

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5698779号

(P5698779)

(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 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U
	A 6 1 B 1/06 A
	A 6 1 B 1/06 C

請求項の数 18 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-55463 (P2013-55463)	(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)		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
(65) 公開番号	特開2013-116379 (P2013-116379A)		弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成25年6月13日 (2013.6.13)	(74) 代理人	100109830
審査請求日	平成25年3月18日 (2013.3.18)		弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(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】 光源装置を有する内視鏡装置

(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の波長領域と少なくとも一部異なる第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少なくとも一部異なる第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を有する内視鏡装置において、

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強度は、前記第2の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、

前記観察対象物に含まれる特徴物質である血液中のヘモグロビンの前記第2の波長領域の光に対する吸収強度は、前記第1の波長領域の光に対する吸収強度より大きいことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

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の波長領域と少なくとも一部異なる第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少なくとも一部異なる第3の波長

10

20

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を有する内視鏡装置において、

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強度は、前記第2の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、

前記観察対象物に含まれる病変部の前記第2の波長領域の光に対する吸収強度は、前記第1の波長領域の光に対する吸収強度より大きいことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項3】

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の波長領域と少なくとも一部異なる第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少なくとも一部異なる第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を有する内視鏡装置において、

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強度は、前記第2の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、

前記観察対象物に含まれる特徴物質の前記第2の波長領域の光に対する吸収強度は、前記第1の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、

前記第1の半導体光源を点灯したときに、前記観察対象物に照射される前記第1の照明光は、通常観察を行うための白色光であり、

前記第2の半導体光源を点灯したときに、前記観察対象物に照射される前記第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内視鏡装置。

【請求項4】

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の波長領域と少なくとも一部異なる第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少なくとも一部異なる第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を有する内視鏡装置において、

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、

前記観察対象物に含まれる特徴物質の吸収強度の大きい波長領域を第2の吸収領域と定義したときに、

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強度は、前記第2の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、

前記観察対象物に含まれる特徴物質の前記第2の波長領域の光に対する吸収強度は、前記第1の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、前記第1の吸収領域は430nm～480nmの青色領域であり、前記第2の吸収領域は、430nmよりも短波長側の波長領域を含んでいることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項5】

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、

前記観察対象物に含まれる特徴物質の吸収強度の大きい波長領域を第2の吸収領域と定義したときに、

前記第1の波長領域は、前記第1の吸収領域に含まれ、

10

20

30

40

50

前記第2の波長領域は、前記第1の吸収領域には含まれず、かつ前記第2の吸収領域に含まれることを特徴とする請求項1ないし3のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【請求項6】

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有することを特徴とする請求項1ないし5のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【請求項7】

前記第1の吸収領域は430nm～480nmの青色領域であり、前記第2の吸収領域は、430nmよりも短波長側の波長領域を含んでいることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記第2の吸収領域は、さらに480nmよりも長波長側の波長領域を含んでいることを特徴とする請求項4または7に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

前記第2の吸収領域の短波長側は、415nmを含む青紫色領域であり、前記第2の吸収領域の長波長側は、540nmを含む緑色領域であることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

前記観察対象物に含まれる特徴物質は血液中に含まれるヘモグロビンであることを特徴とする請求項2ないし4のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記波長変換部は第1の蛍光体を含んでおり、前記第1の吸収領域は前記第1の蛍光体の吸収スペクトルの吸収領域であることを特徴とする請求項4または5に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

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2の波長領域の光を吸収してそれよりも長波長側の第1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構成されており、

前記第2の波長領域と前記第4の波長領域は共に、前記第2の吸収領域に含まれることを特徴とする請求項11に記載の内視鏡装置。

【請求項13】

前記第1および第2の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、前記第1および第2の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12に記載の内視鏡装置。

【請求項14】

前記第1および前記第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ひとつの射出端を有する光カプラーをさらに有し、

前記光カプラーの射出端のひとつと前記波長変換部とは一本の光ファイバーにより光学的に接続されており、

前記第1の波長領域の光と前記第2の波長領域の光は、前記波長変換部の略等しい領域に照射されることを特徴とする請求項1ないし13のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【請求項15】

前記第1の半導体光源を点灯したときに、前記観察対象物に照射される前記第1の照明光は、通常観察を行うための白色光であり、

前記第2の半導体光源を点灯したときに、前記観察対象物に照射される前記第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1、2、4ないし14のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【請求項16】

