

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5698781号
(P5698781)

(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.

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 19 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-55466 (P2013-55466)	(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 4 3 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2013-135933 (P2013-135933A)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
(43) 公開日	平成25年7月11日 (2013. 7. 11)	(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、
所定の吸収領域の光を吸収し、前記所定の吸収領域とは異なる第 3 の波長領域の光を発する波長変換部とを有し、
前記第 1 および前記第 2 の波長領域の光をそれぞれ前記波長変換部に照射したときに前記波長変換部から射出される第 1 および第 2 の照明光の少なくともいずれかを観察対象物に照射して観察を行うための光源装置において、
前記波長変換部を透過した前記第 1 の波長領域の光と、前記波長変換部に吸収され波長変換された前記第 3 の波長領域の光との混合光である前記第 1 の照明光が略白色光となるように、かつ、
前記波長変換部を透過した前記第 2 の波長領域の光と、前記波長変換部に吸収され波長変換された前記第 3 の波長領域の光との混合光である前記第 2 の照明光が、前記第 2 の波長領域の光とほぼ等しい光となるように、
前記波長変換部の前記第 1 の波長領域の光に対する吸収率と比べて、前記第 2 の波長領域の光に対する吸収率は小さく、前記波長変換部の発光スペクトルと前記第 1 の波長領域の光との混合光は、青色光と緑色光と赤色光のすべてを含む混合光、または青色光と黄色光とを含む混合光であり、前記第 1 の波長領域の光が照射されたときと比べて、前記第 2 の波長領域の光が照射されたときに前記波長変換部から射出される前記第 3 の波長領域の

10

20

光の光量が小さいことを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

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第 1 の吸収領域と定義したときに、

前記第 1 の波長領域のピーク波長は、前記第 1 の吸収領域に含まれ、

前記第 2 の波長領域のピーク波長は、前記第 1 の吸収領域には含まれないことを特徴とする請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 および第 2 の半導体光源は共に半導体レーザであり、

前記第 1 の波長領域の光である第 1 のレーザ光は、前記第 1 の吸収領域に全て含まれ、

前記第 2 の波長領域の光である第 2 のレーザ光は、前記第 1 の吸収領域に全て含まれないことを特徴とする請求項 2 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 の蛍光体は蛍光体ユニットに搭載されており、

前記第 1 の吸収領域は前記第 1 の蛍光体の吸収スペクトルに基づいて設定されることを特徴とする請求項 2 に記載の光源装置。

【請求項 5】

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 の蛍光体は、前記第 1 の蛍光体と共通の蛍光体ユニットに搭載され、

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 3 の波長領域の光とは異なる第 4 の波長領域の波長の光を発するように選択されており、

前記第 2 の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を第 2 の吸収領域と定義したときに、

前記第 2 の波長領域の光は前記第 2 の吸収領域に含まれていることを特徴とする請求項 4 に記載の光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 の波長領域の光は、前記第 2 の吸収領域に含まれていないことを特徴とする請求項 5 に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記第 1 の波長領域の光は、波長 430 nm ~ 480 nm の間にピークを有する青色領域の光であり、

前記第 3 の波長領域の光は、ブロードなスペクトルを有する黄色領域の光であり、

前記第 1 の照明光は、前記第 1 の波長領域の光と前記第 3 の波長領域の光の混合光であることを特徴とする請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記第 1 の波長領域の光は、紫外線領域の光であり、

前記第 3 の波長領域の光は、複数の蛍光体から射出された複数の蛍光の混合光であり、

前記第 1 の照明光は、前記第 3 の波長領域の光に比べ、前記第 1 の波長領域の光をほとんど含まないことを特徴とする請求項 2 に記載の光源装置。

【請求項 9】

前記波長変換部は、赤色光を発する R 蛍光体と、緑色光を発する G 蛍光体と、青色光を発する B 蛍光体とを含んでおり、

前記 R 蛍光体と前記 G 蛍光体と前記 B 蛍光体は共に共通の蛍光体ユニットに搭載されており、

前記 R 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を第 3 の吸収領域と定義し、

前記 G 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を第 4 の吸収領域と定義し、

前記 B 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を第 5

10

20

30

40

50

の吸収領域と定義したときに、

前記第 1 の吸収領域は、前記第 3、第 4 および第 5 の吸収領域の重なり領域であることを特徴とする請求項 8 に記載の光源装置。

【請求項 10】

前記 R 蛍光体、G 蛍光体、B 蛍光体は共にひとつの蛍光体ユニットに搭載されており、前記蛍光体ユニットは、前記 R 蛍光体、G 蛍光体、B 蛍光体が積層または混合されて搭載されたマルチ蛍光体ユニットであることを特徴とする請求項 9 に記載の光源装置。

