

(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2009-291347

(P2009-291347A)

(43) 公開日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	2 H 0 4 0	
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B	4 C 0 6 1	
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B	5 F 1 7 2	
H 0 1 S	3/10	(2006.01)	H 0 1 S	3/10	Z		
H 0 1 S	3/00	(2006.01)	H 0 1 S	3/00	F		

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-146660 (P2008-146660)
 (22) 出願日 平成20年6月4日(2008.6.4)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100115107
 弁理士 高松 猛
 (74) 代理人 100132986
 弁理士 矢澤 清純
 (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
 Fターム(参考) 2H040 BA09 CA07
 4C061 BB01 GG01 LL02 NN01 QQ02
 QQ03 QQ07 QQ09 RR05
 5F172 AE26 NN24 NR30 ZA01 ZZ03

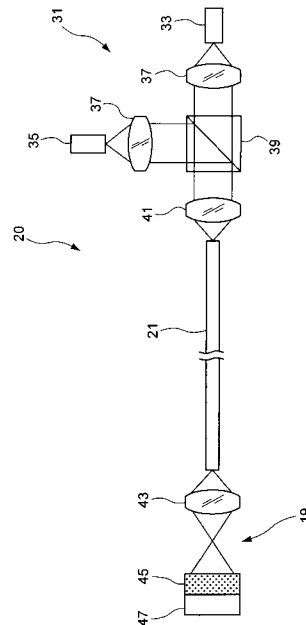
(54) 【発明の名称】 光源装置およびこれを用いた内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 レーザ光と蛍光体の励起発光光とを含んで形成される白色光と、特定の狭い可視波長帯域の光とを、細径化を図りつつ簡単な構成で選択的に照射する。

【解決手段】 第1光源33のレーザ光と第1波長変換部材45からの励起発光光とを混合して白色光を得る光源装置であって、赤外光域を含む第2の波長を中心波長とする赤外レーザ光を出射する第2光源35と、第2光源35の赤外レーザ光を光ファイバー21の光入射側の光路に導入する光カップリング手段39と、光ファイバー21の光入射側より光路前方に設けられ、赤外レーザ光により第2の波長より短い特定の可視波長帯域の光を励起発光する第2波長変換部材47と、を備え、白色光と特定の可視波長帯域の光とを、同時にまたはいずれかの光を選択的に出射可能にした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の波長を中心波長とするレーザ光を出射する第 1 光源と、該第 1 光源のレーザ光を光入射側に入射して伝送する光ファイバーと、該光ファイバーの光出射側に配置され、前記第 1 光源のレーザ光により励起発光する第 1 波長変換部材と、を有し、前記第 1 光源のレーザ光と前記第 1 波長変換部材からの励起発光光とを混合して白色光を得る光源装置であって、

赤外光域を含む第 2 の波長を中心波長とする赤外レーザ光を出射する第 2 光源と、前記第 2 光源の赤外レーザ光を前記光ファイバーの光入射側の光路に導入する光カップリング手段と、

前記光ファイバーの光入射側より光路前方に設けられ、前記赤外レーザ光により前記第 2 の波長より短い特定の可視波長帯域の光を励起発光する第 2 波長変換部材と、を備え、

前記白色光と前記特定の可視波長帯域の光とを、同時にまたはいずれかの光を選択的に出射させることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の光源装置であって、

前記第 2 波長変換部材が、前記第 1 波長変換部材の光路前方に配置されたことを特徴とする光源装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の光源装置であって、

前記第 2 波長変換部材が、前記光ファイバーの導光材料に含んで構成されていることを特徴とする光源装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の光源装置であって、

前記第 2 波長変換部材が、酸化フッ化物系結晶化ガラスを含むアップコンバージョン材料であることを特徴とする光源装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項記載の光源装置と、

前記光源装置の光ファイバーの光出射側を内視鏡挿入部の先端側に配置して被検体を照明する照明光学系、および被検体からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子を含む撮像光学系を有する内視鏡と、

前記白色光および前記特定の可視波長帯域の光を、同時出射またはいずれか一方を選択的に出射させる制御手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 波長変換部材が励起発光する特定の可視波長帯域の波長幅が、該光に対応する前記撮像素子の特定検出色の実質的な有感度波長帯よりも狭い波長幅にされている内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光源装置およびこれを用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザ光を利用した光源装置においては、レーザ光と、このレーザ光により励起される蛍光体等の波長変換物質から発生する可視光とによって白色光を得る各種の光源装置が提案されている。この種の光源装置においては、レーザ光が特定の波長領域にラインスペクトルを有するため、そのラインスペクトルの周辺波長領域に比較的広い範囲にわたって発光強度の低い波長領域が生じることがある。そこで、一般の照明では、演色性を向上させ

