

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5698782号
(P5698782)

(45) 発行日 平成27年4月8日(2015.4.8)

(24) 登録日 平成27年2月20日(2015.2.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 22 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-55467 (P2013-55467)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成25年3月18日 (2013.3.18)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2007-335321 (P2007-335321) の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
原出願日	平成19年12月26日 (2007.12.26)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(65) 公開番号	特開2013-128786 (P2013-128786A)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
(43) 公開日	平成25年7月4日 (2013.7.4)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
審査請求日	平成25年3月18日 (2013.3.18)	(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100095441 弁理士 白根 俊郎
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司

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の波長領域の光を発する第1の半導体光源と、
前記第1の波長領域と異なる第2の波長領域の光を発する第2の半導体光源と、
所定の波長領域の光を吸収し、前記所定の波長領域とは異なる波長領域の光を発する波長変換部とを有し、

前記波長変換部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を吸収領域と定義したときに、第1の波長領域は吸収領域に含まれ、第2の波長領域は吸収領域に含まれないように形成されており、

前記波長変換部は、前記第1の波長領域の光を吸収して前記第1および第2の波長領域のいずれとも異なる第3の波長領域の光を発し、かつ、前記第2の波長領域の光の少なくとも一部を透過し、

前記第2の波長領域は、前記第3の波長領域の光よりも短波長側の領域を含み、

前記第1の波長領域の光と前記第2の波長領域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光源装置。

【請求項 2】

前記波長変換部は、前記第2の波長領域の光をほとんど透過する、請求項1に記載の光源装置。

【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領域を含む、請求項1に記

載の光源装置。

【請求項 4】

前記波長変換部は、第 1 の蛍光体を含んでおり、前記第 1 の波長領域は、前記第 1 の蛍光体の吸収スペクトル領域であり、

前記第 1 の蛍光体は、前記第 1 の半導体光源が発する前記第 1 の波長領域の光を波長変換し、それより短波長側の前記第 2 の半導体光源が発する前記第 2 の波長領域の光をほとんど透過する、請求項 1 ないし 3 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 の波長領域は波長 $430\text{ nm} \sim 480\text{ nm}$ の青色領域であり、前記第 2 の波長領域は波長 430 nm 以下の青紫色領域である、請求項 3 に記載の光源装置。

10

【請求項 6】

前記波長変換部は第 1 の蛍光体を含んでおり、前記第 1 の波長領域は前記第 1 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 の蛍光体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 4 または 6 に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記第 1 の蛍光体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 4 または 6 に記載の光源装置。

【請求項 9】

20

前記第 1 の蛍光体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 7 または 8 に記載の光源装置。

【請求項 10】

前記第 3 の波長領域の光は前記第 1 の波長領域の光よりも長い波長を有し、

前記光源装置は、前記第 1 の半導体光源の発光・消灯を独立に切り替える第 1 の光源駆動回路と、前記第 2 の半導体光源の発光・消灯を独立に切り替える第 2 の光源駆動回路とをさらに有し、

前記第 1 の半導体光源が点灯されているときに前記波長変換部から射出される第 1 の照明光と前記第 2 の半導体光源が点灯されているときに前記波長変換部から射出される第 2 の照明光は、いずれも前記波長変換部が発する前記第 3 の波長領域の光と光量が異なり、色が互いに異なる、請求項 1 ないし 9 のいずれかひとつに記載の光源装置。

30

【請求項 11】

前記第 1 の照明光は、前記第 1 の光源のみが点灯されているときに前記波長変換部から射出される光であって、前記第 2 の照明光は、前記第 2 の光源のみが点灯されているときに前記波長変換部から射出される光である、請求項 10 に記載の光源装置。

【請求項 12】

前記光源装置は、前記第 1 および第 2 の半導体光源とそれぞれ光学的に接続される第 1 および第 2 の入射端と、前記波長変換部と光学的に接続される少なくとも 1 つの射出端とを有する光カプラーをさらに有している、請求項 10 または 11 に記載の光源装置。

