光ファイバーカプラー42Aによってほぼ等しい強度で2本の光ファイバー50に分配される。2本の光ファイバー50に分配された青色光は、それぞれ、2本の光ファイバー50を導波して2つの蛍光体ユニットに入射する。各蛍光体ユニットに入射した青色光は、第1実施形態で説明したように、青色光と波長変換された黄色光とが混合された白色光となり、各蛍光体ユニットから射出される。

【 0 0 3 7 】

また、第2の半導体レーザー22Bが発する波長415nmの青紫色光は光ファイバー

50

30Bを導波して光ファイバーケーブル42Aに入射する。光ファイバーケーブル42Aに入射した青紫色光は、光ファイバーケーブル42Aによってほぼ等しい強度で2本の光ファイバー50に分配される。2本の光ファイバー50に分配された青紫色光は、それぞれ、2本の光ファイバー50を導波して2つの蛍光体ユニットに入射する。各蛍光体ユニットに入射した青紫色光は、第1実施形態で説明したように、そのまま各蛍光体ユニットから射出される。

【0038】

本実施形態によれば、第1実施形態の利点を有し、さらに観察対象を2方向から照明可能な光源装置が得られる。たとえば、内視鏡装置のように、観察対象から光源までが非常に近接しているとき、一方向だけからの照明は、影を生じさせるなど、観察対象物を見づらくすることがあるが、観察対象を2方向から照明するように2つの蛍光体ユニットの射出端を配置することによって、影を生じさせ難くすることが可能となる。この結果、大型化を伴うことなく、観察により適した光源装置が得られる。

【0039】

本実施形態では、波長変換部60の各蛍光体ユニットが、第1実施形態で説明した蛍光体ユニット62で構成されているが、第2実施形態で説明したマルチ蛍光体ユニット62Aで構成されてもよい。さらに、光ケーブル40を、3以上の出力端を有する光ファイバーケーブルに変更するとともに、光ファイバーケーブルの3以上の出力端に、それぞれ、光ファイバーケーブルの出力端と同数の光ファイバーと複数の蛍光体ユニットとを接続した構成としてもよい。

【0040】

<第4実施形態>

次に、第4実施形態による光源装置について説明する。本実施形態による光源装置は、基本的に第1実施形態と同様の構成を有しているが、波長変換部60が、励起波長特性の異なる2種類の蛍光体を含む蛍光体ユニットで構成されている点が第1実施形態と異なっている。

【0041】

本実施形態における蛍光体ユニット62は、第1の半導体レーザー22Aから発せられる青色レーザー光は波長変換するが、第2の半導体レーザー22Bから発せられる青紫色レーザー光はほとんど波長変換しない第1の蛍光体と、第1の半導体レーザーから発せられる青色レーザー光は波長変換しないが、第2の半導体レーザー22Bから発せられる青紫色レーザー光は波長変換する第2の蛍光体とを含む蛍光体ユニットで構成されている。

【0042】

本実施形態においては、たとえば、第1の蛍光体はYAG:Ceで構成され、第2の蛍光体は、Eu賦活のSrAl₂O₄（以下、SrAlO:Euと記す）で構成されている。図2はYAG:Ceのスペクトル特性を示し、図11はSrAlO:Euのスペクトル特性を示している。第1の蛍光体であるYAG:Ceの吸収領域は430nm~480nmであり、第2の蛍光体であるSrAlO:Euの吸収領域は270nm~430nmである。

【0043】

この第4実施形態の動作について説明する。

【0044】

始めに第1の半導体レーザー22Aをオンにしたときの動作について説明する。第1の半導体レーザー22Aは、第1実施形態で説明したように、460nmの波長の青色レーザー光を発する。第1の半導体レーザー22Aから発せられたレーザー光は、光ファイバー30Aを導波し、光ファイバーケーブル42を経由し、光ファイバー50を導波して蛍光体ユニット62に入射する。蛍光体ユニット62は、図2に示した特性を有するYAG:Ceと、図11に示した特性を有するSrAlO:Euとを含んでおり、また、波長460nmの青色光は、YAG:Ceの吸収領域内にあり、かつ、SrAlO:Euの吸収領域外にある光であるため、蛍光体ユニット62に入射した青色光は、YAG:Ceによ