10

20

30

40

50

るために、ブロードな波長に発光する蛍光体が適宜選択される。

その他にも、上記のレーザ光に加えて他種のレーザ光を加えることで、発光強度の低下した波長領域を補填することもできる（特許文献1参照）。特許文献1では、励起光として青色レーザ光と、この青色レーザ光とは異なる励起波長のレーザ光を加える例が記載されている。

【0003】

ところで、内視鏡用途の光源装置においては、演色性の高い白色を得る他に、特定の波長帯域の光の下で診断することがある。

内視鏡でのいわゆる分光診断と呼ばれる手法に於いては、特定の波長帯域の光を用いて、例えば粘膜層あるいは粘膜下層に発生する新生血管を観察し、癌の有無等を診断している。観察に用いる照明光は、波長が短いほど散乱特性が強くなり比較的浅い層の情報が見られ、波長が長いほど逆に比較的深い層からの情報が得られる。このため、光の深達度を表層に限定して表面微細構造のコントラストを向上させるには、狭帯域化することが重要となる。例えば、狭帯域フィルタを用いて取り出した狭い波長帯域の光で照明する内視鏡が、特許文献2に記載されている。

【0004】

一方、上部消化管の内視鏡診断には、従来の経口内視鏡ではなく、患者にとってより負担の少ない経鼻内視鏡が用いられつつある。経鼻内視鏡は経口内視鏡よりさらに挿入部が細いため、明るい画像を撮影するための改良が必要となる。

【0005】

そして、上記のような細い内視鏡に於いても、狭帯域での測定診断が要求され始めている。狭帯域診断に関しては、非特許文献1に記載されている。

【特許文献1】特開2006-173324号公報

【特許文献2】特公平6-40174号公報

【非特許文献1】「狭帯域フィルタ 内蔵電子内視鏡システム(Narrow Band Imaging:NBI)の開発・臨床応用に関する試み」、佐野寧、吉田茂昭(国立がんセンター東病院)、小林正彦(自衛隊中央病院)、Gastroenterol Endosc, 2000.9.20.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

このように、内視鏡の分光診断においては、狭帯域の光を出射させることが求められている。特許文献1に記載の光源に於いて、狭帯域幅の緑色の発光を得るために、第2高調波発生による、いわゆるDPS緑レーザを用い、光源側で、例えばプリズムなどを用いて合波する方法がある。しかし、この方法では、青色レーザ光により緑色～赤色の光を励起発光する蛍光体に対して、他のレーザ光で導入される例えば緑色の光等を吸収しないことが要求される。つまり、白色光を得るために光路途中に配置する蛍光体は、白色光生成用のレーザ光以外の、特定の波長帯域の光を得るためのレーザ光に対して吸収が小さいものしか適用できない。

さらに、このような緑レーザーで照明する場合にそのコヒーレンシーの高さから、スペックル(干渉)により撮影画像にノイズが重畳したり、動画でちらつきが発生するという問題がある。

また、白色光照明光学系と特定の波長帯域の照明光学系とを、別々の光路として設け、蛍光体の制約を解消することも考えられるが、特に内視鏡においては、光路となるライトガイドが嵩張り、また、挿入部先端に新たに照射窓を設ける必要も生じ、挿入部を細径化することが困難となる。

本発明は、このような状況に鑑みてなされたもので、レーザ光と蛍光体の励起発光光とを含んで形成される白色光と、特定の狭い可視波長帯域の光とを、細径化を図りつつ簡単な構成で選択的に照射することができる光源装置およびこれを用いた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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

本発明に係る上記目的は、下記構成により達成される。

(1) 第 1 の波長を中心波長とするレーザ光を出射する第 1 光源と、該第 1 光源のレーザ光を光入射側に入射して伝送する光ファイバーと、該光ファイバーの光出射側に配置され、前記第 1 光源のレーザ光により励起発光する第 1 波長変換部材と、を有し、前記第 1 光源のレーザ光と前記第 1 波長変換部材からの励起発光光とを混合して白色光を得る光源装置であって、

赤外光域を含む第 2 の波長を中心波長とする赤外レーザ光を出射する第 2 光源と、

前記第 2 光源の赤外レーザ光を前記光ファイバーの光入射側の光路に導入する光カップリング手段と、

前記光ファイバーの光入射側より光路前方に設けられ、前記赤外レーザ光により前記第 2 の波長より短い特定の可視波長帯域の光を励起発光する第 2 波長変換部材と、を備え、

