

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5216429号
(P5216429)

(45) 発行日 平成25年6月19日 (2013. 6. 19)

(24) 登録日 平成25年3月8日 (2013. 3. 8)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-156032 (P2008-156032)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成20年6月13日 (2008. 6. 13)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2009-297311 (P2009-297311A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成21年12月24日 (2009. 12. 24)	(74) 代理人	100115107
審査請求日	平成23年2月15日 (2011. 2. 15)		弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100151194
			弁理士 尾澤 俊之
		(74) 代理人	100164758
			弁理士 長谷川 博道
		(72) 発明者	砂川 寛
			神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	水由 明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置および内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

近紫外レーザ光を出射する近紫外レーザ光源、該近紫外レーザ光源とは異なる中心発光波長を有する青色レーザ光源、前記近紫外レーザ光源および前記青色レーザ光源から離間され、前記近紫外レーザ光源および前記青色レーザ光源の共通する出射光光路上に配置され、所定の励起波長帯の光を吸収して蛍光を発する蛍光体、前記近紫外レーザ光源および前記青色レーザ光源と、前記蛍光体との間に配設される光ファイバー、前記近紫外レーザ光源からの出射光と、前記青色レーザ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カップリング手段、前記近紫外レーザ光源からの光と、前記青色レーザ光源からの光とを選択的に切り換えて前記蛍光体に照射できる切り換え手段、を備え、前記近紫外レーザ光源の出射光と、該出射光により前記蛍光体が発する蛍光とによって白色光が生成され、前記青色レーザ光源が、互いに異なる発光波長を有する複数の光源からなり、前記所定の励起波長帯に、前記近紫外レーザ光源の中心発光波長が含まれ、前記青色レーザ光源の中心発光波長が含まれない光源装置。

【請求項2】

請求項1記載の光源装置であって、

10

20

前記近紫外レーザ光源からの励起光を吸収する励起光カットフィルターが前記蛍光体の光路前方に配置された光源装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の光源装置と、

前記光源装置による光照射領域からの光を検出して画像信号を生成する撮像素子を備えた撮像手段と、

を備えた内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の内視鏡装置であって、

前記近紫外レーザ光源からの出射光が、前記撮像素子の分光感度特性の短波長側検出限界より短い波長である内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光源装置および内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より広く使用されている内視鏡装置は、光源装置内のランプからの照明光を内視鏡挿入部に沿って設けたライトガイドにより導光し、このライトガイドで導光された照明光を内視鏡挿入部の先端の照明窓から出射して、検査対象部位を照明する構成になっている。これに対し、青色レーザ光を光ファイバーにより内視鏡挿入部先端側に導き、光ファイバー先端に配置された蛍光体をその青色レーザ光により励起発光させて、白色照明光を照射する光源装置が特許文献 1 に記載されている。この光源装置によれば、従来のファイバーバンドルに比べ外径が細いので、経鼻内視鏡のようにスコープ外形が細いことが要求される場合などに好適に利用できる。しかし、この場合、450～480nm 付近の光量が不足し、従来の内視鏡照明光（Xe ランプ）が有する波長 430～680nm 付近までの連続スペクトルと比較すると、演色性に乏しくなる不利があった。

20

【0003】

また、内視鏡診断においては、上記の白色照明光による観察に加えて、特定の波長帯域の光で照明した画像を利用する特殊光診断と呼ばれる手法がある（例えば特許文献 2、3 参照）。その場合の照明光は、特定の狭い波長帯域の光が用いられる。特殊光診断では、例えば粘膜層あるいは粘膜下層に発生する新生血管を明瞭に観察でき、通常の観察像では得られない粘膜表面の微細構造の描写が可能であるため、例えば、病変の診断や癌の早期発見等に有益に供されている。

30

【0004】

ところで、上記のレーザ光と蛍光体を組み合わせて得る白色照明光の他に、特殊光診断用に特定の波長帯域の光を出射させるには、その特定の波長帯域の光を蛍光体の励起光と共に光ファイバーに合波すればよい。図 12 に通常照明時（白色照明光による照明）を（a）、特殊光照明時（特定波長帯域の光による照明）を（b）として、それぞれの励起スペクトルおよび発光スペクトルを示した。同図（a）に示すように、励起光は蛍光体が励起発光する励起波長帯 W 内の波長光であり、この励起光によって、蛍光体は発光スペクトルで示される波長成分の光を励起発光する。ところが同図（b）に示すように、特殊光照明時において、特定の波長帯域の光が励起波長帯 W 内の波長光であると、蛍光体から不要な蛍光が発生し、特定の波長帯域特有の観察画像が得られないことがある。

40

【特許文献 1】特開 2005-205195 号公報

【特許文献 2】特開 2001-170009 号公報

【特許文献 3】特開 2005-198794 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

50

本発明は、このような状況に鑑みてなされたもので、複数の異なる波長帯の光を、同一の蛍光体を通して出射光を得る場合に、特定の波長帯の光にのみ蛍光体を励起発光させ、他の波長帯の光は蛍光体を励起発光させずに通過させることで、蛍光体の発光光と、他の波長帯の光とを相互干渉なく個別に取り出すことのできる光源装置、およびこの光源装置を用いて複数種の照明光下で良好な観察画像が得られる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、下記構成からなる。

(1) 近紫外レーザ光を出射する近紫外レーザ光源、

該近紫外レーザ光源とは異なる中心発光波長を有する青色レーザ光源、

前記近紫外レーザ光源および前記青色レーザ光源から離間され、前記近紫外レーザ光源および前記青色レーザ光源の共通する出射光光路上に配置され、所定の励起波長帯の光を吸収して蛍光を発する蛍光体、

前記近紫外レーザ光源および前記青色レーザ光源と、前記蛍光体との間に配設される光ファイバー、

前記近紫外レーザ光源からの出射光と、前記青色レーザ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カップリング手段、