10

20

30

40

50

って効率的に波長 530 nm 程度の黄色光に波長変換されるが、SrAlO:Eu によってはほとんど波長変換されない。その結果、蛍光体ユニット 62 の射出端からは、青色光と YAG:Ce により波長変換された黄色光とが混合された白色光が射出される。

【0045】

次に、第 2 の半導体レーザー 22B をオンにしたときの動作について説明する。第 2 の半導体レーザー 22B は、第 1 実施形態で説明したように、波長 415 nm の青紫色レーザー光を発する。第 2 の半導体レーザー 22B から発せられたレーザー光は、光ファイバー 30B を導波し、光ファイバーカプラー 42 を経由し、光ファイバー 50 を導波して蛍光体ユニット 62 に入射する。波長 415 nm の青紫色光は、SrAlO:Eu の吸収領域内にあり、かつ、YAG:Ce の吸収領域外にある光であるため、蛍光体ユニット 62 に入射した青紫色光は、YAG:Ce によってはほとんど波長変換されないが、SrAlO:Eu によって波長 540 nm 程度の緑色光に効率的に波長変換される。その結果、蛍光体ユニット 62 の射出端からは、図 12 に示すように、波長 415 nm の青紫色光と波長 540 nm の緑色光とが混合された光が射出される。この 2 つの波長の光は、ヘモグロビンの吸収波長とほぼ一致しており、血管をよりコントラスト良く観察することに好適である。

10

【0046】

本実施形態によれば、第 1 実施形態の利点を有し、さらに血管などをよりコントラスト良く観察することに適した光源装置が得られる。この光源装置は、蛍光体ユニット 62 に含まれる蛍光体の種類が増えるだけであり、他に大きな変更を必要としないため、装置の大型化を伴わない。

20

【0047】

< 付記 >

上述したすべての実施形態では、光源が半導体レーザーで構成されているが、光源は、これに限定されるものではなく、発光ダイオードなどの他の半導体光源で構成されてもよい。発光ダイオードを使用すると、半導体レーザーを使用したときと比較して、より安価な光源装置が得られる。

【0048】

また、上述した実施形態の光源装置は特に内視鏡装置への搭載に適している。

【0049】

一般的な内視鏡装置を図 13 に概略的に示す。図 13 に示すように、内視鏡装置 100 は、操作部 110 と、操作部 110 から延びている挿入部 120 と、挿入部 120 の先端に位置する内視鏡先端部 130 とを有している。このような内視鏡装置 100 を用いた観察では、観察対象が内視鏡先端部 130 に近接するため、通常観察光と特殊光の射出位置がずれていると、色分離を起こすなどの不具合が生じる。これに対して上述した実施形態の光源装置では、通常観察光と特殊光の射出位置が一致しているので、色分離を起こすことがなく、特に内視鏡装置への搭載に適している。

30

【0050】

また、一般的な内視鏡先端部 130 の構成を図 14 に示す。図 14 に示すように、内視鏡先端部 130 は、3 つの先端金属部材 132A, 132B, 132C と、それらを覆うカバー 144 とを有している。2 つの先端金属部材 132A, 132C は断熱材 134A を介して結合され、2 つの先端金属部材 132B, 132C は断熱材 134B を介して結合されている。先端金属部材 132C には個体撮像装置 136 と送気送水ノズル 138 と吸引チャンネル 140 とが設けられている。また先端金属部材 132A, 132B には照明用のライトガイドユニット 142 が 1 つずつ設けられている。

40

【0051】

このように内視鏡装置は一般に 2 つのライトガイドユニット 142 を有している。このため、上述した実施形態の光源装置を内視鏡装置に搭載する際は、図 1 や図 4 に示したように 1 つの光射出部を有する光源装置を 2 つ内視鏡装置に組み込んでもよく、また図 10 に示したように 2 つの光射出部を有する光源装置を 1 つだけ内視鏡装置に組み込んでもよ