前記第 1 の照明光は、前記第 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、前記第 2 の波長領域の光、または、第 2 の波長領域の光の色に対して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 3 の波長域の光との混合光であることを特徴とする請求項 3 または 1 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 7】

前記第 1 の照明光は、前記第 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、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 の波長領域の光の色と第 4 の波長領域の光の色に対して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であることを特徴とする請求項 1 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 8】

前記波長変換部は波長変換ユニットに搭載されており、

前記波長変換ユニットは、内視鏡先端部に搭載されていることを特徴とする請求項 1 ないし 1 7 のいずれかひとつ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、光源装置を有する内視鏡装置に関する。

【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 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】

【0004】

【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】

【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有する内視鏡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 の波長領域と少なくとも一部異なる第 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少なくとも一部異なる第 3 の波長領域の光を発する波

10

20

30

40

50

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づれかを、観察対象物に照射して観察を行うための光源装置を有する内視鏡装置において、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強度は、前記第２の波長領域の光に対する吸収強度より大きく、前記観察対象物に含まれる特徴物質である血液中のヘモグロビンの前記第２の波長領域の光に対する吸収強度は、前記第１の波長領域の光に対する吸収強度より大きいことを特徴とする。

【発明の効果】

【０００８】

10

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を有する内視鏡装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【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Ca₃Sc₂Si₃O₁₂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。 20

【図７】Eu賦活のLa₂O₂Sの発光スペクトルを示している。

【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。 30

【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。 40

【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】

50

光源装置 10 は、第 1 の半導体レーザー 22 A 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 82 A と、第 2 の半導体レーザー 22 B 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 82 B 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 30 A を介して第 1 の光源部 20 A 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 30 B を介して第 2 の光源部 20 B 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。

10

【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。

20

【0016】

第 1 の半導体レーザー 22 A は、波長 460 nm の青色のレーザー光を発し、第 2 半導体レーザー 22 B は、波長 415 nm 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、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 22 A 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 22 B の発する波長 415 nm の青紫色光はほとんど透過する。

30

【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 22 A 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 22 A をオンにすると、第 1 の半導体レーザー 22 A 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 22 A 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 30 A に入射する。光ファイバー 30 A に入射したレーザー光は、光ファイバー 30 A 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。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

40

50

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。

【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。

【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波長415nm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415nm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、430nm以下の波長の光や480nm以上の波長の光を使用してよい。

【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460nm~530nm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500nm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。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【0027】

第3の半導体レーザー22Cは、波長375nm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375nm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、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。

20

30

【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

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

【0033】

<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。

30

【0034】

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。

【0035】

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

【0036】

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

50

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。

【0037】

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30B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に入射した青紫色光は、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。

10

【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、光カプラー40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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 460 nm 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 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。

【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】

<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。

【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。

【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い。

【００５２】

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１３０の近傍に波長変換部６０を配置してもよく、また、波長変換部６０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１３０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。

10

【００５３】

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】

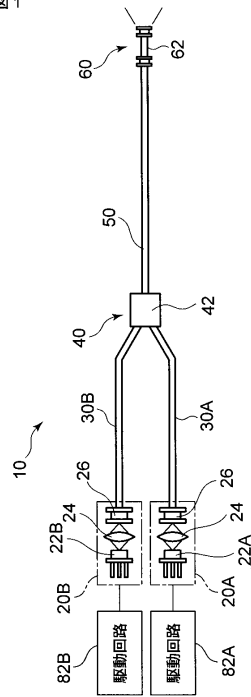
【００５４】

１０，１０Ａ，１０Ｂ…光源装置、２０Ａ，２０Ｂ，２０Ｃ…光源部、２２Ａ，２２Ｂ，２２Ｃ…半導体レーザー、２４…レンズ、２６…結合素子、３０Ａ，３０Ｂ，３０Ｃ…光ファイバー、４０…光ファイバーカプラー、４２，４２Ａ…光ファイバーカプラー、５０…光ファイバー、６０…波長変換部、６２，６２Ａ…蛍光体ユニット、６４Ａ…Ｒ蛍光体、６４Ｂ…Ｇ蛍光体、６４Ｃ…Ｂ蛍光体、６６Ａ，６６Ｂ，６６Ｃ…領域、８２Ａ，８２Ｂ，８２Ｃ…駆動回路、１００…内視鏡装置、１１０…操作部、１２０…挿入部、１３０…内視鏡先端部、１３２Ａ，１３２Ｂ，１３２Ｃ…先端金属部材、１３４Ａ，１３４Ｂ…断熱材、１３６…個体撮像装置、１３８…送気送水ノズル、１４０…吸引チャンネル、１４２…ライトガイドユニット、１４４…カバー。