前記近紫外レーザ光源からの光と、前記青色レーザ光源からの光とを選択的に切り換えて前記蛍光体に照射できる切り換え手段、を備え、

前記近紫外レーザ光源の出射光と、該出射光により前記蛍光体が発する蛍光とによって白色光が生成され、

前記青色レーザ光源が、互いに異なる発光波長を有する複数の光源からなり、

前記所定の励起波長帯に、前記近紫外レーザ光源の中心発光波長が含まれ、前記青色レーザ光源の中心発光波長が含まれない光源装置。

この光源装置によれば、第1の光源からの光が蛍光体に照射されたときに蛍光体から蛍光が発生し、第2の光源からの光が蛍光体に照射されたときには、蛍光体を励起発光させることなく通過する。これにより、第1の光源からの光と蛍光体が発する蛍光、および第2の光源からの光を相互干渉なく選択的に出射させることができる。

また、この光源装置によれば、第1の光源および第2の光源からの光を光ファイバーを通じて蛍光体に照射することで、各光源と蛍光体との双方の配置の自由度を高められる。また、細径である光ファイバーにより接続されるため、接続経路を細く形成することができる。

また、この光源装置によれば、一本の光ファイバーにより第1の光源および第2の光源からの光が蛍光体まで導光され、さらなる接続経路の細径化が図られる。

また、この光源装置によれば、第1の光源の出射光が蛍光体に照射され、この蛍光体から発せられる蛍光によって白色光が生成するため、蛍光体材料や第1の光源の種類を変更することで、任意の波長成分の光強度を容易に設計でき、目的とする白色光を簡単に生成することができる。

また、この光源装置によれば、レーザ光により狭波長帯域の光を出射させることができる。

また、この光源装置によれば、複数の光源からの光を出射でき、目的に応じた照明が行える。

(2) (1) 記載の光源装置であって、

前記近紫外レーザ光源からの励起光を吸収する励起光カットフィルターが前記蛍光体の光路前方に配置された光源装置。

この光源装置によれば、蛍光体を励起発光させた励起光を蛍光体より光路前方で除くことで、無用な光の出射をなくすことができる。

(3) (1) 又は(2) 記載の光源装置と、

前記光源装置による光照射領域からの光を検出して画像信号を生成する撮像素子を備え

10

20

30

40

50

た撮像手段と、
を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、光源装置から出射される光を被検体に照射し、被検体からの光を撮像素子で取り込んで被検体の観察画像信号を生成することで、異なる波長帯域の光による照明画像をそれぞれ取得することができる。

(4) (3) 記載の内視鏡装置であって、

前記近紫外レーザ光源からの出射光が、前記撮像素子の分光感度特性の短波長側検出限界より短い波長である内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、近紫外レーザ光源からの出射光が撮像素子により検出されることがなくなり、近紫外レーザ光源による光を画像信号から分離抽出する等の処理を簡単に省くことができる。

【発明の効果】

【0034】

本発明の光源装置によれば、複数の異なる波長帯の光を、同一の蛍光体を通して出射光を得る場合に、特定の波長帯の光にのみ蛍光体を励起発光させ、他の波長帯の光は蛍光体を励起発光させずに通過させることで、蛍光体の発光光と、他の波長帯の光とを相互干渉なく個別に取り出すことができる。

また本発明の内視鏡装置によれば、複数種の照明光下で良好な観察画像が得られ、これにより、高い精度の特殊光診断が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

以下に、光源装置および撮像装置を用いて構成した内視鏡装置に基づいて、その好適な実施の形態を、図面を参照して詳細に説明する。

なお、本発明は第2～第4の実施形態に対応し、第1の実施形態は前提となる参考例として示すものである。

<第1の実施形態>

図1に本実施形態の内視鏡装置の概念的な構成図を示した。

本実施形態の内視鏡装置100は、主に、内視鏡10、光源装置20、画像処理装置30、モニタ40を備えて構成される。

内視鏡10は、本体操作部11と、この本体操作部11に連設され、被検体（体腔）内に挿入される内視鏡挿入部13とを備える。内視鏡挿入部13の先端部には撮像光学系である撮像素子15と撮像レンズ17が配置され、また、撮像光学系の近傍には照明光学系の照明用光学部材19とこれに接続される光ファイバー21が配置されている。光ファイバー21は詳細を後述する光源装置20の光源部31に接続され、撮像素子15からの撮像信号は画像処理装置30に入力される。

【0036】

撮像素子15は、CCD(charge coupled device)やCMOS(Complementary Metal-oxide Semiconductor)等の撮像素子が使用され、その撮像信号は、制御部29からの指令に基づいて撮像信号処理部27によって画像データに変換されて適宜の画像処理が施される。制御部29は、撮像信号処理部27から出力される画像データを撮像画像表示手段であるモニタ40に映出したり、図示しないLAN等のネットワークに接続して画像データを含む情報を配信する。また、制御部29には、撮像信号を保存するための第1のメモリ51と、第2のメモリ52が接続されている。これら第1のメモリ51、第2のメモリ53については後述する。

【0037】

次に、照明光学系の構成例を説明する。

図2は図1に示す光源装置20の光学系の構成図である。

本実施形態の光源装置20は、中心波長380nmの近紫外レーザ光源（第1の光源）33と、中心波長445nmの青色レーザ光源（第2の光源）35と、近紫外レーザ光源33および青色レーザ光源35からのレーザ光をそれぞれ平行光化するコリメータレンズ

10

20

30

40

50

37, 37と、2本のレーザ光を偏光合波する光カップリング手段であるダイクロイックプリズム39と、ダイクロイックプリズム39で同一光軸上に合波されたレーザ光を光ファイバー21の一端に集光する集光レンズ41と、を光源部31に備える。光ファイバー21の他端側の照明用光学部材19は、近紫外レーザ光源33からのレーザ光を励起光として発光する蛍光体43を含んで構成される。蛍光体43は、近紫外レーザ光源33および青色レーザ光源35から離間した位置で双方に共通する出射光路上に配置され、所定の励起波長帯の光を吸収して蛍光を発する。この励起波長帯に、近紫外レーザ光源33の発光波長が含まれ、青色レーザ光源35の発光波長が含まれないようにされている。したがって、蛍光体43は近紫外レーザ光源33からのレーザ光により蛍光を発生し、青色レーザ光源35からのレーザ光によっては蛍光を発せずに、このレーザ光を拡散させて光路前方へ出射させる。つまり、直進性の高いレーザ光から、光軸に対して片側60°~70°の拡散角を有する拡散光として青色レーザ光を出射させ、照度むらのない照明光を出射させている。なお、照明用光学部材19として、他にレンズやフィルター等を設けてもよい。また、光源部31は、内視鏡10の本体操作部11内に配置する構成としても良い。

