

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2014-223551
(P2014-223551A)

(43) 公開日 平成26年12月4日(2014.12.4)

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

審査請求 有 請求項の数 22 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2014-170647 (P2014-170647)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年8月25日 (2014. 8. 25)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-55463 (P2013-55463) 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
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176 弁理士 砂川 克

最終頁に続く

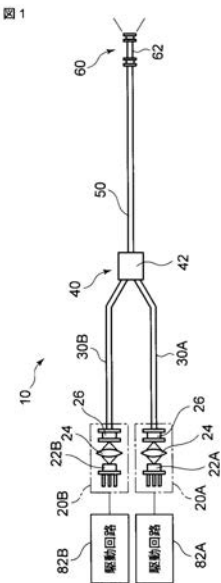
(54) 【発明の名称】 光源装置およびそれを搭載する内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 光源装置10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、蛍光体ユニット62とを有している。第1の半導体レーザー22Aは、波長460nmの青色光を発し、第2の半導体レーザー22Bは、波長415nmの青紫色光を発する。蛍光体ユニット62は、第1の半導体レーザー22Aの発する青色光を吸収して波長530nm程度の光を発するが、第2の半導体レーザー22Bの発する青紫色光はほとんど透過する。

【選択図】 図1



【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 の光で励起され、前記第 1 の波長と少なくとも一部異なる第 3 の波長領域を有する第 1 の蛍光を発光し、発光された前記第 1 の蛍光を出射する、又は、前記第 1 の光の一部によって発光された前記第 1 の蛍光と、透過する前記第 1 の光の残りの一部と、を混合して出射すると共に、前記第 2 の光の少なくとも一部を通過させる、所定の吸収領域を有する蛍光体とを備え、

10

前記第 2 の光が前記蛍光体を通過する際に、前記第 2 の光で励起されて、前記蛍光体から発光する第 2 の蛍光は、前記第 1 の光で励起されて、前記蛍光体から発光する前記第 1 の蛍光よりも小さく、

前記第 1 の光が入射された際には、前記蛍光体から、前記第 1 の蛍光、または前記第 1 の蛍光と前記第 1 の光とが混合された光が出射される一方、前記第 2 の光が入射された際には、前記蛍光体から、前記第 2 の光、または前記第 2 の蛍光が混合された前記第 2 の光が出射されるように、前記第 1 の狭帯域光源、前記第 2 の狭帯域光源および前記蛍光体を組み合わせてなる光源装置。

【請求項 2】

前記第 1 の光が入射された際には、前記蛍光体は、前記第 1 の蛍光と前記第 1 の光とが混合された光を出射する請求項 1 に記載の光源装置。

20

【請求項 3】

前記第 1 の狭帯域光源および前記第 2 の狭帯域光源と、前記蛍光体との間に配設される光ファイバーと、

前記第 2 の狭帯域光源からの出射光と、前記第 1 の狭帯域光源からの出射光との光路を合流させて前記光ファイバーに導入する光結合部と、をさらに備える請求項 1 または 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記第 1 の狭帯域光源が射出する光は、青色と青緑色と近紫外波長領域とのいずれかを有する第 1 のレーザー光であって、

30

前記第 2 の狭帯域光源が射出する光は、前記第 1 のレーザー光とは異なる中心発光波長を有し、青紫色の第 2 のレーザー光であり、

前記蛍光体は、前記第 1 の狭帯域光源および前記第 2 狭帯域光源から離間され、前記第 1 の狭帯域光源および前記第 2 の狭帯域光源の共通する出射光光路上に配置され、

前記 1 のレーザー光と、該レーザー光により前記蛍光体が発する蛍光とによって略白色光が生成される請求項 1 ないし 3 のいずれひとつに記載の光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 のレーザー光は青色であり、

前記第 1 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれ、

前記第 2 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれない請求項 4 に記載の光源装置。

40

【請求項 6】

前記第 1 のレーザー光は青緑色であり、

前記第 1 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれ、

前記第 2 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれない請求項 4 に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記蛍光体は少なくとも第 1 の蛍光体と第 2 の蛍光体とを含み、

前記第 1 のレーザー光は青色であり、

50

前記第 1 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれ、
前記第 2 のレーザー光のピーク波長は、前記第 1 の蛍光体の吸収領域と前記第 2 の蛍光体の吸収領域との少なくともいずれかに含まれ、
前記第 2 のレーザー光の少なくとも一部が前記吸収領域に吸収されることによって、緑色の前記第 2 の蛍光が発光され、
前記第 2 のレーザー光と前記第 2 の蛍光はいずれもヘモグロビンの吸収波長に含まれる請求項 4 に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記蛍光体は少なくとも第 1 の蛍光体と第 2 の蛍光体と第三の蛍光体とを含み、
前記第 1 のレーザー光は近紫外波長領域であり、
前記第 1 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれ、
前記第 2 のレーザー光のピーク波長は、前記蛍光体の前記所定の吸収領域に含まれず、
前記第 1 のレーザー光のピーク波長は、前記第 1 の蛍光体と前記第 2 の蛍光体と前記第三の蛍光体のいずれの吸収領域にも含まれる請求項 4 に記載の光源装置。