40

【請求項 13】

前記第 1 の照明光は、第 1 の波長領域の光と第 3 の波長領域の光との混合光である白色光であり、前記第 2 の照明光は、第 2 の波長領域の光、または、第 2 の波長領域に対し、その色に影響を与えない程度に第 3 の波長領域の光が含まれている前記第 2 の波長領域の光とほぼ同じ色の光である、請求項 10 または 11 に記載の光源装置。

【請求項 14】

前記波長変換部は、少なくとも第 1 の蛍光体を含んでおり、前記第 1 の波長領域は、前記第 1 の蛍光体の吸収スペクトル領域であり、

前記第 1 の蛍光体は、前記第 1 の半導体光源が発する前記第 1 の波長領域の光を波長変換して前記第 3 の波長領域の光を発し、前記第 1 の波長領域と第 3 の波長領域の間の領域

50

にある前記第 2 の半導体光源が発する前記第 2 の波長領域の光をほとんど透過する、請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 1 5】

前記波長変換部は、組成の異なる複数種類の蛍光体を含んでおり、前記複数種類の蛍光体は、それぞれ、固有の吸収領域を有しており、全ての蛍光体の重なり領域を複数種類の蛍光体の吸収領域と定義したときに、

第 1 の波長領域の光は複数種類の蛍光体の吸収領域に含まれており、

従って、前記複数種類の蛍光体は、いずれも前記第 1 の波長領域の光を吸収し、それよりも長波長の互いに異なる波長の光をそれぞれ射出するように選択されている、請求項 1 4 に記載の光源装置。

10

【請求項 1 6】

前記第 1 の波長領域は 4 1 0 n m 以下であり、前記複数種類の蛍光体は、いずれもこの領域の光により励起され、それぞれ赤色光と緑色光と青色光を発し、前記波長変換部は、赤色光と緑色光と青色光とが混合された白色光を射出する、請求項 1 4 に記載の光源装置。

【請求項 1 7】

前記第 1 の半導体光源と前記光カプラーの前記第 1 の入射端とを光学的に接続する第 1 の入射側光ファイバーと、前記第 2 の半導体光源と前記光カプラーの前記第 2 の入射端とを光学的に接続する第 2 の入射側光ファイバーと、前記波長変換部と前記光カプラーの前記少なくとも 1 つの射出端とを光学的に接続する少なくとも 1 本の射出側光ファイバーとをさらに有している、請求項 1 2 に記載の光源装置。

20

【請求項 1 8】

前記波長変換部は第 2 の蛍光体をさらに含んでおり、前記第 2 の蛍光体の吸収領域は、前記第 1 の蛍光体の吸収領域より短波長側に位置しており、前記第 2 の蛍光体は、前記第 2 の波長領域の光を吸収してそれよりも長波長の前記第 1 の波長領域の光とは異なる波長の光を発するように選択されている、請求項 4 または 6 に記載の光源装置。

【請求項 1 9】

前記光源装置は、前記第 1 の半導体光源が選択的に点灯されているときには、第 1 の波長領域の光と第 3 の波長領域の光との混合光、または、その混合光に、その色に影響を与えない程度に前記第 2 の蛍光体からの光が混合された白色光を射出し、前記第 2 の半導体光源が選択的に点灯されているときには、第 2 の波長領域の光と前記第 2 の蛍光体が発する光との混合光、または、その混合光に、その色に影響を与えない程度に第 3 の波長領域の光が混合された光を射出する、請求項 1 8 に記載の光源装置。

30

【請求項 2 0】

前記波長変換部は、励起波長特性の互いに異なる第 1 および第 2 の蛍光体を含んでいる請求項 1 ないし 4 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 2 1】

前記第 1 の蛍光体は前記第 2 の波長領域の光と比較して前記第 1 の波長領域の光を効率的に波長変換し、前記第 2 の蛍光体は前記第 1 の波長領域の光と比較して前記第 2 の波長領域の光を効率的に波長変換する、請求項 2 0 に記載の光源装置。

40

【請求項 2 2】

請求項 1 ないし 2 1 のいずれかひとつに記載の光源装置を備えた内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、光源装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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

50

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。

【 0 0 0 3 】

特開 2 0 0 6 - 0 2 6 1 2 8 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】

【 0 0 0 4 】

10

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 0 2 6 1 2 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