10

【0038】

制御部29は、近紫外レーザ光源33と青色レーザ光源35からの各レーザ光の出射制御を行い、近紫外レーザ光源33は、制御部29からの指令に基づいて出射光量を制御しつつ近紫外レーザ光を出射し、この出射光が光ファイバー21を通じて内視鏡挿入部13の蛍光体43に照射される。

【0039】

20

ここで、近紫外レーザ光源33としては、InGaN半導体レーザ、青色レーザ光源35としては、InGaNマルチモード半導体レーザが使用できる。

【0040】

蛍光体43としては、例えば、特開2006-2115号公報に記載のような、添加元素として鉛(Pb)を含み、4硫化2ガリウムカルシウム(CaGa₂S₄)を母体とする結晶性の固体蛍光材料、あるいは、添加元素として鉛(Pb)とセリウム(Ce)を含み、4硫化2ガリウムカルシウム(CaGa₂S₄)を母体とする結晶性の固体蛍光材料が使用できる。この蛍光体材料によれば、約460nm~約660nmのほぼ可視全域に至る蛍光を得ることができ、白色光照明時における演色性が向上する。

【0041】

30

また、この他にも、緑色蛍光体であるLiTbW₂O₈(小田喜 勉、“白色LED用蛍光体について”、電子情報通信学会技術研究報告ED2005-28, CFM2005-20, SDM2005-28, pp.69-74(2005-05)等を参照)、ベータサイアロン(β-sialon:Eu)青色蛍光体(広崎 尚登、解 栄軍、佐久間 健、“サイアロン系信蛍光体とそれを用いた白色LEDの開発”、応用物理学会誌 第74巻、第11号、pp.1449-1452(2005)、あるいは、山元 明 東京工科大パイオニクス学部、応用物理学会誌 第76巻 第3号、p.241(2007)を参照)、CaAlSiN₃赤色蛍光体等を組み合わせて用いることができる。ベータサイアロンは、β型窒化ケイ素結晶にアルミニウムと酸とが固溶したSi_{6-z}Al₂O₂N_{8-z}(zは固溶量)の組成で示される結晶である。蛍光体43は、これらLiTbW₂O₈とベータサイアロン、CaAlSiN₃を混在させたものとしてもよく、また、これらの蛍光体を層状に重ねた構成としてもよい

40

なお、蛍光体43の光出射側に、不要な近紫外光の出射を抑制するための近紫外光の選択反射膜を設けると、近紫外光が蛍光体43に再入射されて、蛍光の発生をより強めることができる。

【0042】

光ファイバー21は、マルチモードファイバーであり、一例として、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3~0.5mmの細径なケーブルを使用できる。

【0043】

図3は、蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルおよび各光源からの光の分光強度を、(a)通常光照明時と(b)特殊光照明時で示すグラフである。(a)は、近紫外レー

50

ザ光源 33 からのレーザ光により波長変換された蛍光のスペクトル分布を示すグラフで、(b) は青色レーザ光源 35 からのレーザ光を出射した場合のスペクトル分布を示すグラフである。

図 3 (a) に示すように、近紫外レーザ光源 33 からのレーザ光は、波長 λ_1 (380 nm) の輝線で表され、蛍光体 43 は、この波長 λ_1 で励起スペクトル (図中波線で示す) のピークとなり、高効率で蛍光 (図中実線で示す) を発光する。これにより、近紫外レーザ光源 33 からのレーザ光が蛍光体 43 により波長変換され、白色光となって出射される。

また、図 3 (b) に示すように、近紫外レーザ光源 33 の出力を停止し、波長 λ_2 (445 nm) の青色レーザ光源 35 を蛍光体 43 に照射した場合、蛍光体 43 は、励起スペクトルの励起波長帯 W 内に励起光が存在しないため、蛍光を発することなく、青色レーザ光のみが出射される。つまり、複数の異なる波長帯の光を、同一の蛍光体 43 を通して出射光を得る際に、特定の波長帯の光にのみ蛍光体 43 を励起発光させ、他の波長帯の光は蛍光体 43 を励起発光させずに通過させる。これにより、蛍光体 43 の発光光と、他の波長帯の光とを相互干渉なく個別に取り出すことができる。

【0044】

次に、上記構成の光源装置 20 が組み込まれた内視鏡装置 100 の使用例を説明する。

図 1 に示すように、内視鏡装置 100 においては、内視鏡挿入部 13 を体腔内に挿入して、内視鏡挿入部 13 の先端から白色照明光および特色光を照明用光学部材 19 を通して出射させる。白色光と特色光は、制御部 29 によりそれぞれ切り換えて、いずれか一方のみを出射させる。そして、この出射光が被検体に照射された反射光等を、撮像レンズ 17 を通して撮像素子 15 で撮像する。撮像して得た撮像信号は、撮像信号処理部 27 によって適宜な画像処理を施して、モニタ 40 に出力する。あるいは記録媒体に保存する。

【0045】

このような撮像素子 15 を用いた撮像の際、体腔内で白色の照明光を照射して観察する通常の内視鏡診断時には、制御部 29 は、近紫外レーザ光源 33 の出力を ON にし、青色レーザ光源 35 の出力を OFF にする。この場合には、近紫外レーザ光源 33 からのレーザ光により励起発光する蛍光体 43 からの蛍光、すなわち、白色照明光が被検体に照射される。また、内視鏡装置 100 による特殊光診断を行う際は、制御部 29 は、青色レーザ光源 35 の出力を ON にし、近紫外レーザ光源 33 の出力を OFF にする。この場合には、青色レーザ光源 35 による狭波長帯域の青色光が被検体に照射される。