【請求項 9】

さらに、前記第 1 及び第 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有する請求項 1 ないし 8 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 10】

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である請求項 9 に記載の光源装置。

【請求項 11】

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 9 または 10 に記載の光源装置。

【請求項 12】

前記光ファイバーは、前記第 1 の光と、前記第 2 の光と、を導光する同一の 1 本の光ファイバーであり、
前記蛍光体は、前記 1 本の光ファイバーの出射端に配置される請求項 1 ないし 11 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 13】

前記蛍光体は、前記 1 本の光ファイバーの射出端に配置された蛍光体ユニットに搭載されている請求項 1 ないし 12 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 14】

前記蛍光体ユニットは内視鏡の先端部近傍に配置されている請求項 13 に記載の光源装置。

【請求項 15】

前記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吸収領域と定義したとき、

第 1 の光のピーク波長は前記吸収領域に含まれ、第 2 の光のピーク波長は前記吸収領域に含まれないように形成されている請求項 1 ないし 14 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 16】

前記蛍光体は、前記第 2 の光をほとんど透過させる請求項 1 ないし 15 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 17】

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第 1 の照明光とし、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第 2 の照明光としたとき、

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、

10

20

30

40

50

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請求項 1 ないし 16 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 18】

前記第 1 の光を前記蛍光体に照射したときに前記蛍光体から出射される第 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 の光を前記蛍光体に照射したときに前記蛍光体から出射される第 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 ないし 17 のいずれかひとつに記載の光源装置。

10

【請求項 19】

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 ないし 18 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 20】

前記第 3 の波長領域は、前記第 1 の波長領域と前記第 2 の波長領域とのいずれよりも広帯域である請求項 1 ないし 19 のいずれかひとつに記載の光源装置。

【請求項 21】

請求項 1 ないし 20 のいずれかひとつに記載の光源装置を搭載する内視鏡装置。

【請求項 22】

撮像部をさらに備える請求項 21 に記載の内視鏡装置。

20

【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。

30

【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】

40

【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】

50

本発明は、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、前記第 1 の光で励起され、前記第 1 の波長と少なくとも一部異なる第 3 の波長領域を有する第 1 の蛍光を発光し、発光された前記第 1 の蛍光を出射する、又は、前記第 1 の光の一部によって発光された前記第 1 の蛍光と、透過する前記第 1 の光の残りの一部と、を混合して出射すると共に、前記第 2 の光の少なくとも一部を通過させる、所定の吸収領域を有する蛍光体とを備え、前記第 2 の光が前記蛍光体を通過する際に、前記第 2 の光で励起されて、前記蛍光体から発光する第 2 の蛍光は、前記第 1 の光で励起されて、前記蛍光体から発光する前記第 1 の蛍光よりも小さく、前記第 1 の光が入射された際には、前記蛍光体から、前記第 1 の蛍光、または前記第 1 の蛍光と前記第 1 の光とが混合された光が出射される一方、前記第 2 の光が入射された際には、前記蛍光体から、前記第 2 の光、または前記第 2 の蛍光が混合された前記第 2 の光が出射されるように、前記第 1 の狭帯域光源、前記第 2 の狭帯域光源および前記蛍光体を組み合わせる。

10

【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】

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

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

50

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することもできるし、結合部そのものを光カプラーとすることもできる。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。

【0016】

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し、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。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 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 の半導体レーザー 22B の発する波長 415 nm の青紫色光はほとんど透過する。

【0017】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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 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。

20

【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 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。

30

【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。

40

【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

50

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La₂O₂S（赤色）、Eu、Mn共賦活のBaMgAl₁₀O₁₇（緑色）、Eu賦活のBaMgAl₁₀O₁₇（青色）であってよい。Eu賦活のLa₂O₂S（赤色）の発光スペクトルを図7に、Eu、Mn共賦活のBaMgAl₁₀O₁₇（緑色）の発光スペクトルを図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。

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

40

50

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。

【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 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、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 4 1 5 n m 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。

【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 4 1 5 n m 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 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。

【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 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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

【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。

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。

20

【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 >

30

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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 4 2 ... ライトガイドユニット、 1 4 4 ... カバー。