【請求項 11】

前記マルチ蛍光体ユニットは、前記第 1 およびまたは第 2 の波長領域の光が前記マルチ蛍光体ユニットに入射する側から順に、R 蛍光体、G 蛍光体、B 蛍光体の順に積層されて

10

【請求項 12】

前記第 2 の波長領域の光は、前記第 1 の波長領域の光より短波長側の領域である、波長 430nm 以下の可視光領域の光であり、前記第 4 の波長領域の光は波長 540nm を含む緑色領域の光であることを特徴とする請求項 6 に記載の光源装置。

【請求項 13】

請求項 1 ないし 4 または請求項 7 ないし 11 のいずれかひとつに記載の光源装置を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 14】

前記観察対象物に照射される第 1 の照明光は、通常観察を行うための白色光であり、
前記観察対象物に照射される第 2 の照明光は、特殊観察を行うための特殊観察光であることを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 15】

前記第 2 の照明光は、前記第 2 の波長領域の光、または、第 2 の波長領域の光に対し、その色に影響を与えない程度に第 3 の波長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ことを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

【請求項 16】

請求項 5、6、12 のいずれかひとつに記載の光源装置を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 17】

前記観察対象物に照射される第 1 の照明光は、通常観察を行うための白色光であり、
前記観察対象物に照射される第 2 の照明光は、特殊観察を行うための特殊観察光であることを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 18】

前記第 2 の照明光は、前記第 2 の波長領域の光と第 4 の波長領域の光との混合光、または、第 2 の波長領域の光と第 4 の波長領域の光に対し、その色に影響を与えない程度に第 3 の波長域の光が含まれている、前記第 2 の波長領域の光と第 4 の波長領域の光との混合光とほぼ同じ色の光であることを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡装置。

【請求項 19】

前記波長変換部は、前記内視鏡の先端部に搭載されていることを特徴とする請求項 13 または 16 に記載の内視鏡装置。

40

【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

50

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 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 0 2 6 1 2 8 号公報

10

【 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。

【 課題を解決するための手段 】

20

【 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、所定の吸収領域の光を吸収し、前記所定の吸収領域とは異なる第 3 の波長領域の光を発する波長変換部とを有し、前記第 1 の波長領域の光、および前記第 2 の波長領域の光をそれぞれ前記波長変換部に照射したときに前記波長変換部から射出される、第 1 および第 2 の照明光の少なくともいずれかを観察対象物に照射して観察を行うための光源装置において、前記波長変換部を透過した前記第 1 の波長領域の光と、前記波長変換部に吸収され波長変換された前記第 3 の波長領域の光との混合光である前記第 1 の照明光が略白色光となるように、かつ、前記波長変換部を透過した前記第 2 の波長領域の光と、前記波長変換部に吸収され波長変換された前記第 3 の波長領域の光との混合光である前記第 2 の照明光が、第 2 の波長領域の光とほぼ等しい光となるように、前記波長変換部の前記第 1 の波長領域の光に対する吸収率と比べて、前記第 2 の波長領域の光に対する吸収率は小さく、前記波長変換部の発光スペクトルと前記第 1 の波長領域の光との混合光は、青色光と緑色光と赤色光のすべてを含む混合光、または青色光と黄色光とを含む混合光であり、前記第 1 の波長領域の光が照射されたときと比べて、前記第 2 の波長領域の光が照射されたときに前記波長変換部から射出される前記第 3 の波長領域の光の光量が小さいことを特徴とする。

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。

40

【 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。

【 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。

50

【図 8】Eu, Mn 共賦活の BaMgAl₁₀O₁₇ の発光スペクトルを示している。

【図 9】Eu 賦活の BaMgAl₁₀O₁₇ 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】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】

< 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。

【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。

【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出射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。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

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發し、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發する。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、実線は發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の發する波長460nmの青色光を吸収して波長530nm程度の光を發するが、第2半導体レーザー22Bの發する波長415nmの青紫色光はほとんど透過する。

10

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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發する。第1の半導体レーザー22Aから發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、光ファイバーカプラー42を經由し、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から發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

【 0 0 1 9 】

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415nmの青紫色のレーザー光を發する。第2の半導体レーザー22Bから發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、光ファイバーカプラー42を經由し、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415nm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415nmの青紫光が射出される。