【0046】

そして、これら青色を照射した被検体からの反射光を撮像素子 15 により撮像し、撮像信号処理部 27 は、特殊光診断用の画像情報をモニタ 40 に表示する。このときの画像情報としては、青色レーザ光による観察画像を表示したり、他の照明色による観察画像を用いて疑似カラー画像を生成して、この疑似カラー画像を表示する。この特殊光診断用の画像処理の詳細については、後述する。

【0047】

この構成によれば、近紫外レーザ光源 33 と青色レーザ光源 35 とを、制御部 29 によって選択的に出力を切り換えることで、図 3 (a) に示す白色光を照射する通常光照明、図 3 (b) に示す特定の波長帯域の光を照射する特殊光照明を行うことができる。通常光照明によれば肉眼で観察したときと同様の色調の観察画像が得られ、特殊光照明によれば特殊光診断における診断用画像を得ることができる。

また、白色光を照射する際に、励起光となる近紫外レーザ光源 33 の光が撮像画像に関与しなくなり、不要な光が混入することがない。また、励起光に近い短波長側から励起発光強度の高い広帯域の連続スペクトルで照明されるので、特定波長域 (従前のように青色波長域) で分光強度が欠落することなく、演色性が向上する。よって、白色照明画像の色再現性が向上し、内視鏡診断において病変部の見落としが少なくなり、診断精度の向上に寄与できる。

【0048】

また、白色照明光と特定の狭い可視波長帯域の光とを、内視鏡10の本体操作部11に設けたスイッチ12等により、簡単な手元操作により切り換え自在とする構成としてもよい。この場合、照明光を手動により任意のタイミングで切り換えることができ、使い勝手を向上することができる。

【0049】

ここで、本実施形態の蛍光体43は、近紫外レーザ光源33からの波長 λ_1 の光により励起され、青色レーザ光源35からの波長 λ_2 の光により励起されない特性を有する。このような特性の蛍光体は、上記した種類その他、図4に示す材料を用いることができる。

図4において、(a)は $Y_2O_2S:Eu$ の赤色発光蛍光体、(b)は $(Ba, Mg)Al_{10}O_{17}:Eu, Mn$ の緑色発光蛍光体、(c)は $(Sr, Ca, Ba, Mg)_0(PO_4)_6C_{12}:Eu$ の青色発光蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルをそれぞれ示している。いずれの蛍光体も、波長 λ_2 の光に対しては殆ど励起されず、波長 λ_1 の光によって励起発光する。

【0050】

ここで、上記例示した各蛍光体のように、近紫外レーザ光源33からの近紫外レーザ光により励起され、他の青色レーザ光源35からの青色レーザ光によっては励起発光しない、つまり、蛍光体固有の励起波長帯に他の光源の発光波長が含まれないことについては、詳しくは次のように規定できる。

蛍光体の励起スペクトルは、特定の波長帯にわたって存在し、励起光としてその励起スペクトルの発光効率が高い領域の波長を使用すれば、高効率で蛍光を発することができる。そのため、本実施の形態では近紫外レーザ光が蛍光体の励起スペクトル中でも発光効率の高い波長であることが好ましい。一方、本実施の形態における青色レーザ光は、励起スペクトルの発光効率の低い波長にする。

【0051】

蛍光体の励起スペクトルは、最大の発光効率となる波長から離れるに従って、その発光効率が徐々に低下する一つ乃至複数のピークを持つプロファイルとなる。そのようなピークを有するプロファイルに対して、ピークの裾野の完全にゼロになるまでの波長範囲を励起波長帯とすると、それは、かなり広い波長帯となり、裾野に相当する波長では、光が蛍光体に照射されても発生する蛍光は微弱となる。そのため、実質的に励起が生じる励起波長帯を、最大発光効率に対する半値幅の波長帯と定義することができる。また、励起波長帯は、最大発光効率の $1/10$ までの発光効率を有する波長帯であることが好ましく、最大発光効率の $1/100$ までの発光効率を有する波長帯であることがより好ましい。そして、最大発光効率の $1/1000$ までの発光効率を有する波長帯とすると、高精度で不要な蛍光成分を排除できる。

【0052】

さらに、励起波長帯は、蛍光体からの発光スペクトルから定義することもできる。例えば、図15(a)に示す蛍光体の発光スペクトルの積分強度 I_1 と、図15(b)に示す不要な蛍光の発光スペクトルの積分強度 I_2 との関係で、積分強度 I_1 に対する積分強度 I_2 が50%以下、好ましくは10%以下、さらに好ましくは1%以下、特に好ましくは0.1%以下とすることでもよい。

いずれにせよ、照明する対象、目的、また、使用する蛍光体材料等の諸条件に応じて、励起波長帯とする範囲を設定すればよい。

【0053】

<第2の実施形態>

次に、光源装置の他の実施形態を説明する。

図5は図1に示す光源装置の他の光学系の構成図である。ここで、図2に示す部材と同一の部材は、同一の符号を付与することで、その説明は省略または簡単化する。

本実施の形態では、図2に示す光学系にさらに緑色レーザ光を出射可能に構成している。すなわち、図5に示すように、青色レーザ光源35の青色レーザ光を導入するダイクロイックプリズム39の出射光路前方に緑色レーザ光導入用のダイクロイックプリズム47

10

20

30

40

50

を配置し、このダイクロイックプリズム 47 にコリメータレンズ 37 を介して緑色レーザ光源 49 からの緑色レーザ光を導入する。

【0054】

緑色レーザ光源 49 としては、中心波長 532 nm の YAG-SHG レーザを用いることができる。

【0055】

緑色レーザ光源 49 からの緑色レーザ光は、近紫外レーザ光源 33、青色レーザ光源 35 からの各レーザ光の光路に合流され、集光レンズ 41 を介して光ファイバー 21 に導入される。光ファイバー 21 の光出射側に配置された蛍光体 43 は、導入された緑色レーザ光により励起されず、第 1 の実施形態と同様に近紫外レーザ光源 33 からの近紫外レーザ光によってのみ励起発光する。