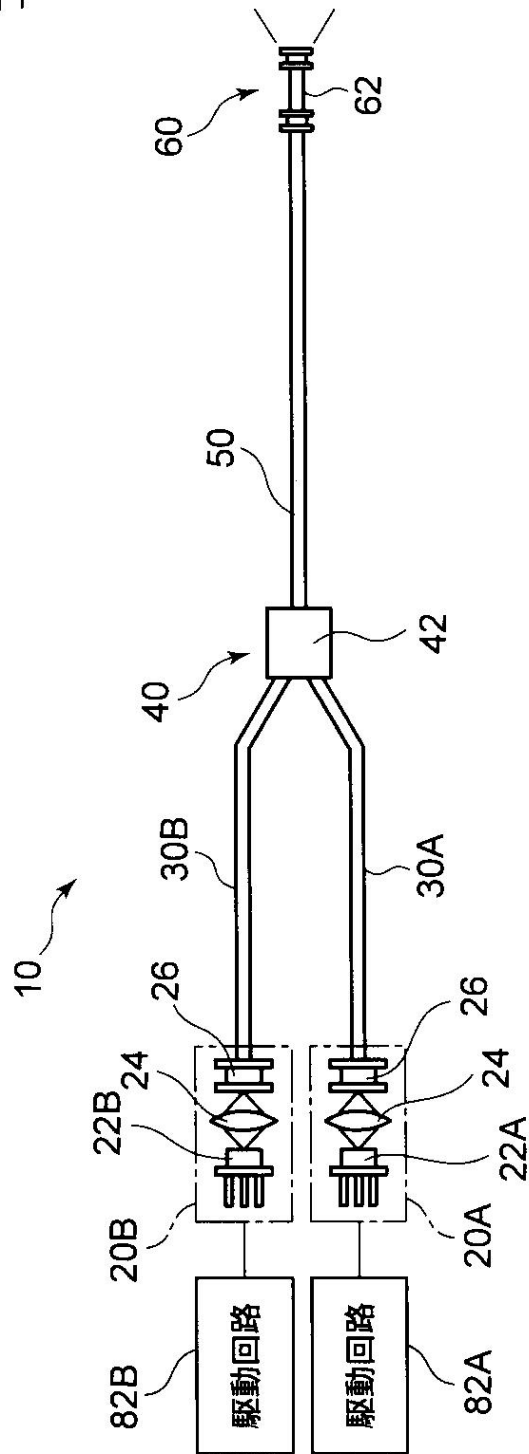
10

20

30

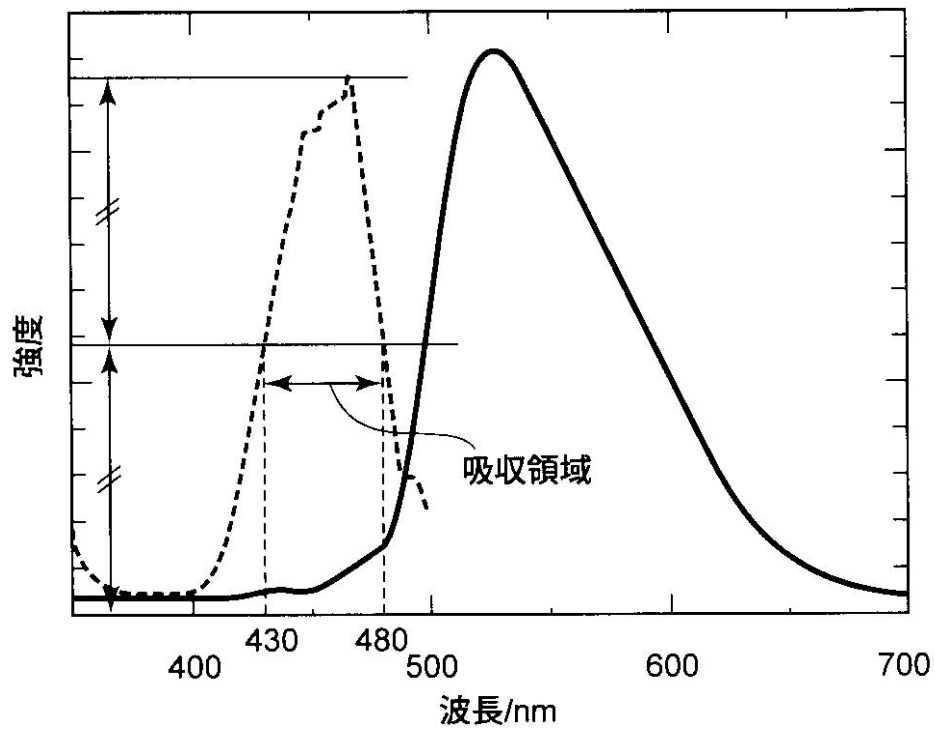
【図 1】

図 1



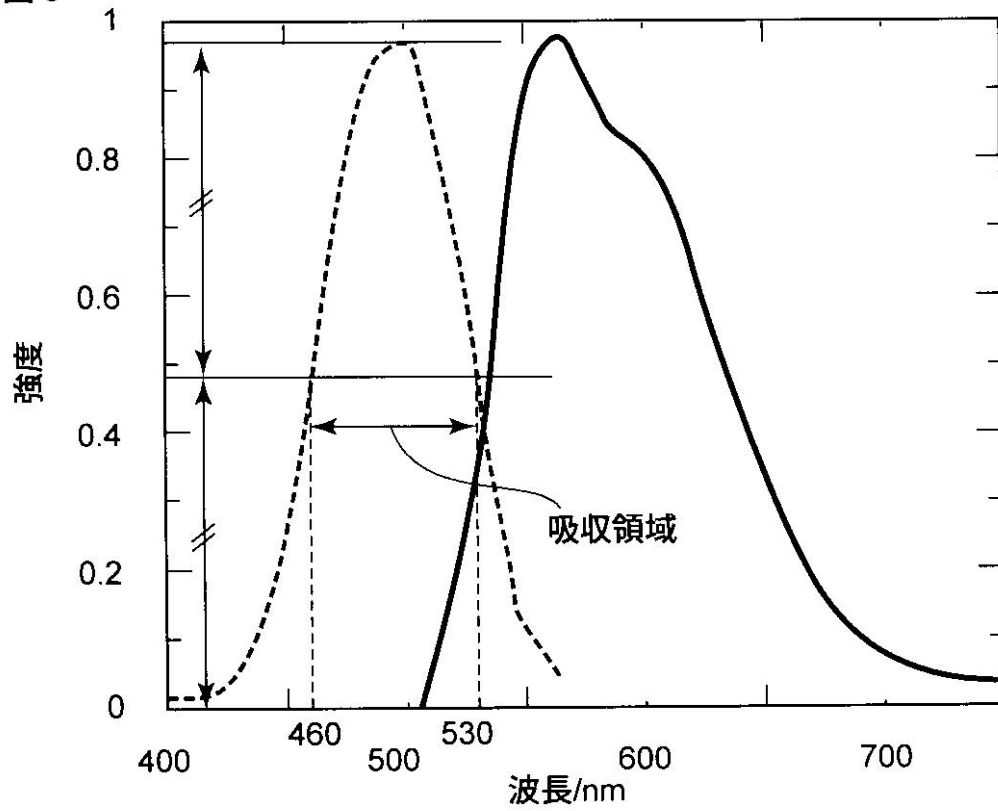
【図 2】

図 2



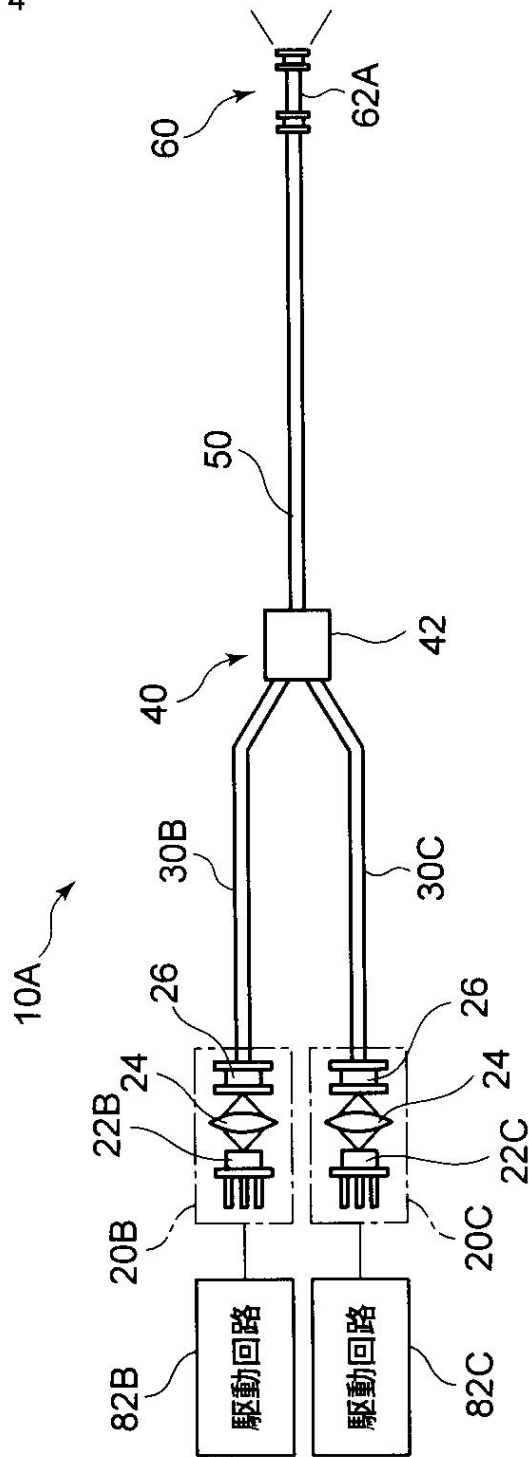
【図 3】

図 3



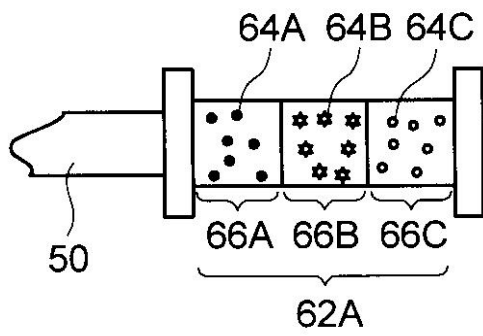
【図 4】