20

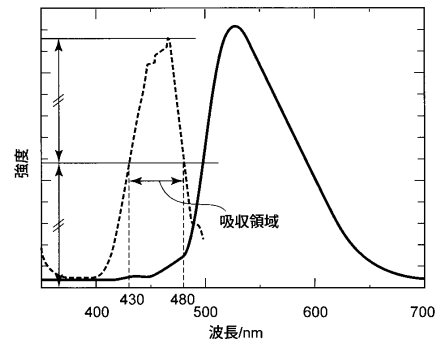
【図 1】

図 1



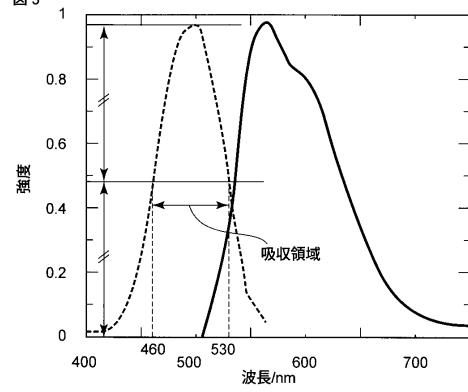
【図 2】

図 2



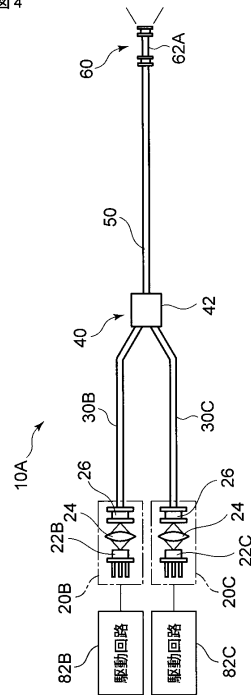
【図 3】

図 3



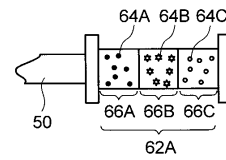
【図 4】

図 4



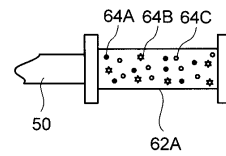
【図 5】

図 5



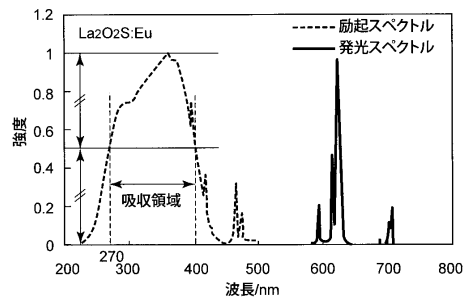
【図 6】

図 6



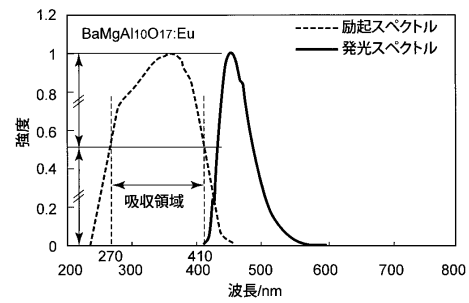
【図 7】

図 7



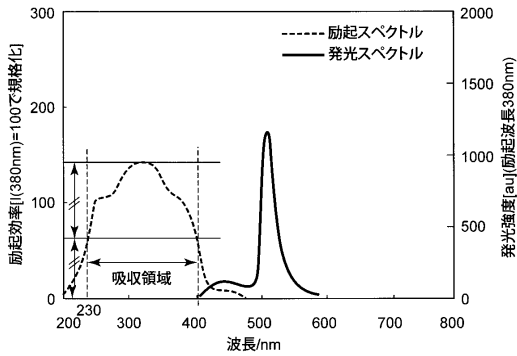
【図 9】

図 9



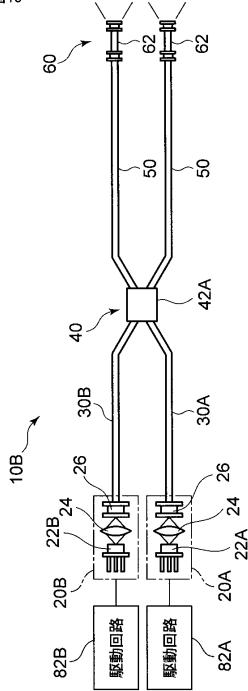
【図 8】

図 8



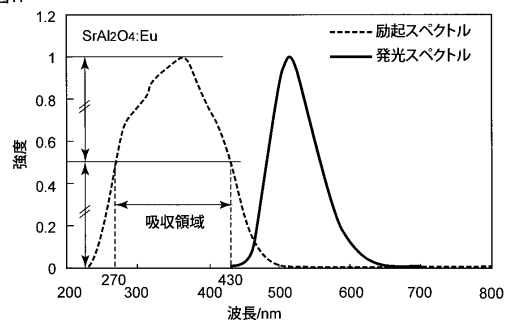
【図 10】

図10



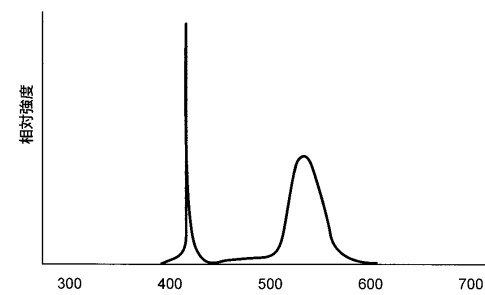
【図 11】

図11



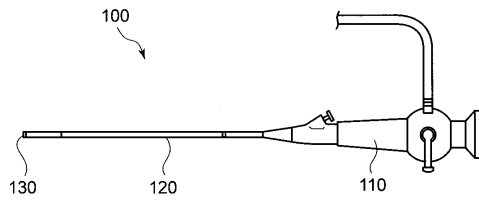
【図 12】

図12



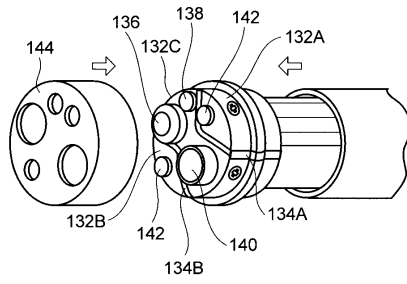
【図 13】

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43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 増渕 俊仁

- (56)参考文献 特開2006-296656 (JP, A)
特表2003-520635 (JP, A)
特表2005-502083 (JP, A)
特開2006-173324 (JP, A)
特開2005-198794 (JP, A)
特開2006-167305 (JP, A)
特開2006-026128 (JP, A)
特開平07-155291 (JP, A)
特開2006-346185 (JP, A)
特開2000-208815 (JP, A)
特表2006-526428 (JP, A)