10

【0056】

図 6 は、蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルおよび各光源からの光の分光強度を、(a) 白色光照明時と (b) 特殊光照明時で示すグラフである。(a) に示すように、通常の白色光を照射する照明時は、近紫外レーザ光源 33 からの近紫外レーザ光により励起発光する蛍光体 43 からの白色光が出力され、(b) に示すように、特殊光を照射する特殊光照明時は、青色レーザ光源 35 からの青色レーザ光と緑色レーザ光源 49 からの緑色レーザ光が出力される。なお、青色レーザ光源 35 と緑色レーザ光源 49 は双方の出力を ON とする以外にも、いずれか一方のみの出力を ON とすることであってもよい。

【0057】

20

このように、白色光と、狭波長帯域の青色光および緑色光とを選択的に照射可能とすることで、演色性を高めた白色光を照明光とした観察画像と、狭波長帯域の青色光および緑色光を照明光とした特殊光診断用の観察画像とを、それぞれ相互干渉なく得ることができる。これにより、例えば、中心波長 445 nm の青色レーザ光でピットおよび表層血管の描出、中心波長 532 nm の緑色レーザ光で深部の微細血管や発赤を観察することができる。また、これらの観察画像を用いれば、特殊光診断用の疑似カラー画像を生成することができる。例えば、狭波長帯域の青色光および緑色光を照射したときの撮像素子 15 による緑検出信号（狭帯域の緑色光の反射光成分）を赤色の色調、青検出信号を青色と緑色の色調に変換して疑似カラー画像を生成する。この疑似カラー画像によれば、被検体の表層の表面微細構造（毛細血管や粘膜微細構造等）を明瞭に観察することができる。

30

【0058】

<第 3 の実施形態>

次に、撮像素子の分光特性と照明光学系の光源波長とを関連付けて構成した第 3 の実施形態を説明する。

本実施形態の光源装置は、基本的に第 1 実施形態と同様の構成を有するが、撮像素子と、蛍光体を励起する光源との関係が規定される。

本実施形態の撮像素子 15（図 1 参照）は、図 7 に示す R（赤色）、G（緑色）、B（青色）検出の分光特性を有する。この場合の最も短波長側の検出色となる青色の分光感度が、近紫外レーザ光源の発光波長 λ_1 を含まないようにしている。これにより、蛍光体 43 を励起発光させる近紫外レーザ光源からの光が撮像素子 15 によって検出されなくなる。

40

【0059】

つまり、蛍光体 43 を励起発光させる光源の発光波長を、撮像素子 15 の分光感度特性の短波長側検出限界より短い波長にすることで、蛍光体の励起光となる近紫外レーザ光源 33 からの光そのものが観察画像（撮像画像）に何ら影響を及ぼすことがなくなる。そのため、近紫外レーザ光源 33 の出力を変化させても、蛍光体 43 の発する蛍光の色調に変化を生じさせることがなく、常に一定の色調で照明した観察画像が得られることになる。よって、診断精度を一層向上させることができる。

【0060】

<第 4 の実施形態>

50

次に、蛍光体を励起発光させる光を蛍光体の照射後に除去するための不要光カットフィルターを備えた第4の実施形態を説明する。

図8に本実施形態の光学系の構成図を示した。ここで、図5に示す部材と同一の部材は、同一の符号を付与することで、その説明は省略または簡単化する。

本実施形態の撮像光学系では、内視鏡挿入部13の撮像素子15と撮像レンズ17との間に不要光カットフィルター25を配置している。不要光カットフィルター25は、図9に示す分光吸収特性を有す光学フィルターである。すなわち、不要光カットフィルター25は、蛍光体43を励起発光させる光の波長 λ_1 成分に対してはこれを吸収し、波長 λ_1 より長波長の光成分に対しては透過させる特性を有している。

【0061】

この分光吸収特性の不要光カットフィルター25によれば、第3の実施形態と同様に、蛍光体の励起光となる近紫外レーザ光源33からの光そのものが観察画像（撮像画像）に何ら影響を及ぼすことがなくなる。また、この不要光カットフィルター25を照明光学系の蛍光体43の光路前方に配置すれば、被検体に対して無用な近紫外レーザ光を照射することを阻止でき、被検体の細胞などに生物損傷を与えること等を防止できる。

【0062】

<画像処理方法>

次に、上記の各実施形態の内視鏡装置により、特殊光診断を行う場合の内視鏡装置の使用例、および取得した観察画像に対する画像処理例について説明する。

図10は、撮像光学系により撮像して時系列的に得た複数のフレーム画像（a）と、これらフレーム画像を並べ替えて表示する様子（b）を概念的に示す説明図である。ここでは、白色光による照明光下の観察像と、特定の可視波長帯域の光による照明光下の観察像とを、それぞれ別々にモニタ40に表示する制御を行う。

制御部29（図1参照）は、図10（a）に示すように、光源装置20による出射光を制御して、第1フレーム目では、中心波長380nmの近紫外レーザ光を出射させて白色光を被検体に照射する。撮像素子15は、白色光で照明された被検体を撮像し、その撮像信号を図1に示す第1のメモリ51に保存する。

【0063】

次に、制御部29は、光源装置20による出射光を制御して、第2フレーム目では、中心波長445nmの青色レーザ光、中心波長532nmの緑色レーザ光を出射させて、それぞれの波長帯の光で照明された被検体を撮像し、その撮像信号を第2のメモリ53に保存する。

【0064】

以降、同様にして、第3フレーム（奇数フレーム）では第1フレーム目と同様に、第4フレーム（偶数フレーム）では第2フレームと同様に照明・撮像・撮像信号保存の処理を行うことを繰り返す。つまり、白色光の照明と、特定の可視波長帯域の光を含む照明とを撮像素子15の撮像フレーム毎に交互に切り換える。すると、図10（b）に示すように、第1のメモリ51には白色光による照明画像が蓄積され、第2のメモリ53には特定の可視波長帯域の光による観察画像、つまり、特殊光診断用の画像が蓄積される。これら2種類の撮像信号による画像情報を、図11に示すように、モニタ40上の異なる表示領域55、57に、第1のメモリ51と第2のメモリ53に保存された撮像信号をそれぞれ表示する。各表示領域のサイズは図示例では同一にしているが、いずれか一方を他方より大きく表示したり、いずれか一方の画像表示領域内に、他方の画像を小さく表示する等、任意に設定することができる。