図 4



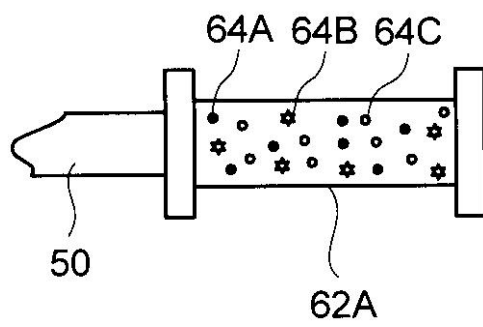
【図 5】

図 5



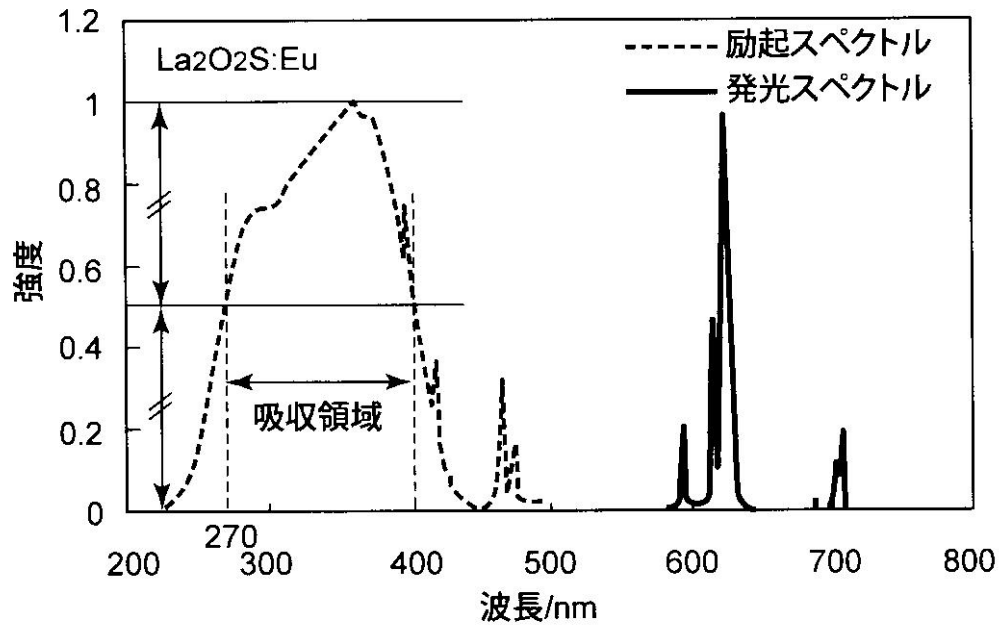
【図 6】

図 6



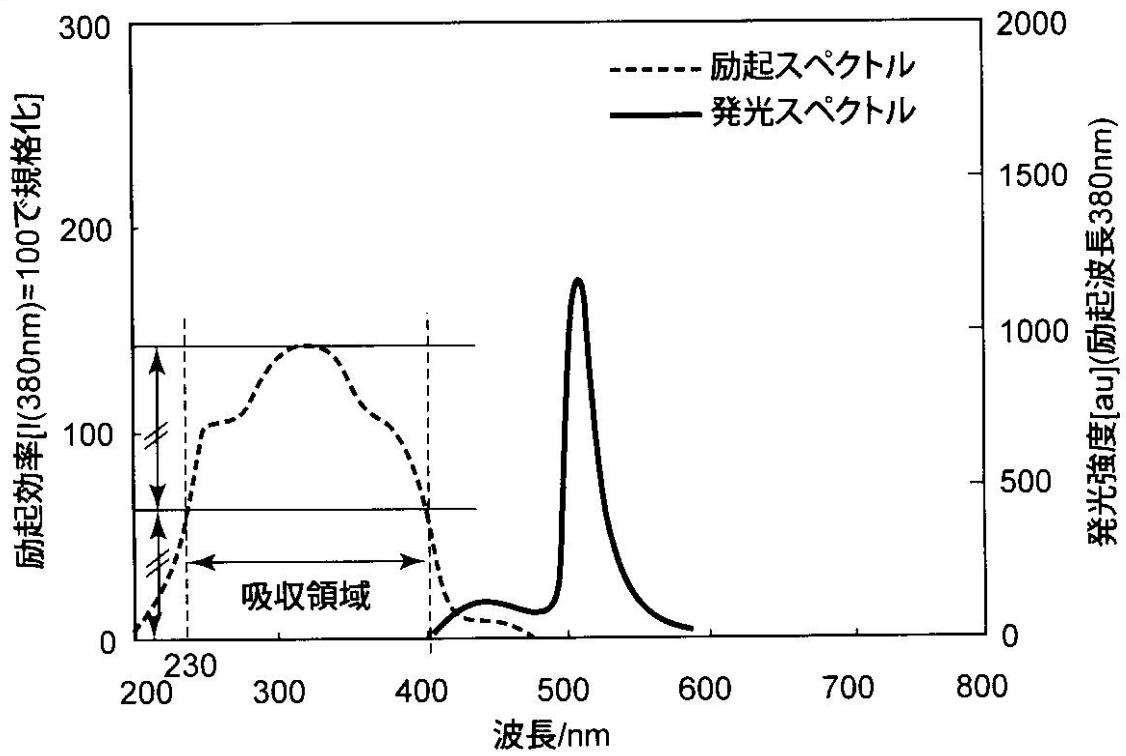
【図 7】

図 7



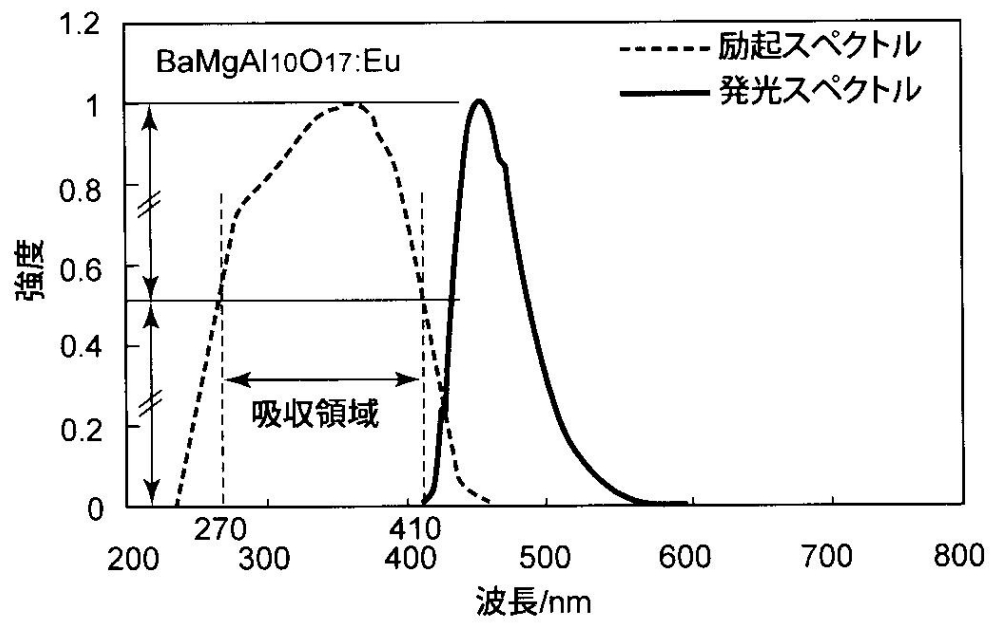
【図 8】

図 8



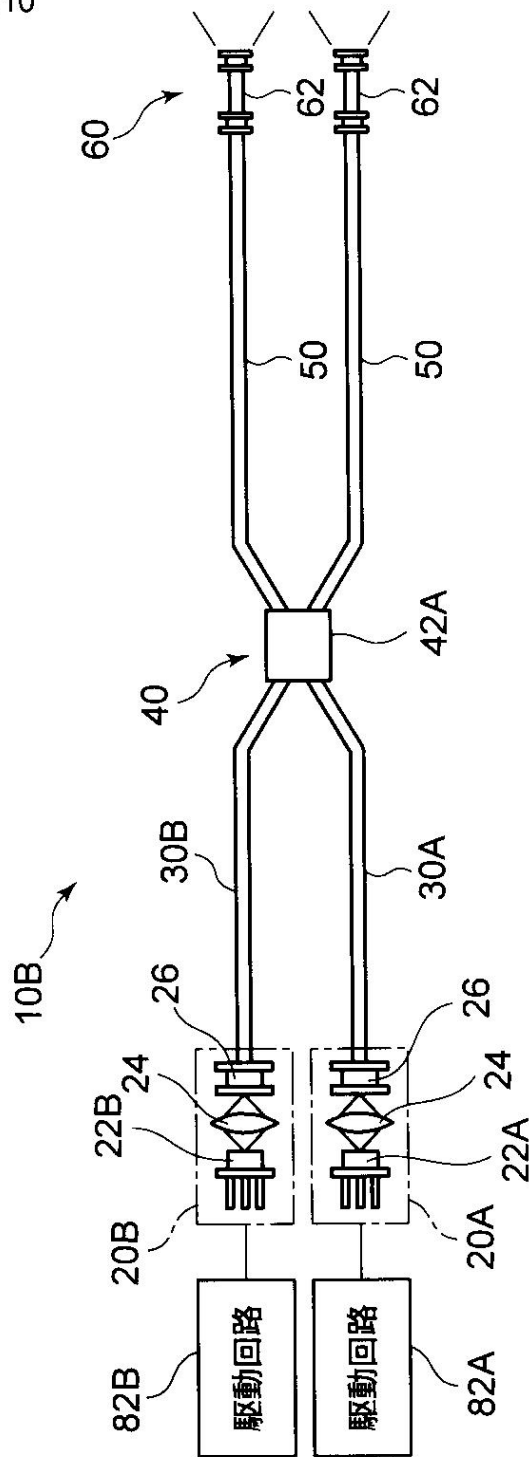