前記白色光と前記特定の可視波長帯域の光とを、同時にまたはいずれかの光を選択的に出射させることを特徴とする光源装置。

10

【 0 0 0 8 】

この光源装置によれば、第 1 光源による照明光学系と、第 2 光源による照明光学系とを光カップリング手段により同軸にして、光ファイバーの光入射側より光路前方に第 1 波長変換部材と第 2 波長変換部材が配置される。これにより、第 1 波長変換部材からは第 1 光源からのレーザ光による励起発光光が得られ、第 2 波長変換部材からは第 2 光源からのレーザ光による励起発光光が得られる。その結果、第 1 光源からのレーザ光の一部と第 1 波長変換部材からの励起発光光とによって白色光が得られ、第 2 光源からの赤外レーザ光により特定の可視波長帯域の光が励起発光されて得られるので、これら白色光と特定の可視波長帯域の光とを簡素な構成で選択的に出射させることができる。

20

【 0 0 0 9 】

(2) (1) 記載の光源装置であって、

前記第 2 波長変換部材が、前記第 1 波長変換部材の光路前方に配置されたことを特徴とする光源装置。

【 0 0 1 0 】

この光源装置によれば、第 1 波長変換部材の光路前方に第 2 波長変換部材を配置することで、第 1 波長変換部材により励起発光された光は、第 2 波長変換部材を拡散しながら透過して白色光を拡散しつつ出射される。また、第 2 光源のレーザ光は、第 2 の波長変換部材を損失なく透過して第 2 波長変換部材により特定の波長帯域の光を励起発光させる。これら白色光と励起発光した光が光路前方へ出射される。

30

【 0 0 1 1 】

(3) (1) 記載の光源装置であって、

前記第 2 波長変換部材が、前記光ファイバーの導光材料に含んで構成されていることを特徴とする光源装置。

【 0 0 1 2 】

この光源装置によれば、光ファイバー自体が、赤外レーザ光により第 2 の波長より短い特定の可視波長帯域の光を励起発光する導光材料を含み、これが第 2 波長変換部材として機能する。これにより、光ファイバーの光出射側に第 2 波長変換部材を配置する必要がなくなり、構成をよりコンパクトにできる。

40

【 0 0 1 3 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 項記載の光源装置であって、

前記第 2 波長変換部材が、酸化フッ化物系結晶化ガラスを含むアップコンバージョン材料であることを特徴とする光源装置。

【 0 0 1 4 】

この光源装置によれば、特に赤外域の波長帯域の光により、緑色の狭帯域の励起発光光を得ることができる。

【 0 0 1 5 】

50

(5) (1) ~ (4) のいずれか 1 項記載の光源装置と、

前記光源装置の光ファイバーの光出射側を内視鏡挿入部の先端側に配置して被検体を照明する照明光学系、および被検体からの光を受光して撮像信号を出力する撮像素子を含む撮像光学系を有する内視鏡と、

前記白色光および前記特定の可視波長帯域の光を、同時出射またはいずれか一方を選択的に出射させる制御手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0016】

この内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部を細径化でき、また、照射する光を、白色光と特定の可視波長帯域の光とを選択的に出射制御できるので、分光診断等を容易に行うことができる。

【0017】

(6) (5) 記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 波長変換部材が励起発光する特定の可視波長帯域の波長幅が、該光に対応する前記撮像素子の特定検出色の実質的な有感度波長帯よりも狭い波長幅にされている内視鏡装置。

【0018】

この内視鏡装置によれば、撮像素子に対応する特定検出色の実質的な有感度波長帯よりも狭い波長幅の光を第 2 波長変換部材が励起発光することで、混色等の影響を受けない。また、観察目的とする光の深達度の領域情報をより確実に取得でき、観察目的に応じた撮像画像の高コントラスト化が図られる。

【発明の効果】

【0019】

本発明の光源装置によれば、レーザ光と蛍光体の励起発光光とを含んで形成される白色光と、特定の狭い可視波長帯域の光とを簡単な構成で選択的に照射することができる。

また、この光源装置を用いた内視鏡装置によれば、照明光学系を簡素化することで内視鏡挿入部の細径化が図られ、照射する光を、白色光と特定の可視波長帯域の光とを選択的に出射制御することを可能としたため、内視鏡による分光診断等を容易に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

本発明の光源装置およびこれを用いた内視鏡装置の好適な実施の形態について、以下に図面を参照して詳細に説明する。

図 1 に本発明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）内に挿入される挿入部 13 とを備える。挿入部 13 の先端部には撮像光学系である固体撮像素子 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である照明用光学部材 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 に接続され、固体撮像素子 15 からの撮像信号は画像処理装置 30 に入力される。

【0021】

固体撮像素子 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モニタ 40 に映出する。

光ファイバー 21 は、光源装置 20 の後述する光源部 31 からの出射光を、挿入部 13 の先端まで導光する。光源装置 20 は、光源部 31、光ファイバー 21、照明用光学部材