【0065】

なお、上記例は一例であり、例えば第2フレーム目を青色レーザ光を照射したときの撮像画像、第3フレーム目を緑色レーザ光を照射したときの撮像画像、等と任意に設定することができる。

また、第1フレーム目の白色光照明画像と、第2フレーム目、第3フレーム目の特殊光照明画像とを重ね合わせてモニタ40に表示することもできる。例えば、白色光照明画像

10

20

30

40

50

中の一部の領域に特殊光照明画像を混在させることで、観察対象とする部位を強調画像（疑似カラー画像）で表示するとともに、その周囲の画像は白色光照明画像として同時に表示する。これにより、観察対象の位置を正確に把握しながらの診断が容易に行える。また、各フレーム画像を重ね合わせて同時に表示させるため、動画像表示する際にコマ落ちが目立たなくなる。

【0066】

このように、白色光の照明下の撮像画像と、特定の可視波長帯域の光を含む照明下の撮像画像とを交互に撮像することで、双方を略同時に画像取得することができ、複数種類の画像情報をリアルタイムで同時に表示させることができる。また、それぞれの画像情報を並べて表示することで、観察位置とその部位の性状が同時に把握でき、特殊光診断による診断精度を一層高められる。

10

【0067】

また、撮像して得られる各フレームの各検出光画面のそれぞれを適宜組み合わせて利用することで、診断に都合のよい画像情報を簡単に提供することができる。例えば、粘膜の深い部分に到達しにくい青色光が組織の表層部の毛細血管を、また、組織の内部にまで行き届く緑色光が深部の血管をそれぞれ鮮明に映し出した画像を簡単にして得ることができる。

【0068】

また、特定の可視波長帯域の光として赤外光を用いる場合、赤外光観察を行うことができる。例えば、深部血管は、赤外光が吸収されやすいICG（インドシアニンググリーン）を静脈注射して赤外光を照射することにより、人間の目では視認が難しい情報を強調表示されて観察される。

20

また、赤外蛍光観察により診断される肥厚は、コラーゲンなどの蛍光物質からの自家発光により観察され、その励起光には緑色光や青色光が用いられる。

【0069】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡装置100によれば、照明光学系の白色光源としてレーザ光を用いることで、光ファイバーにより導光でき、高輝度の光を、拡散を抑えて高効率で伝搬させることができる。また、白色用の導光路を光ファイバーで構成できるため、従前のライトガイド（光ファイバー束）を要することなく、内視鏡挿入部の細径化が図り易くなる。すなわち、ライトガイドで必要な光を内視鏡挿入部13の先端に導くためには、ライトガイドの径が少なくとも約1mm以上必要となるが、単線の光ファイバーを用いる本実施形態の構成では、外皮の保護材を含めた外径で0.3mm程度の細径にできる。また、内視鏡で一般的に用いられるキセノンランプにより狭波長帯域の光をフィルタリングして取り出す場合と比較すると、1/20程度の消費電力で同等の明るさを実現できる。さらに、排熱も少なくできることから、冷却ファン等の小型化、静音化が図られる。

30

【0070】

なお、上記の光源装置および撮像装置ならびに、これを用いた内視鏡装置は、前述した各実施形態に限定されるものではなく、適宜、変形や改良等が可能である。また、内視鏡装置は、医療用内視鏡に適用する以外にも、工業用内視鏡をはじめ、他のいかなる用途にも利用でき、さらに、光源装置、撮像装置は、多種多様な目的に適用できることはいうまでもない。

40

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】内視鏡装置の概念的な構成図である。

【図2】図1に示す光源装置の光学系の構成図である。

【図3】蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルおよび各光源からの光の分光強度を、（a）通常光照明時と（b）特殊光照明時で示すグラフである。

【図4】近紫外レーザ光源からの波長 λ_1 の光により励起され、青色レーザ光源からの波長 λ_2 の光により励起されない特性を有する蛍光体（a）～（d）の励起スペクトルと発

50

光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】図 1 に示す光源装置の他の光学系の構成図である。

【図 6】蛍光体の励起スペクトルと発光スペクトルおよび各光源からの光の分光強度を、(a) 白色光照明時と (b) 特殊光照明時で示すグラフである。

【図 7】撮像素子の分光特性を示すグラフである。

【図 8】他の光学系の構成図である。

【図 9】不要光カットフィルターの分光吸収特性を示すグラフである。

【図 10】撮像光学系により撮像して時系列的に得た複数のフレーム画像 (a) と、これらフレーム画像を並べ替えて表示する様子 (b) を概念的に示す説明図である。

【図 11】モニタ上の異なる表示領域に複数種類の画像情報を表示した様子を示す説明図である。 10

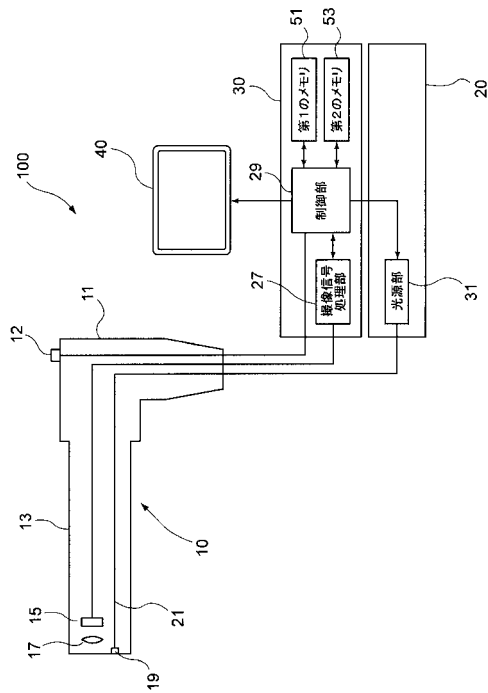
【図 12】従来における通常照明時 (白色照明光による照明) を (a)、特殊光照明時 (特定波長帯域の光による照明) を (b) として、それぞれの励起スペクトルおよび発光スペクトルを示すグラフである。