【図 9】

図 9



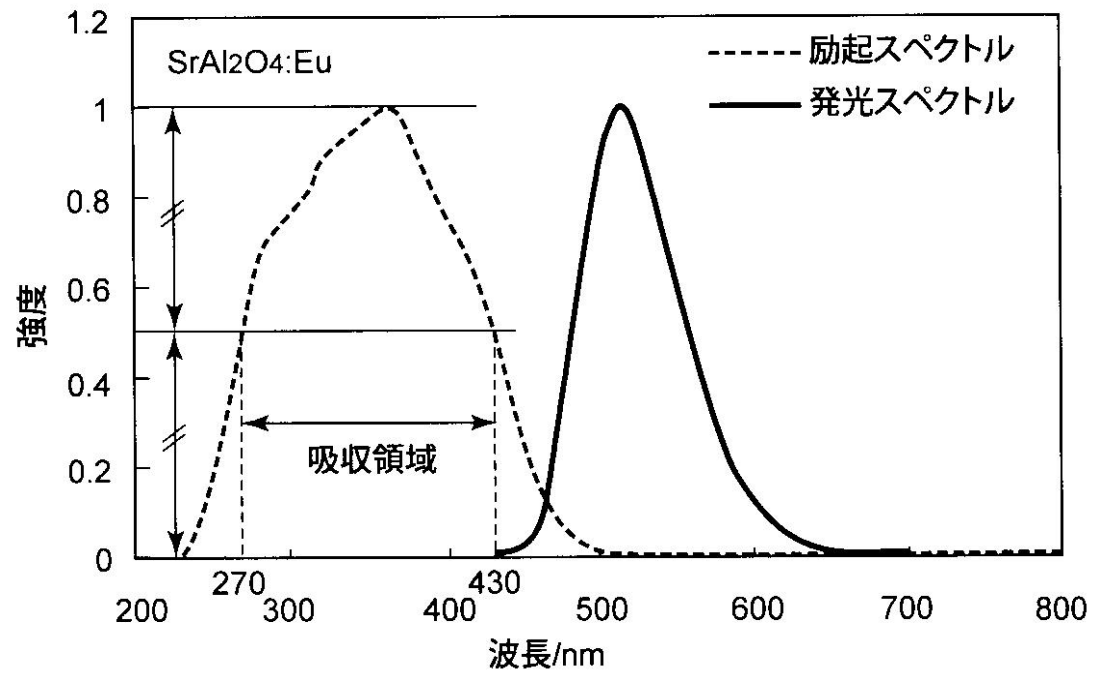
【図10】

図10



【図 1 1】

図11



【図 1 2】

図12

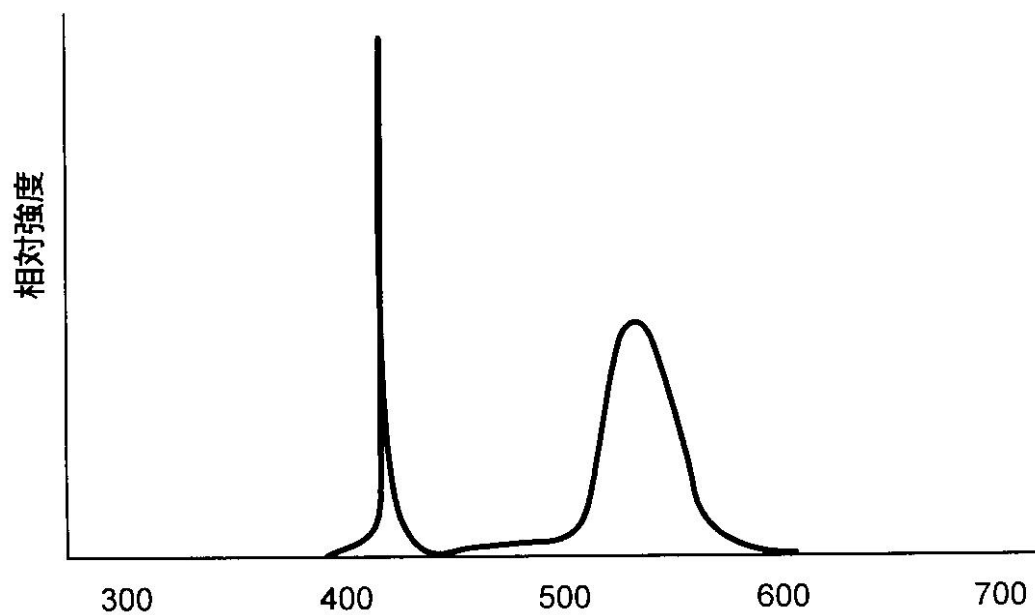


图13

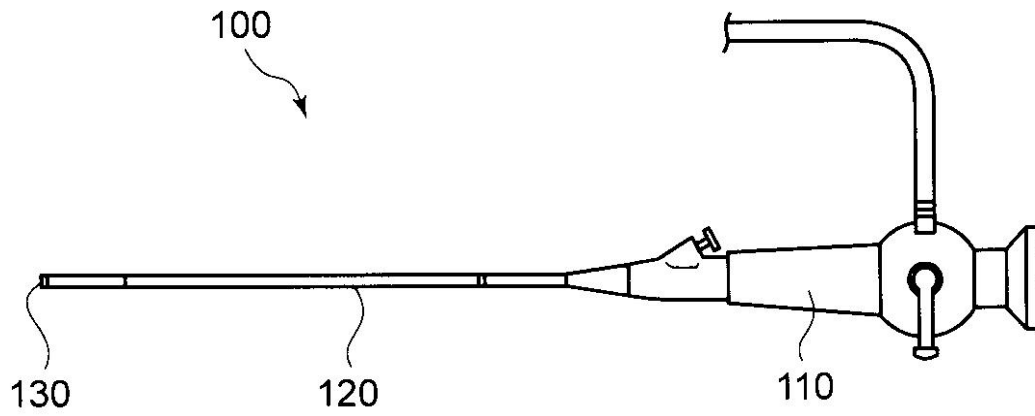
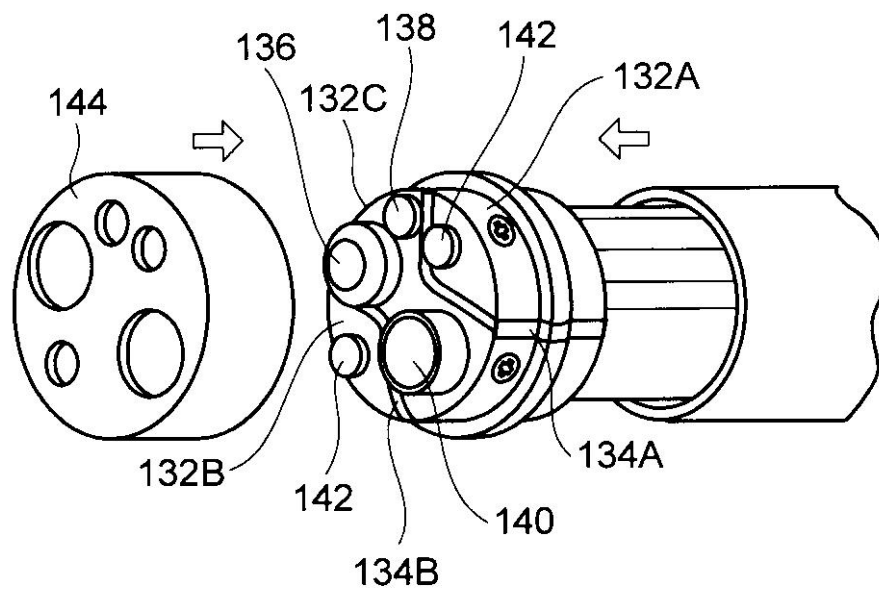


图14



フロントページの続き

(74)代理人 100158805

弁理士 井関 守三

(74)代理人 100179062

弁理士 井上 正

(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

(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

F ターム(参考) 2H040 CA11 CA12

4C161 GG01

专利名称(译)	光源装置和安装该光源装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2014223551A	公开(公告)日	2014-12-04
申请号	JP2014170647	申请日	2014-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤 毅		
发明人	伊藤 毅		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/06.531 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA12 4C161/GG01		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP5890493B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种小型光源装置，能够切换发射光的颜色。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。荧光体单元62吸收从第一半导体激光器22A发射的蓝光并且发射具有大约530nm的波长的光，但是几乎透射从第二半导体激光器22B发射的蓝紫光。[选型图]图1