40

【 0 0 2 0 】

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

50

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 】

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。

10

【 0 0 2 3 】

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。

20

【 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。

30

【 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、本実施形態による光源装置 1 0 A は、第 1 実施形態による光源装置 1 0 との比較において、第 1 の光源部 2 0 A の代わりに第 3 の光源部 2 0 C を有し、光ファイバー 3 0 A の代わりに光ファイバー 3 0 C を有し、蛍光体ユニット 6 2 の代わりに蛍光体ユニット 6 2 A を有している。第 3 の光源部 2 0 C は、第 3 の半導体レーザー 2 2 C と、第 3 の半導体レーザー 2 2 C から発せられる発散性の光を収束させるレンズ 2 4 と、レンズ 2 4 により収束された光を光ファイバー 3 0 C に光学的に結合する結合素子 2 6 とを有している。光源装置 1 0 A はまた、駆動回路 8 2 A の代わりに、第 3 の半導体レーザー 2 2 C 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 8 2 C 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。

40

【 0 0 2 7 】

第 3 の半導体レーザー 2 2 C は、波長 3 7 5 n m の近紫外光を発する。蛍光体ユニット 6 2 A 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 6 2 A を示している。図 5 に示すように、蛍光体ユニット 6 2 A は、赤色光を発する R 蛍光体 6 4 A を含む領域 6 6 A と、緑色光を発する G 蛍光体 6 4 B を含む領域 6 6 B と、青色光を発する B 蛍光体 6 4 C を含む領域 6 6 C 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 6 4 A , 6 4 B , 6 4 C は、いずれも近紫外光である 3 7 5 n m 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

50

のような蛍光体 6 4 A , 6 4 B , 6 4 C 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、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】

10

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 2 2 C をオンにすると、第 3 の半導体レーザー 2 2 C 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 2 2 C から発せられた近紫外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 C に入射する。光ファイバー 3 0 C に入射したレーザー光は光ファイバー 3 0 C 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 A に入射する。蛍光体ユニット 6 2 A は、図 5 に示すように、光ファイバー 5 0 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 6 4 A を含む領域 6 6 A と、緑色光を発する G 蛍光体 6 4 B を含む領域 6 6 B と、青色光を発する B 蛍光体 6 4 C を含む領域 6 6 C とが配列されている。また、第 3 の半導体レーザー 2 2 C の発する波長 375nm の光は、蛍光体ユニット 6 2 A 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 6 6 A に入射した近紫外光の一部は R 蛍光体 6 4 A によって赤色光に波長変換されて領域 6 6 B に入射し、領域 6 6 A に入射した近紫外光の残りの一部はそのまま領域 6 6 A を通過して領域 6 6 B に入射する。領域 6 6 B に入射した近紫外光の一部は G 蛍光体 6 4 B によって緑色光に波長変換されて領域 6 6 C に入射する。また、G 蛍光体 6 4 B は赤色光を吸収しないので、領域 6 6 B に入射した赤色光はそのまま領域 6 6 B 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 6 4 C を含む領域 6 6 C に入射する。領域 6 6 C に入射した近紫外光のほとんどは B 蛍光体 6 4 C によって青色光に波長変換される。また、B 蛍光体 6 4 C は赤色光と緑色光を吸収しないので、領域 6 6 C に入射した赤色光と緑色光はそのまま領域 6 6 C を通過する。その結果、蛍光体ユニット 6 2 A 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。

20

30

【0030】

また、第 2 の半導体レーザー 2 2 B をオンにすると、半導体レーザー 2 2 B 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 2 2 B 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 2 4 によって収束されて光ファイバー 3 0 B に入射し、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。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 6 2 A に入射した青紫色光は、R 蛍光体 6 4 A と G 蛍光体 6 4 B と B 蛍光体 6 4 C のいずれにもほとんど吸収されず、蛍光体ユニット 6 2 A をそのまま通過して射出端から射出される。

40

【0031】

この結果、光源装置 1 0 A は、第 3 の半導体レーザー 2 2 C 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 2 2 B 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 1 0 A 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 6 2 A は、図 5 に示すように、R 蛍光体 6 4 A

50

を含む領域 6 6 A と G 蛍光体 6 4 B を含む領域 6 6 B と B 蛍光体 6 4 C を含む領域 6 6 C 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 6 4 A , 6 4 B , 6 4 C 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 6 2 A 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 】

10

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。

【 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。

20

【 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。

30

【 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。

【 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、

50

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。

【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。

【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。

【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 6 2 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。