米国特許出願公開第2003/0042493 (US, A1)
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)
加藤正之 他, 『新しい消化管画像診断とその治療への応用 胃隆起型腫瘍性病変に対する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 (N

BI) 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ー ー進化を遂げる内視鏡の世界ー』, 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, 2007年, 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

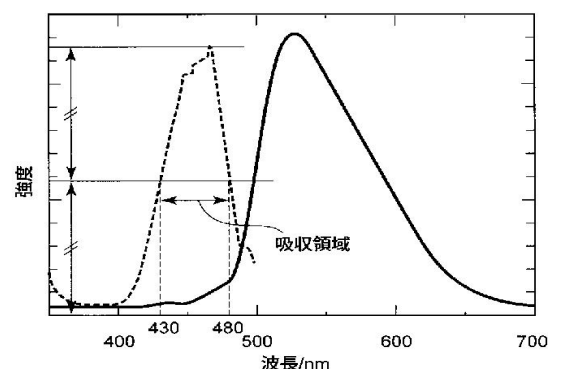
专利名称(译)	具有光源装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5698779B2	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2013055463	申请日	2013-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤毅		
发明人	伊藤 毅		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.U A61B1/06.A A61B1/06.C A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/WW17		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2013116379A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有能够改变发光颜色的小型光源装置的内窥镜装置。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发射波长为415nm的蓝紫光。尽管荧光体单元62通过吸收从第一半导体激光器22A发射的蓝色发射具有约530nm波长的光，但是从第二半导体激光器22B发射的蓝紫光几乎透射通过荧光体单元62。

【图 2】

图 2



【图 3】