10

20

30

40

50

19を含んで構成される。

【0022】

次に、光源部31の構成例を説明する。

図2は図1に示す内視鏡装置に用いられる光源装置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445nmの青色レーザ光源(第1光源)33と、中心波長980nmの赤外レーザ光源(第2光源)35と、青色レーザ光源33および赤外レーザ光源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偏光ビームスプリッタ39と、偏光ビームスプリッタ39で同一光軸上に合波されたレーザ光を集光する集光レンズ41と、光ファイバー21とを有する。

10

【0023】

青色レーザ光源33は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードである。また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオードを用いることもできる。

【0024】

赤外レーザ光源35は、不可視光である赤外線を出射するブロードエリア型のInGaAs系半導体レーザである。

【0025】

青色レーザ光源33からのレーザ光と赤外レーザ光源35からのレーザ光は、偏光ビームスプリッタ39で合波され、集光レンズ41により光ファイバー21に入力される。光ファイバー21は入力されたレーザ光を、内視鏡10の挿入部13(図1参照)の先端側まで伝搬する。

20

【0026】

一方、光ファイバー21の光出射側には、照明用光学部材19を構成する集光レンズ43が配置されるとともに、第1波長変換部材45と第2波長変換部材47が一体となって配置されている。また、図示は省略するが、内視鏡10の挿入部13の先端表面には、カバーガラスやレンズを介して照明用光学部材19が配置される。

第1波長変換部材45は、青色レーザ光源33からのレーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質を含む蛍光体を有する。これにより、青色レーザ光源33からのレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光が生成される。

30

【0027】

波長変換部材47は、赤外レーザ光源35からのレーザ光を吸収して緑色に励起発光するアップコンバージョン材料からなる。このアップコンバージョン材料としては、酸化フッ化物系結晶化ガラス等が挙げられる。例えば、特開平7-69673号公報、特開平7-97572号公報等に記載の高効率赤外可視変換透明化ガラスセラミックや透明体結晶を波長変換部材47として用いることができる。

また、母体としての酸化フッ化物系結晶化ガラスに希土類を添加することもできる。添加する希土類が、例えばエルビウム(Er)の場合、Erの濃度によって、例えば、波長808nmのブロードエリア半導体レーザーの赤外光で励起したときの発色光が自由に制御可能となる。例えば0.1~1mol%では緑色で、濃度が増えると徐々に長波側で発光する。2.0mol%を超えると黄色、そして、5.0mol%では赤色で発光させることが可能である。また、この他にも酸化フッ化物結晶化ガラスにErとイットリウム(Y)を添加することで、緑の発光効率を高めることもできる。また、Erのみ添加してもよい。

40

【0028】

本実施形態で一例として使用する波長変換部材47は、 Yb^{3+} - Er^{3+} 系のアップコンバージョン蛍光体からなり、基本組成は、 $\text{SiO}_2(\text{GeO}_2)$ - PbF_2 - $\text{ReF}_3(\text{Re}:\text{Yb},\text{Er})$ 3成分系のものである。一例を挙げると、(株)住田光学ガラスの「YAGLASS(ヤグラス:商品名)」が利用可能であり、その組成は、モル%で、

50

$22\text{SiO}_2-10\text{GeO}_2-15\text{AlO}_{1.5}-3\text{TiO}_2-39\text{PbF}_2-10\text{YbF}_3-1\text{ErF}_3$
である。

【0029】

上記構成により、光ファイバー21から出射される各レーザ光は、第1波長変換部材45に照射され、第1波長変換部材45は、青色レーザ光源33の青色レーザ光の一部を吸収して波長変換し、この青色レーザ光よりも長波長の光（緑色～黄色の光）を励起発光する。そして、他の青色レーザ光および赤外レーザ光源35の赤外レーザ光は、第1波長変換部材45を吸収されることなく透過し、第1波長変換部材45の励起光とともに第2波長変換部材47に入射する。第2波長変換部材47は、赤外レーザ光の一部乃至は全てを吸収して、狭帯域の緑色光に励起発光する。これにより、第1波長変換部材45で励起発光した緑色～黄色光と青色レーザ光との合波による白色光、および第2波長変換部材47で励起発光した狭帯域の緑色光とが光路前方に出射される。

10

なお、第1波長変換部材45と第2波長変換部材47とは一体としてではなく、それぞれを別々に配置してもよい。また、それぞれの機能を有する材料を細かに混在配置させた一塊のブロックとすれば、さらに省スペース化が図られる。

【0030】

また、赤外レーザ光により励起発光させた緑色光を照射することで、レーザ光をそのまま照明光として出射する場合と比較して、レーザ光によるスペックル（干渉）に起因して、撮影画像にノイズが重畳したり、動画でちらつきが発生することがない。

なお、先端の第2波長変換部材47の変換光出射側に、不要な赤外光の出射を抑制するための赤外光の選択反射膜を設けると、赤外光が第2波長変換部材に再入射されて、緑発光をより強めることができる。