【 0 0 4 7 】

< 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 】

10

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 】

20

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。

30

【 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。

40

【 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 】

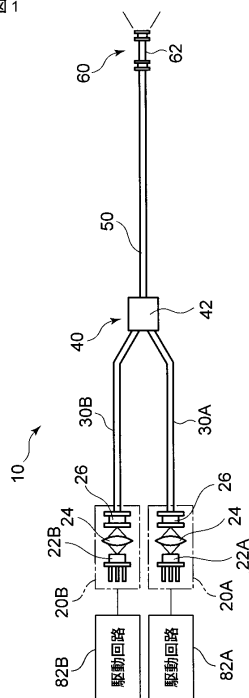
1 0 , 1 0 A , 1 0 B ... 光源装置、 2 0 A , 2 0 B , 2 0 C ... 光源部、 2 2 A , 2 2 B , 2 2 C ... 半導体レーザー、 2 4 ... レンズ、 2 6 ... 結合素子、 3 0 A , 3 0 B , 3 0 C ... 光ファイバー、 4 0 ... 光ファイバーカプラー、 4 2 , 4 2 A ... 光ファイバーカプラー、 5 0 ... 光ファイバー、 6 0 ... 波長変換部、 6 2 , 6 2 A ... 蛍光体ユニット、 6 4 A ... R 蛍光体