【符号の説明】

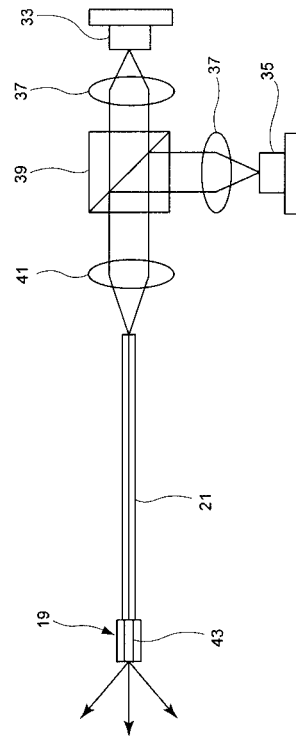
【0072】

10	内視鏡	
11	本体操作部	
13	内視鏡挿入部	
15	撮像素子	20
17	撮像レンズ	
19	照明用光学部材	
20	光源装置	
21	光ファイバー	
25	不要光カットフィルター	
27	撮像信号処理部	
29	制御部	
30	画像処理装置	
31	光源部	
33	近紫外レーザ光源 (第 1 の光源)	30
35	青色レーザ光源 (第 2 の光源)	
37	コリメータレンズ	
39	ダイクロイックプリズム	
40	モニタ	
41	集光レンズ	
43	蛍光体	
47	ダイクロイックプリズム	
49	緑色レーザ光源 (第 2 の光源)	
51	第 1 のメモリ	
53	第 2 のメモリ	40
55, 57	表示領域	
100	内視鏡装置	