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。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明による光源装置は、第 1 の波長領域の光を発する第 1 の半導体光源と、前記第 1 の波長領域と異なる第 2 の波長領域の光を発する第 2 の半導体光源と、所定の波長領域の光を吸収し、前記所定の波長領域とは異なる波長領域の光を発する波長変換部とを有し、前記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を吸収領域と定義したときに、第 1 の波長領域は吸収領域に含まれ、第 2 の波長領域は吸収領域に含まれないように形成されており、前記波長変換部は、前記第 1 の波長領域の光を吸収して前記第 1 および第 2 の波長領域のいずれとも異なる第 3 の波長領域の光を発し、かつ、前記第 2 の波長領域の光の少なくとも一部を透過し、前記第 2 の波長領域は、前記第 3 の波長領域の光よりも短波長側の領域を含み、前記第 1 の波長領域の光と前記第 2 の波長領域の光は、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。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

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】

【 0 0 0 9 】

【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】Y A G : C e のスペクトル特性を示している。

40

【図 3】C e 賦活の $C a_3 S c_2 S i_3 O_{12}$ 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】E u 賦活の $L a_2 O_2 S$ の発光スペクトルを示している。

【図 8】E u , M n 共賦活の $B a M g A l_{10} O_{17}$ の発光スペクトルを示している。

【図 9】E u 賦活の $B a M g A l_{10} O_{17}$ の発光スペクトルを示している。

【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】S r A l O : E u のスペクトル特性を示している。

50

【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】

< 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。

10

【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。

20

【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】

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カプラー４２で構成されている。光ファイバーカプラー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。光ファイバーカプラー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。光ファイバーカプラー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。

30

【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もよいし、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もよい。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、結合部から出射する光を出射端に導光する出射側の光ファイバーを、光カプラーの出射端に接続する射出側光ファイバーと呼ぶことができる。

40

【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し、第２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。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、

50

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、460 nm 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 430 nm ~ 480 nm である。蛍光体ユニット 62 は、第 1 の半導体レーザー 22A の発する波長 460 nm の青色光を吸収して波長 530 nm 程度の光を発するが、第 2 半導体レーザー 22B の発する波長 415 nm の青紫色光はほとんど透過する。

【0017】

10

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 460 nm の青色の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、光ファイバーカブラー 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 460 nm 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 530 nm 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 から発せら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 62 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。

20

30

【0019】

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 をオンにすると、第 2 の半導体レーザー 22B は波長 415 nm 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レンズ 24 によって収束されて光ファイバー 30B に入射する。光ファイバー 30B に入射したレーザー光は、光ファイバー 30B を導波し、光ファイバーカブラー 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 415 nm の青紫色レーザー光は YAG : Ce の吸収領域に含まれないため、蛍光体ユニット 62 の YAG : Ce にはほとんど吸収されないため、蛍光体ユニット 62 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 62 を通過し、蛍光体ユニット 62
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 22B をオンにしたとき、蛍光体ユニット 62 の射出端からは、特殊光観察用の特殊光である波長 415 nm の青紫光が射出される。

40

【0020】

このように、第 1 の半導体レーザー 22A だけがオンにされているときに蛍光体ユニット 62 から射出される光と、第 2 の半導体レーザー 22B だけがオンにされているときに蛍光体ユニット 62 から射出される光は、色が互いに異なる。

【0021】

本実施形態の光源装置 10 では、第 1 の半導体レーザー 22A と第 2 の半導体レーザー 22B 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

50

波長 415 nm 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 62 の同一の射出端から射出される。

【0022】

このような2つの半導体レーザー 22A, 22B と光カプラー 40 と波長変換部 60 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。

【0023】

なお、波長 415 nm 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、YAG : Ce に対しては、430 nm 以下の波長の光や 480 nm 以上の波長の光を使用してよい。

10

【0024】

また、蛍光体は YAG : Ce に限定されるものではなく、ほかの適当な蛍光体、例えば Ce 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 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 Ce 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 460 nm ~ 530 nm 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 22A の励起光の波長を例えば 500 nm 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。