20

【0031】

また、先端の第2波長変換部材47を半円状に2分割し、一方をEr濃度0.5%、他方をEr濃度5%とすれば、赤外光により同時に狭帯域の緑色光と赤色光を発光させることができる。この場合、狭帯域の緑色光と赤色光とを同時発光させることができる。また、これらの光を個別に発光させることもできる。

【0032】

図3は、上記光源部31で合波され出射されたレーザ光が第1波長変換部材45および第2波長変換部材47により波長変換された後の光のスペクトル分布を示すグラフである。青色レーザ光源33からのレーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、このレーザ光により第1波長変換部材45が励起発光する光によって、概ね450nm～700nmの波長帯域で発光強度が増大する。この波長帯域の光と青色レーザ光とによって白色光が形成される。そして、赤外レーザ光源35からの赤外レーザ光により第2波長変換部材47が励起発光する光によって、530～570nm程度の狭い波長帯域の発光強度が重畳される。

30

【0033】

図4は、第2波長変換部材47を中心波長950nmの赤外レーザ光で励起させたときの発光スペクトルである。550nmと660nmの波長帯の発光は、それぞれ Er^{3+} による緑色、赤色発光である。つまり、この緑色発光が、図3における550nm付近の発光強度を押し上げている。なお、第2波長変換部材47から発生する赤色発光は、緑色光と共に射出されるが、固体撮像素子15が有するカラーフィルタにより、例えば緑色成分のみを固体撮像素子15で検出することで、緑光成分と赤色光成分とを容易に分離することができる。したがって、後段の信号処理で混色の問題を生じることはない。

40

【0034】

次に、上記構成の光源装置20が内視鏡10に組み込まれた内視鏡装置100の使用態様例を説明する。

図1に示すように、内視鏡装置100においては、内視鏡10の挿入部13を体腔内に挿入して、挿入部13先端から照明光を照明用光学部材19を通して照射させ、その反射光を、撮像レンズ17を通して固体撮像素子15で撮像する。撮像して得た撮像信号は、

50

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。

【0035】

このような固体撮像素子 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 2 は、青色レーザ光源 33 からのレーザ光の出力を ON にし、赤外レーザ光源 35 を OFF にするか、あるいはシャッターにより出力を遮蔽する。この場合には、青色レーザ光源 33 からのレーザ光と、第 1 波長変換部材 45 の励起発光光とによって生成される白色照明光が照射される。また、内視鏡装置 100 による分光診断を行う際は、制御部 2 は、青色レーザ光源 33 と赤外レーザ光源 35 とを共に出力を ON にし、図 3 に示す発光スペクトルの照明光を照射する。さらには、赤外レーザ光源 35 のみ出力を ON にしたり、青色レーザ光源 33 の出力を絞った状態で同時に ON とする等の適宜な調整を行いながら光照射することもできる。

10

【0036】

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、白色光と特定の狭い可視波長帯域の光とを同一の光路から照射させる同軸照明構造としたため、新たに複数本の照明光学系を内視鏡の挿入部に設ける必要がなく、さらに光ファイバーが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。

20

【0037】

また、特定の狭い可視波長帯域の光を生成する赤外レーザ光源 35 からのレーザ光は、不可視光であるため、第 2 波長変換部材 47 によって全てが波長変換されずに、一部の光が第 2 波長変換部材 47 をそのまま通過しても、出射される照明光の色バランスを崩すことがない。したがって、体腔内の観察画像に色味変化を及ぼすことなく内視鏡の診断精度を高く維持できる。

そして、赤外レーザ光源 35 からの赤外レーザ光は、第 1 波長変換部材 45 に対して吸収が殆どなく、光強度の低下が少ないため、光利用効率の高い照明光学系を構築できる。

【0038】

次に、光源装置 20 の第 2 波長変換部材 47 を光ファイバー内に設けた他の実施の形態を説明する。

30

図 5 は図 1 の内視鏡装置に用いる光源装置の他の例を示す光学系の構成図である。ここで、図 2 と同一の部材に対しては同一の符号を付与することで、その説明は省略あるいは簡略化する。

本実施形態の光源装置 50 は、光ファイバー 53 の光出射側に第 2 波長変換部材 47 のブロックを設ける代わりに、光ファイバー 53 の全体またはその一部が、光ファイバー 53 の導光材料に第 2 波長変換部材 47 の材料が含まれている構成とした点以外は、前述の構成と同様である。