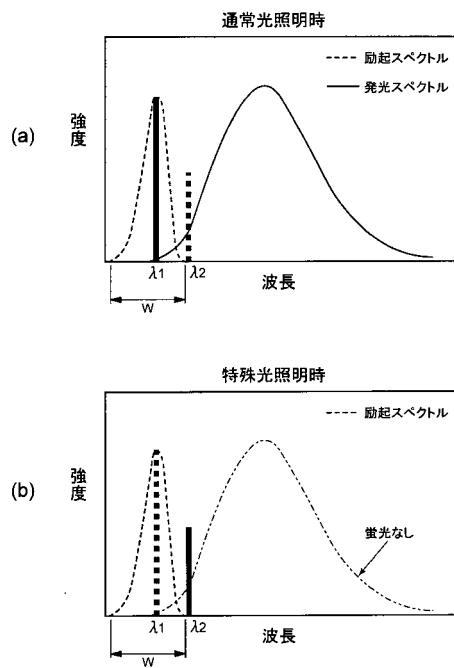
【図 1】



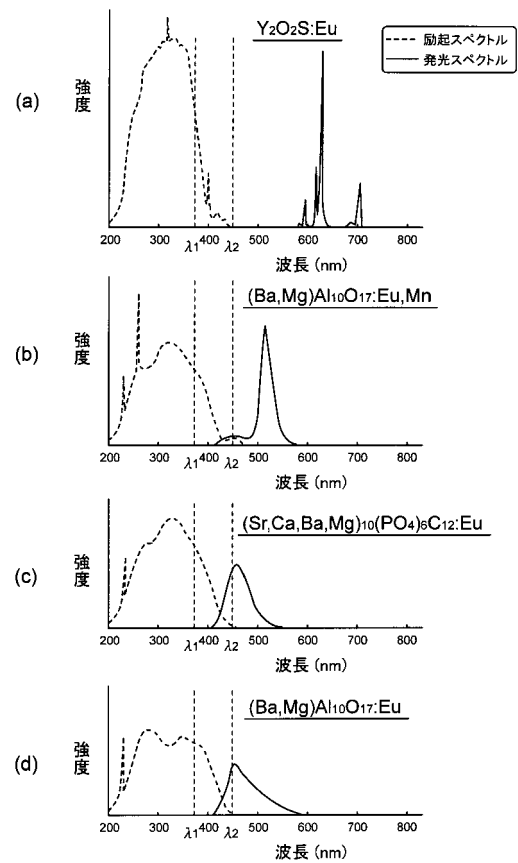
【図 2】



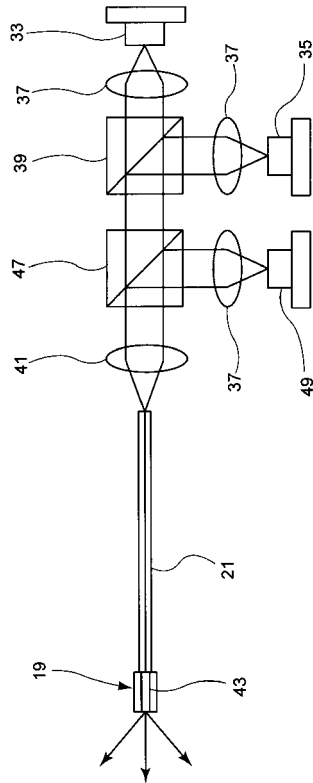
【図 3】



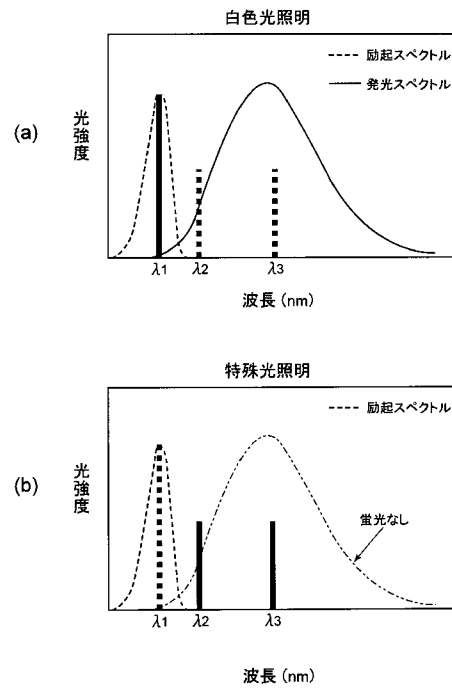
【図 4】



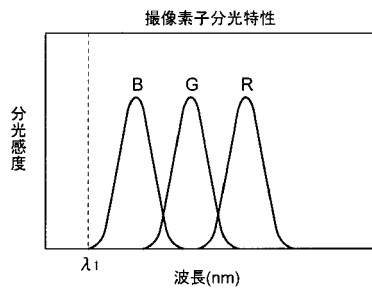
【図 5】



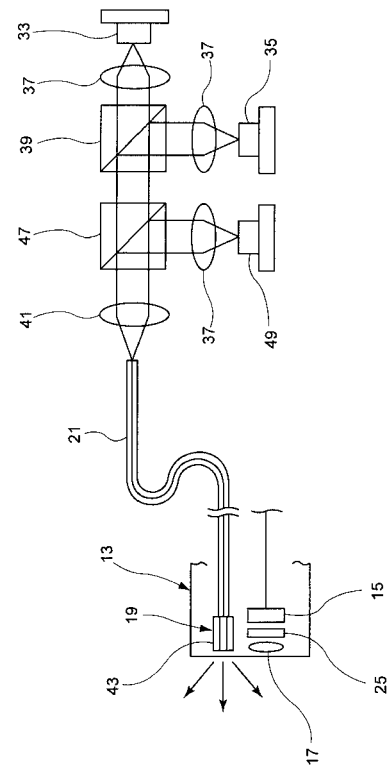
【図 6】



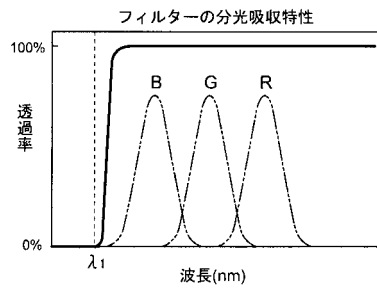
【図 7】



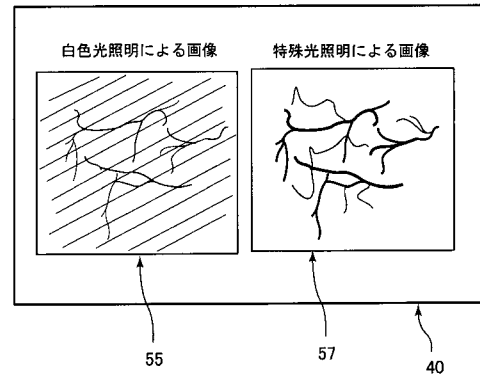
【図 8】



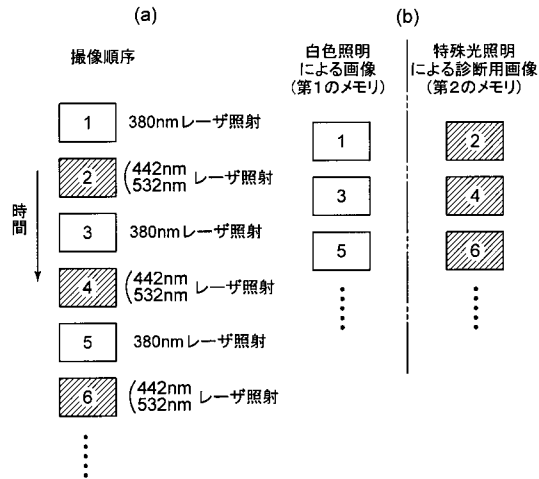
【図 9】



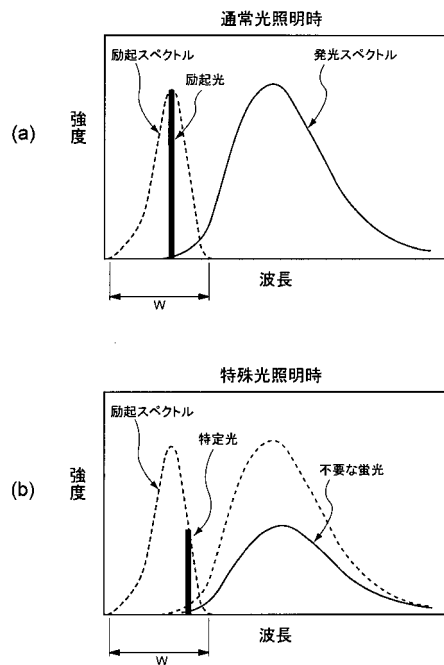
【図 1 1】



【図 1 0】



【図 1 2】



フロントページの続き

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2006-296656 (JP, A)
特開2002-095634 (JP, A)
特開2005-143723 (JP, A)
特開2005-198794 (JP, A)
特開2005-205195 (JP, A)
特開2005-323737 (JP, A)
特開2005-328921 (JP, A)
特開2006-314686 (JP, A)
特開2007-020937 (JP, A)
特表2005-501639 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	光源装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5216429B2	公开(公告)日	2013-06-19
申请号	JP2008156032	申请日	2008-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	砂川寛 水由明		
发明人	砂川 寛 水由 明		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/06 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0661 A61B1/07 A61B5/0071 A61B5/0084 A61B5/0086		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/24.B G02B23/26 A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/AA01 2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2009297311A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多个不同的波长带的，在通过相同的磷光体获得的输出光的情况下的光，仅在特定波长带的光的荧光体激励另一个波长带的发射的光激发荧光体通过使不发射光，从而提供所述荧光体的发光的光，所述光源装置可以在没有单独的相互干扰和其他波长带的光，和成像设备，以及内窥镜装置来提取。和第一光源33，具有比第一光源33不同发射波长35的第二光源，间隔开的布置给定激励从第一光源33和第二光源35通过在一个波长带吸收光发出荧光的荧光体43，具有荧光体43的光源装置被配置在共同发出第一光源33和第二光源的光路径35到预定激发波长带中，第一光源33的发光波长被包括，作为第二光源35的发射波长不包括在内。 .
The