20

【0025】

< 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。

【0026】

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。

30

【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

40

50

8に、Eu賦活のBaMgAl₁₀O₁₇（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、270nm～400nm、230nm～400nm、270nm～410nm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、270nm～400nm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375nm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375nm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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【 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 1 0 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 1 0 は、第 3 実施形態による光源装置を示している。図 1 0 に示すように、本実施形態による光源装置 1 0 B は、光カプラー 4 0 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 4 2 A で構成されており、光ファイバーカプラー 4 2 A の 2 つの射出端にそれぞれ 2 本の光ファイバー 5 0 と 2 つの蛍光体ユニット 6 2 とが接続されている点が第 1 実施形態と異なっている。

10

【 0 0 3 5 】

光ファイバーカプラー 4 2 A 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 6 0 は、2 つの蛍光体ユニット 6 2 を有している。2 つの蛍光体ユニット 6 2 は、それぞれ、2 本の光ファイバー 5 0 を介して光ファイバーカプラー 4 2 A 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 6 2 はほぼ等しい波長変換特性を有している。

【 0 0 3 6 】

第 1 の半導体レーザー 2 2 A が発する波長 4 6 0 n m の青色光は光ファイバー 3 0 A を導波して光ファイバーカプラー 4 2 A に入射する。光ファイバーカプラー 4 2 A に入射した青色光は、光ファイバーカプラー 4 2 A によってほぼ等しい強度で 2 本の光ファイバー 5 0 に分配される。2 本の光ファイバー 5 0 に分配された青色光は、それぞれ、2 本の光ファイバー 5 0 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。

20

【 0 0 3 7 】

また、第 2 の半導体レーザー 2 2 B が発する波長 4 1 5 n m の青紫色光は光ファイバー 3 0 B を導波して光ファイバーカプラー 4 2 A に入射する。光ファイバーカプラー 4 2 A に入射した青紫色光は、光ファイバーカプラー 4 2 A によってほぼ等しい強度で 2 本の光ファイバー 5 0 に分配される。2 本の光ファイバー 5 0 に分配された青紫色光は、それぞれ、2 本の光ファイバー 5 0 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。

30

【 0 0 3 8 】

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。

40

【 0 0 3 9 】

本実施形態では、波長変換部 6 0 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 6 2 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 6 2 A で構成されてもよい。さらに、光カプラー 4 0 を、3 以上の出力端を有する光ファイバーカプラーに変更するとともに、光ファイバーカプラーの 3 以上の出力端に、それぞれ、光ファイバーカプラー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。

【 0 0 4 0 】

< 第 4 実施形態 >

50

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。

10

【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】

20

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。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によって効率的に波長530nm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。

30

【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415nm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415nm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540nm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415nmの青紫色光と波長540nm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。

40

【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。

【0047】

50

< 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。

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

一般的な内視鏡装置を図 1 3 に概略的に示す。図 1 3 に示すように、内視鏡装置 1 0 0 は、操作部 1 1 0 と、操作部 1 1 0 から延びている挿入部 1 2 0 と、挿入部 1 2 0 の先端に位置する内視鏡先端部 1 3 0 とを有している。このような内視鏡装置 1 0 0 を用いた観察では、観察対象が内視鏡先端部 1 3 0 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。

【 0 0 5 0 】

また、一般的な内視鏡先端部 1 3 0 の構成を図 1 4 に示す。図 1 4 に示すように、内視鏡先端部 1 3 0 は、3つの先端金属部材 1 3 2 A, 1 3 2 B, 1 3 2 C と、それらを覆うカバー 1 4 4 とを有している。2つの先端金属部材 1 3 2 A, 1 3 2 C は断熱材 1 3 4 A を介して結合され、2つの先端金属部材 1 3 2 B, 1 3 2 C は断熱材 1 3 4 B を介して結合されている。先端金属部材 1 3 2 C には個体撮像装置 1 3 6 と送気送水ノズル 1 3 8 と吸引チャンネル 1 4 0 とが設けられている。また先端金属部材 1 3 2 A, 1 3 2 B には照明用のライトガイドユニット 1 4 2 が1つずつ設けられている。