【0039】

図 6 に図 5 に示す光ファイバー 53 の断面図を示した。

40

光ファイバー 53 は、断面正円形のコア 55 と、コア 55 の外側に配された断面のほぼ矩形の第 1 クラッド 57 と、第 1 クラッド 57 の外側に配された断面正円形の第 2 クラッド 59 とからなる。コア 55 は、コア 55 は Pr^{3+} がドープされた Zr 系フッ化物ガラス、例えば ZBLANP (ZrF₄ - BaF₂ - LaF₃ - AlF₃ - AlF₃ - NaF - PbF₂) からなり、第 1 クラッド 57 は一例として ZBLAN (ZrF₄ - BaF₂ - LaF₃ - AlF₃ - NaF) からなり、第 2 クラッド 59 は一例としてポリマーからなる。

【0040】

なお、コア 55 は上記 ZBLANP に限らず、ZBLAN や、In/Ga 系フッ化物ガラス、例えば IGPZCL すなわち (InF₃ - GaF₃ - LaF₃) - (PbF₂ - ZnF

50

2) - C d F 等を用いて形成されてもよい。

【 0 0 4 1 】

上記構成によれば、集光レンズ 4 1 により集光された波長 4 4 5 n m のレーザ光および波長 9 5 0 n m のレーザ光は、上記光ファイバー 5 3 の第 1 クラッド 5 7 に入力され、そこを導波モードで伝搬する。つまりこの第 1 クラッド 5 7 は、励起光であるレーザ光に対してはコアとして作用する。

【 0 0 4 2 】

レーザ光は、このように伝搬する間にコア 5 5 の部分も通過する。コア 5 5 においては、入射したレーザ光により $P r^{3+}$ が励起されて、波長 4 9 1 n m の蛍光が生じる。この蛍光はコア 5 5 を導波モードで伝搬され、光ファイバー 5 3 の出射端 5 3 b から光路前方に出射されることになる。

10

【 0 0 4 3 】

また、上記の蛍光をレーザ発振させて出射させることもできる。例えば、Z B L A N P からなるコア 5 5 は、上記の蛍光の他に、 $^3 P_1$ $^3 H_5$ の遷移によって波長 5 2 0 n m の蛍光、 $^3 P_0$ $^3 F_2$ の遷移によって波長 6 0 5 n m の蛍光、 $^3 P_0$ $^3 F_3$ の遷移によって 6 3 5 n m の蛍光が発生し得る。そこで、光ファイバー 5 3 の入射端 5 3 a に、波長 4 9 1 n m に対して H R (高反射)、波長 5 2 0 n m、6 0 5 n m、6 3 5 n m、並びに励起光となる波長 9 5 0 n m に対して A R (無反射)となる特性のコートを施し、光ファイバー 5 3 の出射端 5 3 b には、波長 4 9 1 n m の光を 1 % だけ透過させるコートを施す。

20

【 0 0 4 4 】

これらコートにより、上記波長 4 9 1 n m の蛍光は光ファイバー 5 3 の両端 5 3 a , 5 3 b 間で共振して、レーザ発振を引き起こし、これによって得られる波長 4 9 1 n m の青緑色のレーザ光を光ファイバー 5 3 の出射端 5 3 b から光路前方に出射することができる。

【 0 0 4 5 】

なお本例では、波長 4 4 5 n m のレーザ光はコア 5 5 においてシングルモードで、一方励起光である波長 9 5 0 n m のレーザ光は第 1 クラッド 5 7 においてマルチモードで伝搬する構成とされている。それにより、赤外レーザ光源 3 5 からのレーザ光を、高い結合効率で光ファイバー 5 3 に入力させることが可能となっている。

30

【 0 0 4 6 】

それに加えて、第 1 クラッド 5 7 の断面形状がほぼ矩形とされているため赤外レーザ光源 3 5 からのレーザ光がクラッド断面内で不規則な反射経路を辿り、コア 5 5 に入射する確率が高められている。これによれば、高い発振効率が確保され、高出力の青緑色のレーザ光が得られるようになる。

【 0 0 4 7 】

上記構成により、内視鏡 1 0 の挿入部 1 3 先端に配置する照明用光学部材 1 9 は、第 1 波長変換部材 4 5 だけで済み、内視鏡 1 0 の挿入部 1 3 のコンパクト化が図られる。なお、第 2 波長変換部材 4 7 の材料は、光ファイバー 5 3 の入射側 5 3 a より光路前方であれば、いずれの位置に配置してもよい。

40

【 0 0 4 8 】

上述の第 2 波長変換部材 4 7 (5 3) の励起光は、波長帯域が半値幅で 4 0 n m 以下に設定されることが好ましい。これは次の理由による。C C D や C M O S 等の撮像素子は、カラーフィルタを備えており、例えば R (赤)、G (緑)、B (青)の各原色(他にも補色としてシアン、マゼンタ、イエロー等の組み合わせもある)を検出色としてフルカラー画像情報を生成している。各検出色の光強度検出は、ある波長幅の有感度波長帯内の光強度を検出するが、実際には各検出色の波長が近接しており、有感度波長帯の一部が相互にオーバーラップしている。しかし、オーバーラップする領域が多いと混色が生じるため、通常、このオーバーラップする領域を狭めることがなされている。