50

い。

【 0 0 5 2 】

さらに、上述した実施形態の光源装置を内視鏡装置に搭載する際、内視鏡先端部 1 3 0 の近傍に波長変換部 6 0 を配置してもよく、また、波長変換部 6 0 から射出される光を再び別の光ファイバーを介して内視鏡先端部 1 3 0 まで導いてもよい。前者の構成は、高い輝度の照明光を得るのに都合が良い。また後者の構成は、発熱する蛍光体ユニットが内視鏡先端部から離して配置されるため、内視鏡先端部の近傍の発熱を抑制するのに都合が良い。

【 0 0 5 3 】

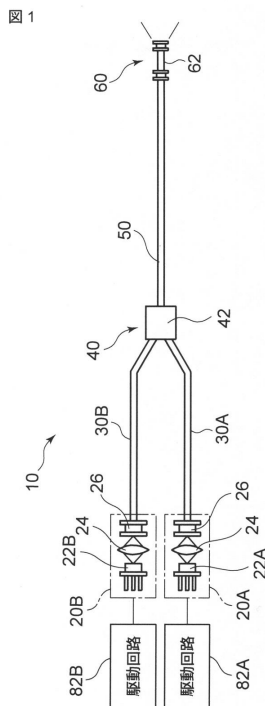
これまで、図面を参照しながら本発明の実施形態を述べたが、本発明は、これらの実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において様々な変形や変更が施されてもよい。

【符号の説明】

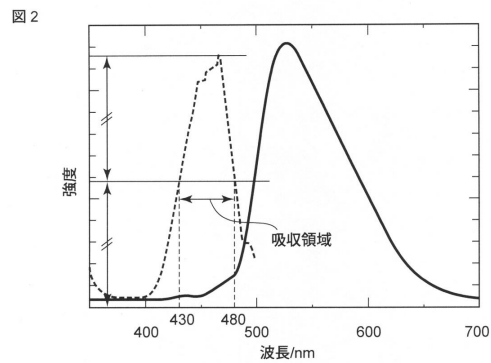
【 0 0 5 4 】

1 0 , 1 0 A , 1 0 B ... 光源装置、 2 0 A , 2 0 B , 2 0 C ... 光源部、 2 2 A , 2 2 B , 2 2 C ... 半導体レーザー、 2 4 ... レンズ、 2 6 ... 結合素子、 3 0 A , 3 0 B , 3 0 C ... 光ファイバー、 4 0 ... 光ファイバーカプラー、 4 2 , 4 2 A ... 光ファイバーカプラー、 5 0 ... 光ファイバー、 6 0 ... 波長変換部、 6 2 , 6 2 A ... 蛍光体ユニット、 6 4 A ... R 蛍光体、 6 4 B ... G 蛍光体、 6 4 C ... B 蛍光体、 6 6 A , 6 6 B , 6 6 C ... 領域、 8 2 A , 8 2 B , 8 2 C ... 駆動回路、 1 0 0 ... 内視鏡装置、 1 1 0 ... 操作部、 1 2 0 ... 挿入部、 1 3 0 ... 内視鏡先端部、 1 3 2 A , 1 3 2 B , 1 3 2 C ... 先端金属部材、 1 3 4 A , 1 3 4 B ... 断熱材、 1 3 6 ... 個体撮像装置、 1 3 8 ... 送気送水ノズル、 1 4 0 ... 吸引チャンネル、 1 4 2 ... ライトガイドユニット、 1 4 4 ... カバー。