【 0 0 5 1 】

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 1 4 2 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 1 0 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

10

20

30

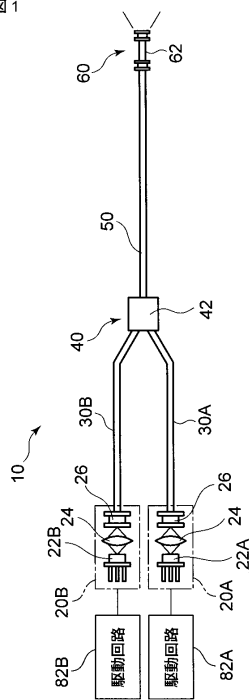
40

50

４２ ... ライトガイドユニット、１４４ ... カバー。

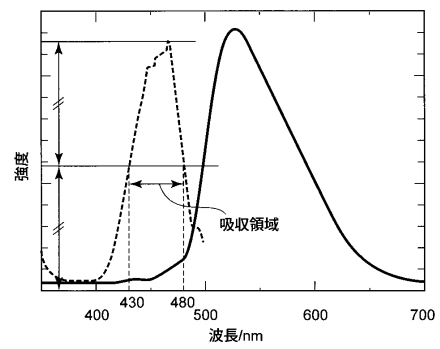
【図１】

図１



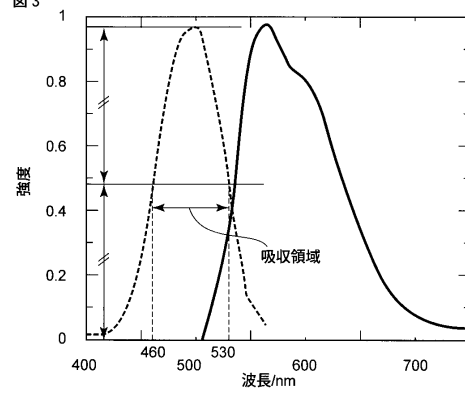
【図２】

図２



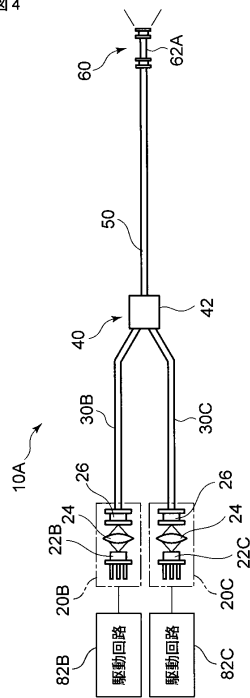
【図３】

図３



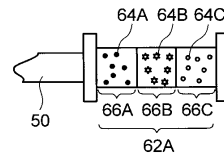
【図 4】

図 4



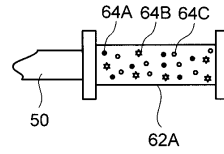
【図 5】

図 5



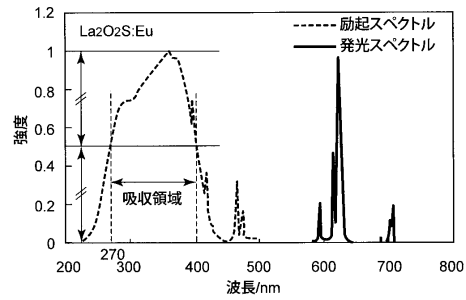
【図 6】

図 6



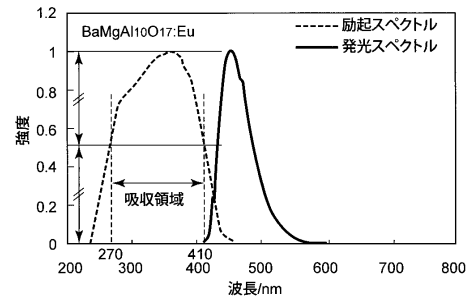
【図 7】

図 7