【 0 0 4 9 】

50

有感度波長帯は、例えば、Bでは100nm以下、Gでは80nm以下、RではGとの混色防止のため100nm以下に設計される（本明細書では、これを実質的な有感度波長帯と呼称する）。したがって、撮像素子に混色の影響なく各検出色を検出するには、励起光の波長帯域をこの実質的な有感度波長帯よりも狭い波長幅にすればよい。これにより、特定の波長帯域の励起光が複数の有感度波長帯に跨って検出されることがなくなる。また、観察したい被検体に合わせてスペクトルの中心をカラーフィルタの中心からずらす場合もあり、その場合には、励起光の波長帯域の幅をより狭くする必要がある。

【0050】

このため、第2波長変換部材47の励起光の波長帯域の幅は、60nm以下、好ましくは40nm以下、さらに好ましくは20nm以下に設定する。また、光強度の観点からは10nm以上であることが好ましい。この励起光の波長帯域の幅は、第2波長変換部材47（53）の材料を適宜選定すること等により任意に設定できる。

10

【0051】

また、撮像素子の光強度検出による理由の他に、狭帯域内視鏡（narrow band imaging :NBI）による診断を行う際に、狭帯域化が必要となる点も挙げられる。生体組織に照明光が照射されると、光は拡散的に伝播する。吸収や散乱特性が強いと、光は生体組織内の深くまで伝播されずに反射光として観察される。その吸収・散乱特性は、強い波長依存性を有し、波長が短いほど散乱特性が強くなり、光の生体組織への深達度は照射する光の波長によって決定される。特に、早期病変の診断に重要となる粘膜表面の微細構造の観察には、表面から浅い層内からの情報が重要となるので、その場合には、第2波長変換部材47の励起光の波長帯域を、所望の波長でしかも帯域を狭くすることで、観察目的とする層からの情報を選択的に抽出することが可能となる。

20

【0052】

以上説明したように、各実施形態の内視鏡装置によれば、レーザ光と蛍光体の励起発光光とを含んで形成される白色光と、特定の狭い可視波長帯域の光とを、細径化を図りつつ簡単な構成で選択的に照射することができる。

なお、本発明に係る光源装置および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。例えば、白色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に設けたスイッチ等により、簡単な手元操作により切り換え自在とすることで、使い勝手を向上することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】本発明の内視鏡装置の概念的な構成図である。

【図2】図1の内視鏡装置に用いる光源装置の光学系の構成図である。

【図3】光源部で合波され出射されたレーザ光が第1波長変換部材および第2波長変換部材により波長変換された後の光のスペクトル分布を示すグラフである。

【図4】第2波長変換部材を中心波長950nmの赤外レーザ光で励起させたときの発光スペクトルである。

【図5】図1の内視鏡装置に用いる光源装置の他の例を示す光学系の構成図である。

【図6】図5に示す光ファイバーの断面図である。

40

【符号の説明】

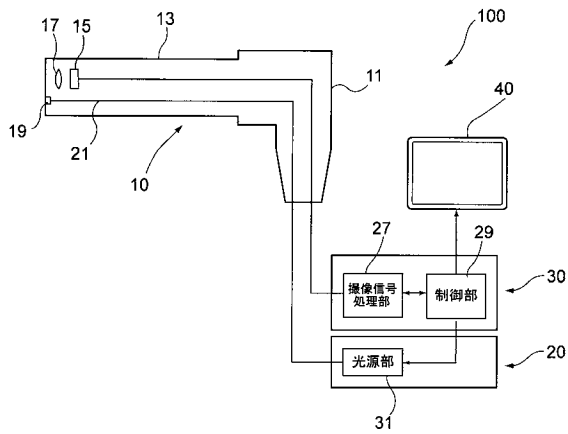
【0054】

- 10 内視鏡
- 11 本体操作部
- 13 挿入部
- 15 固体撮像素子
- 19 照明用光学部材
- 20 光源装置
- 21 光ファイバー
- 27 撮像信号処理部