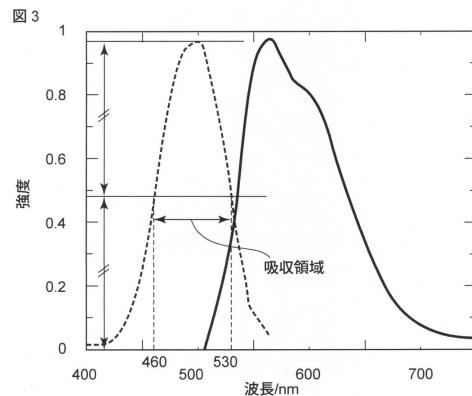
【 図 1 】



【 図 2 】

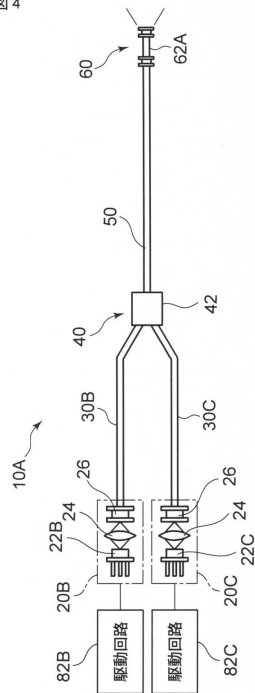


【 図 3 】



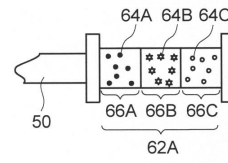
【図 4】

図 4



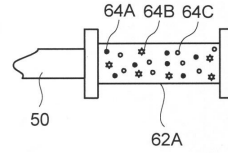
【図 5】

図 5



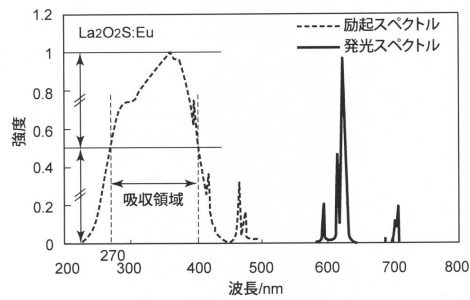
【図 6】

図 6



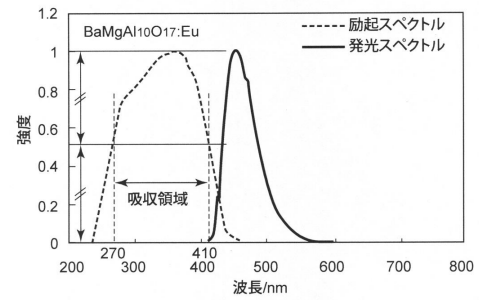
【図 7】

図 7



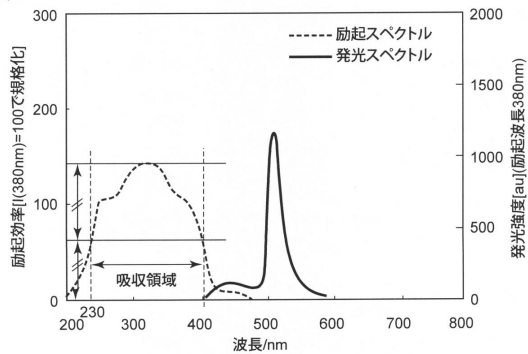
【図 9】

図 9



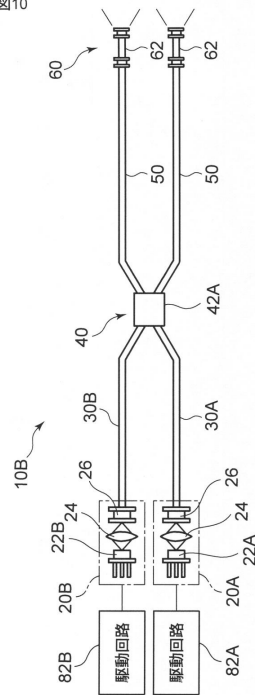
【図 8】

図 8



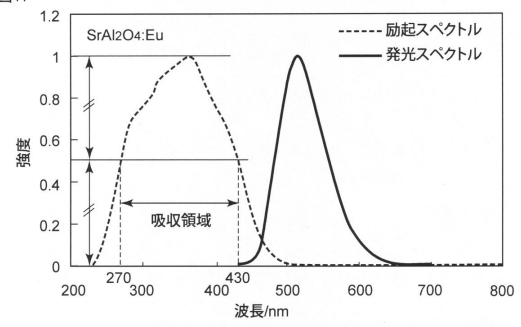
【図10】

図10



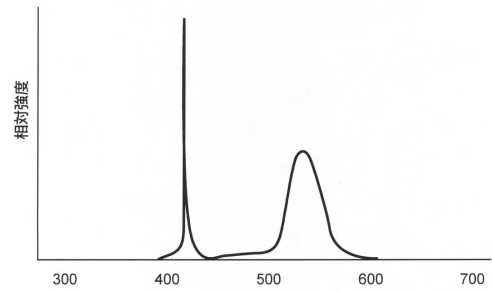
【図11】

図11



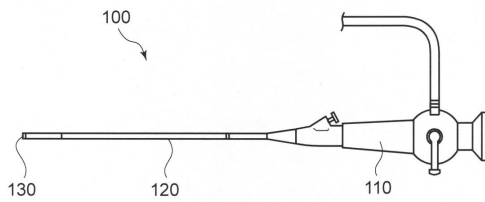
【図12】

図12



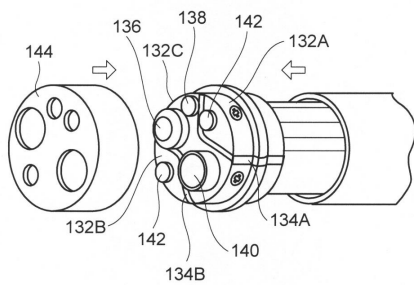
【図13】

図13



【図14】

図14



フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 毅

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特開2006-296656(JP,A)

米国特許出願公開第2006/0235277(US,A1)

特開2007-258019(JP,A)

特開2006-061685(JP,A)

米国特許出願公開第2008/0262316(US,A1)

特開2006-173324(JP,A)

特開平10-216085(JP,A)

米国特許出願公開第2005/0182321(US,A1)

特開2003-019112(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	光源装置和具有该光源装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP6215981B2	公开(公告)日	2017-10-18
申请号	JP2016029099	申请日	2016-02-18
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤 毅		