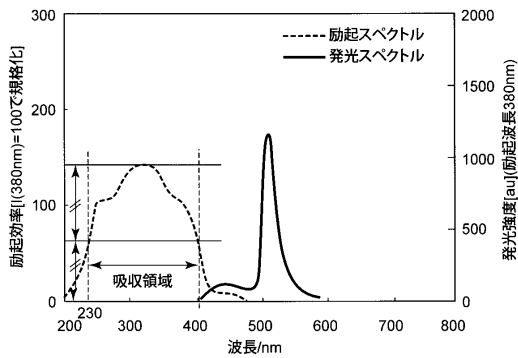
【図 9】

図 9



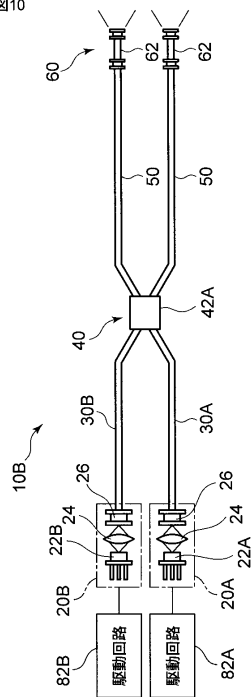
【図 8】

図 8



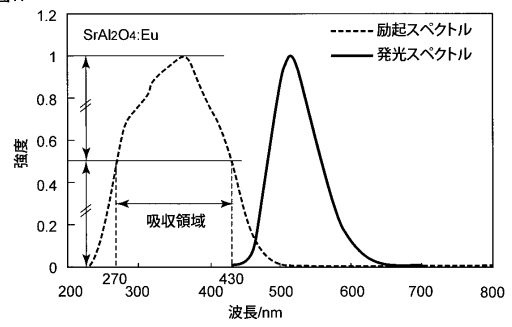
【図 10】

図10



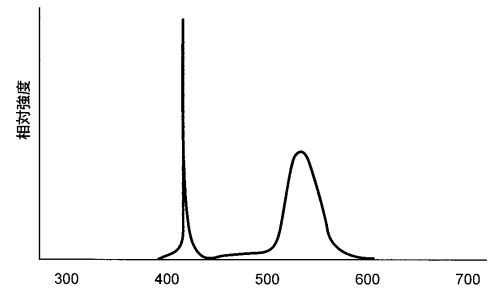
【図 11】

図11



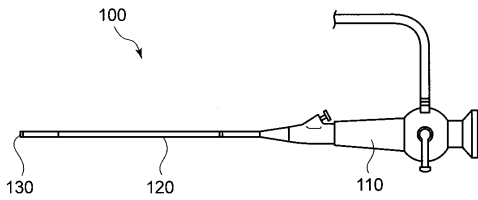
【図 12】

図12



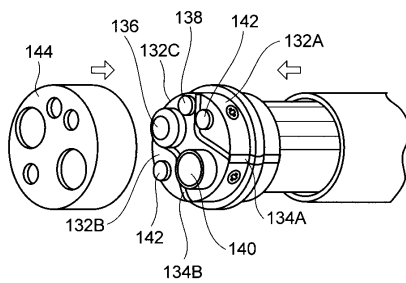
【図 13】

図13



【図 14】

図14



 フロントページの続き

(74)代理人 100119976
 弁理士 幸長 保次郎

(74)代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176
 弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805
 弁理士 井関 守三

(74)代理人 100124394
 弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807
 弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073
 弁理士 堀内 美保子