50

、 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。

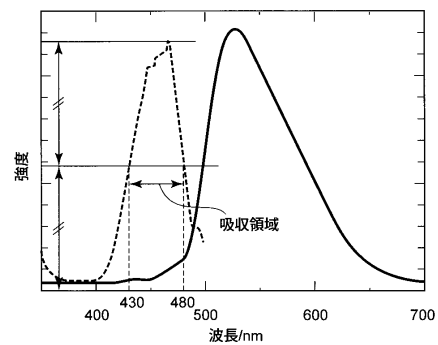
【図 1】

図 1



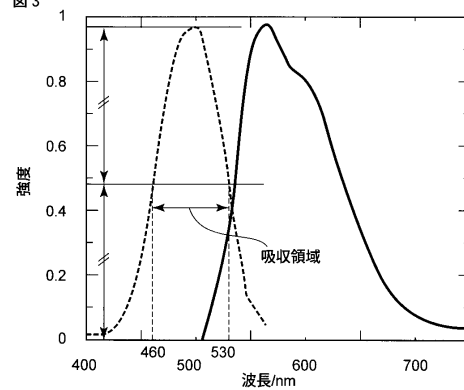
【図 2】

図 2



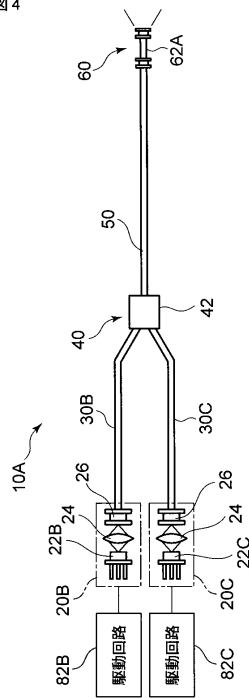
【図 3】

図 3



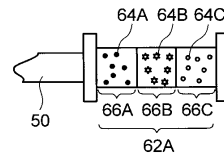
【図 4】

図 4



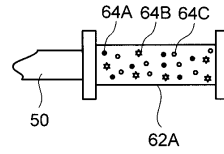
【図 5】

図 5



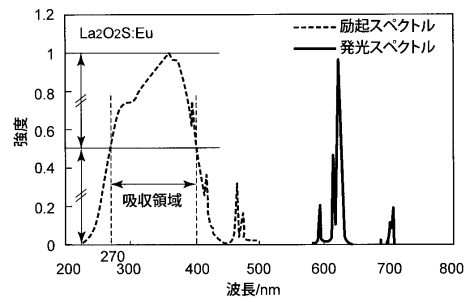
【図 6】

図 6



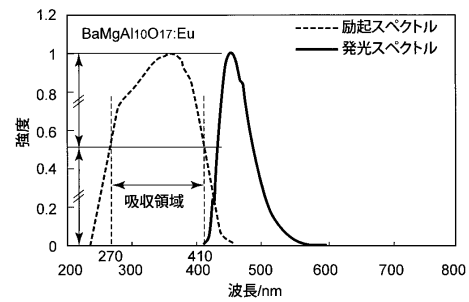
【図 7】

図 7



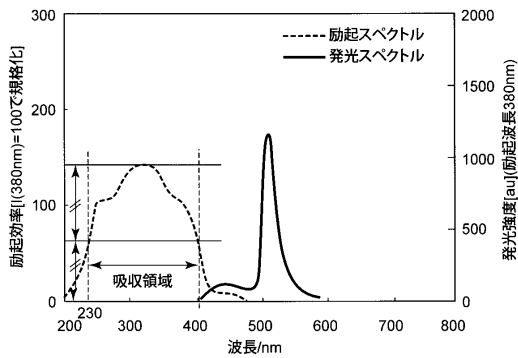
【図 9】

図 9

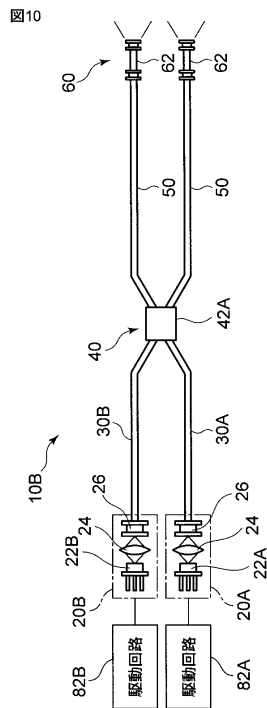


【図 8】

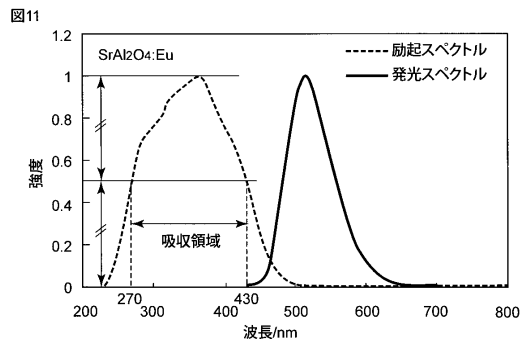
図 8



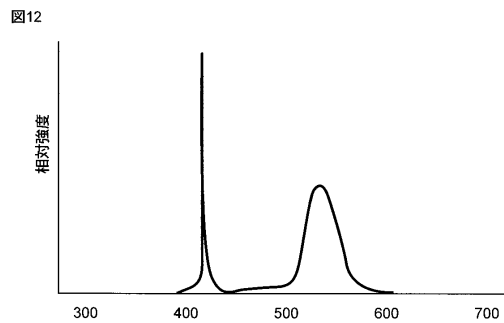
【図 1 0】



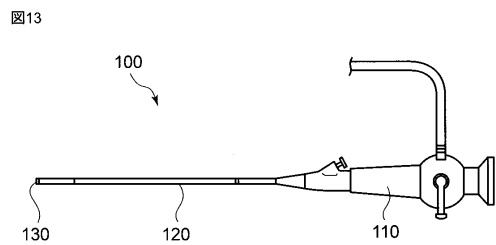
【図 1 1】



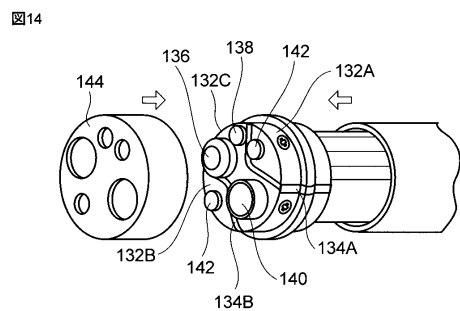
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



 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)
特開 2006 - 173324 (JP, A)
米国特許出願公開第 2003 / 0042493 (US, A1)
特開 2006 - 296656 (JP, A)
特開 2007 - 123946 (JP, A)
特開 2005 - 198794 (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)
特表 2006 - 526428 (JP, A)
特開 2005 - 294288 (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

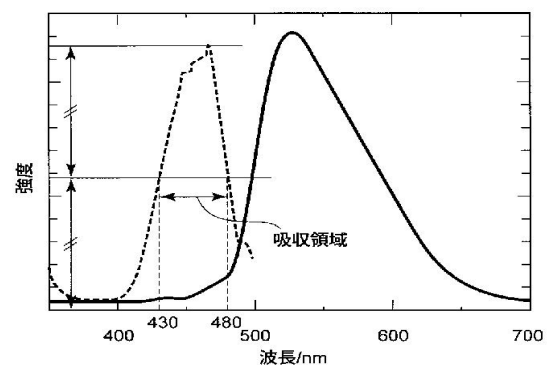
专利名称(译)	光源装置和具有该光源装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5698781B2	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2013055466	申请日	2013-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤毅		
发明人	伊藤 毅		
IPC分类号	A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.736 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA07 2H040/CA13 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2013135933A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种小尺寸的光源装置，可以改变从它发出的光的颜色。解决方案：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发射蓝紫色光。波长415nm。荧光体单元62吸收来自第一半导体激光器22A的蓝光，并发射波长约为530nm的光，同时透射从第二半导体激光器22B发射的几乎所有蓝紫色光。

【图 2】

图 2



【图 3】