发明人	伊藤 毅		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/07.736 A61B1/00.513 G02B23/26.B A61B1/06.A A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.734		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA13 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤飼		
其他公开文献	JP2016104232A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够切换发光颜色的紧凑型光源装置。光源装置包括第一半导体激光器22A，第二半导体激光器22B和荧光体单元62。第一半导体激光器22A发射波长为460nm的蓝光，第二半导体激光器22B发射波长为415nm的蓝紫光。荧光体单元62吸收从第一半导体激光器22A发射的蓝光并发射具有约530nm波长的光，但是透射从第二半导体激光器22B发射的几乎所有蓝紫光。点域1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6215981号 (P6215981)
(45) 発行日 平成29年10月18日(2017.10.18)	(24) 登録日 平成29年9月29日(2017.9.29)	
(51) Int. Cl.		
A 6 1 B 1/07 (2006.01) F I		
A 6 1 B 1/00 (2006.01)		
G O 2 B 23/26 (2006.01)		
A 6 1 B 1/07 7 3 6		
A 6 1 B 1/00 5 1 3		
G O 2 B 23/26 B		
請求項の数 22 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-29099(P2016-29099)	(73) 特許権者 000000376	
(22) 出願日 平成28年2月18日(2016.2.18)	オリンパス株式会社	
(62) 分割の表示 特願2014-170647(P2014-170647)の分割	東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
原出願日 平成19年12月26日(2007.12.26)	(74) 代理人 弁理士 藏田 昌俊	
(65) 公開番号 特開2016-104232(P2016-104232A)	(74) 代理人 100103034	
(43) 公開日 平成28年6月9日(2016.6.9)	弁理士 野河 信久	
審査請求日 平成28年2月18日(2016.2.18)	(74) 代理人 100153051	
	弁理士 河野 直樹	
	(74) 代理人 100179062	
	弁理士 井上 正	
	(74) 代理人 100189913	
	弁理士 鶴飼 健	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 光源装置およびそれを備えた内視鏡装置		