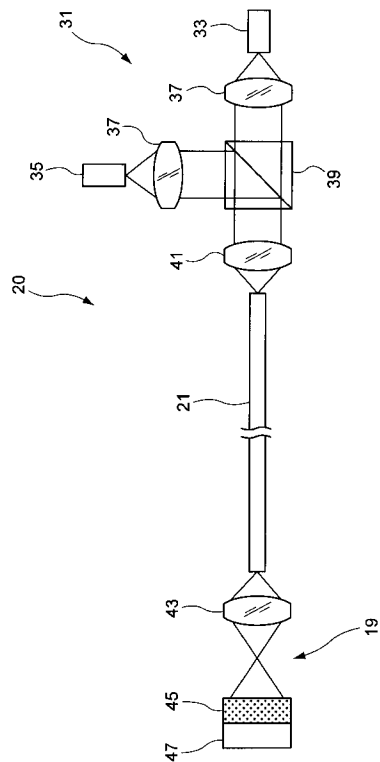
50

- 2 9 制御部
- 3 0 画像処理装置
- 3 1 光源部
- 3 3 青色レーザ光源
- 3 5 赤外レーザ光源
- 3 9 偏光ビームスプリッタ
- 4 5 第1波長変換部材
- 4 7 第2波長変換部材
- 5 0 光源装置
- 5 3 光ファイバー
- 5 5 コア
- 5 7 第1クラッド
- 5 9 第2クラッド
- 1 0 0 内視鏡装置

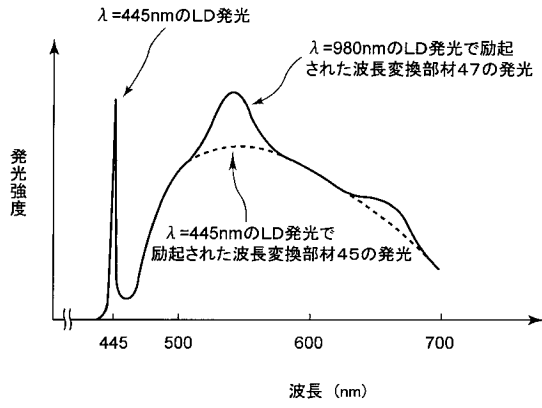
【図1】



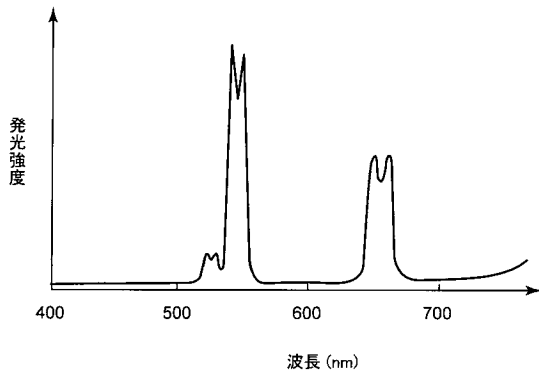
【図2】



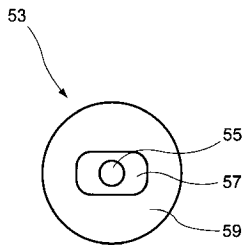
【 図 3 】



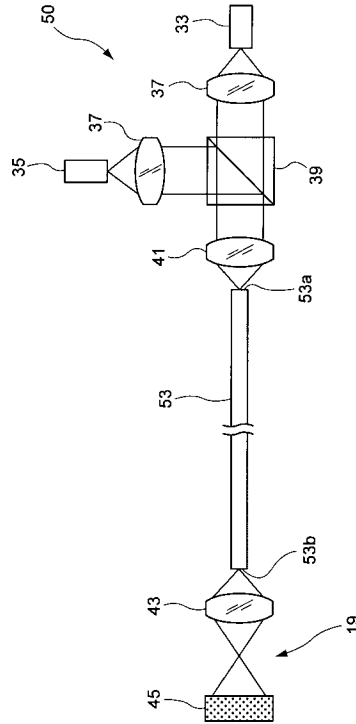
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 5 】



专利名称(译)	光源装置和使用其的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2009291347A	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2008146660	申请日	2008-06-04
[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		
[标]发明人	水由明		
发明人	水由明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 H01S3/10 H01S3/00		
CPC分类号	A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B G02B23/26.B H01S3/10.Z H01S3/00.F A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.732 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA07 4C061/BB01 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR05 5F172/AE26 5F172/NN24 5F172/NR30 5F172/ZA01 5F172/ZZ03 4C161/BB01 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：选择性地发射白光，包括激光和荧光材料的激发光以及特定窄的可见波长光谱内的光，具有更小的直径和简单的结构。

ŽSOLUTION：通过混合来自第一光源33的激光和来自第一波长转换构件45的激发光来获得白光的光源单元包括第二光源35，以发射中心波长为第二的红外激光。包括红外光区的波长，用于将来自第二光源35的红外激光引入光纤21的入射光侧的光路的光耦合装置39，以及设置在光纤21的前方的第二波长转换构件47。光路21的入射光侧在光路中通过红外激光激发并发射比第二波长短的特定可见波长光内的光，并且能够选择性地发射特定的白光和光可见波长光谱同时或它们中的任何一个。Ž