(74)代理人 100134290
 弁理士 竹内 将訓

(72)発明者 伊藤 毅
 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 特表 2005 - 502083 (JP, A)
 米国特許出願公開第 2003 / 0042493 (US, A1)
 特開 2006 - 296656 (JP, A)
 特表 2003 - 520635 (JP, A)
 特開 2005 - 198794 (JP, A)
 特開 2006 - 173324 (JP, A)
 特開 2006 - 167305 (JP, A)
 特開 2009 - 153712 (JP, A)
 特開 2011 - 036361 (JP, A)
 欧州特許出願公開第 01672754 (EP, A2)
 米国特許出願公開第 2006 / 0235277 (US, A1)
 特開 2006 - 346185 (JP, A)
 特表 2006 - 526428 (JP, A)
 加藤正之 他, 『新しい消化管画像診断とその治療への応用 胃隆起
 型腫瘍性病变に対する EMR の適応 - Narrow Band Imaging System (NBI) 併用拡大観察の有用性 - 』, 消化器医学, 日本, 2004 年, Vol. 2, 39 -
 47
 遠藤高夫 他, 『胃癌診断の新しい視点 NBI の原理と内視鏡への応用』, 消化器内視鏡, 日
 本, 2004 年, Vol. 16 No. 11, 1659 - 1667
 武藤学, 『消化管腫瘍の内視鏡的診断と治療 - 最新の動向を探る《消化管腫瘍の疫学》中・
 下咽頭癌と食道癌のリスクファクターと早期発見のポイント』, 内科, 日本, 2005 年, Vol. 96 No. 4, 625 - 629
 武藤学, 『中・下咽頭表在癌のリスクと診断』, 頭けい部癌, 日本, 2005 年, 31 (3),
 438 - 442
 武藤学, 『中・下咽頭表在癌の診断と治療 - 中・下咽頭表在癌のハイリスク群とその診断 - 』
 , 耳鼻と臨床, 日本, 2005 年, 51 (補 1), S61 - S66
 佐野寧 他, 『消化管癌の微小血管診断学とは Narrow Band Imaging (

NBI) Colonoscopyを用いた大腸腫瘍の微細血管診断学』, 消化器内視鏡, 日本, 2005年, Vol. 17 No. 12, 2129 - 2138

武藤学 他, 『消化管癌の微小血管診断学とは 中・下咽頭表在性癌の微小血管による診断』, 消化器内視鏡, 日本, 2005年, Vol. 17 No. 12, 2061 - 2068

『次代のコロンブスたち 最先端デジタル技術(10)カプセル型内視鏡 オリンパスの村上晋一郎さんに聞きました ハイビジョン映像、特殊光観察からカプセル型内視鏡まで - 進化を遂げる内視鏡の世界』, 月刊form:future of radio network, 日本, 2006年, Vol. 11, 76 - 79

中村 一成, 『内視鏡システムにおける先端光学技術』, 光学, 日本, 2006年, 35巻10号, 500 - 507

堅田 親利 他, 『Narrow band imaging (NBI) システムと消化器用拡大内視鏡による頭頸部領域の内視鏡観察がもたらす新しい診療体系』, 北里医学, 日本, 2006年, 36, 97 - 101

竹端榮, 『Narrow Band Imaging (NBI) の原理とその特徴』, 専門医通信, 日本, 35, 1 - 7

堀之内宏久 他, 『狭帯域イメージング (NBI) を用いた気管支鏡診断』, 専門医通信, 日本, 35, 12 - 17

渡邊昭仁, 『耳鼻咽喉科領域におけるNBI電子スコープによる早期癌診断』, 専門医通信, 日本, 35, 8 - 11

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

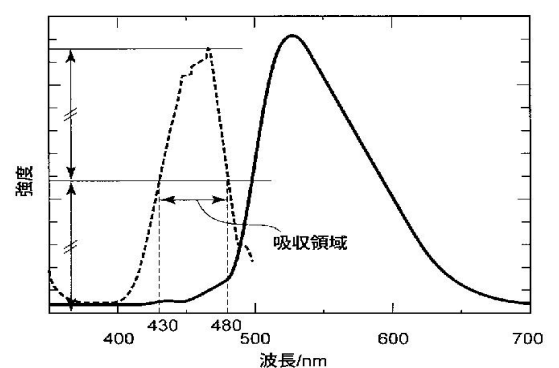
专利名称(译)	光源装置和具有该光源装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5698782B2	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2013055467	申请日	2013-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤毅		
发明人	伊藤 毅		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.732 A61B1/07.736 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA21 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2013128786A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够改变发射光颜色的光源装置。解决方案：该光源装置10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发出蓝色-紫色光，波长415nm。荧光体单元62吸收由第一半导体激光器22A发射的蓝光以发射具有约530nm波长的光，并且几乎透射由第二半导体激光器22B发射的蓝紫色光。

【图 2】

图 2



【图 3】