

(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2012-70839
(P2012-70839A)

(43) 公開日 平成24年4月12日 (2012.4.12)

(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 A	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2010-216869 (P2010-216869)	(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
(22) 出願日	平成22年9月28日 (2010.9.28)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	下津 臣一 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

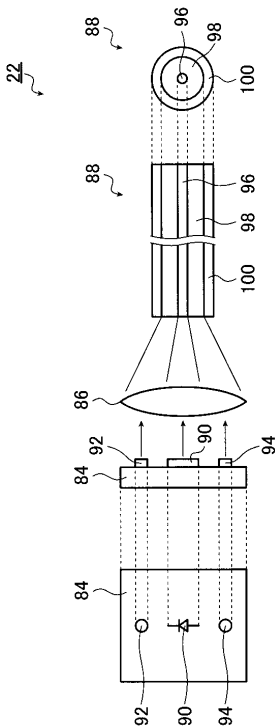
(54) 【発明の名称】 光源装置および内視鏡診断装置

(57) 【要約】

【課題】励起光を蛍光体に照射することによって疑似白色光を発生する白色光光源において、疑似白色光の演色性を向上し、演色性に係る内視鏡画像の画質の低下を防止することができる光源装置および内視鏡診断装置を提供する。

【解決手段】光源装置は、コア部、および、コア部の外周面を覆うクラッド部を有する光ファイバと、蛍光体に照射することによって、蛍光体から疑似白色光を発生させるための励起光を発するレーザ光源と、疑似白色光に不足する波長の成分を含むLED光を発するLED光源と、励起光を光ファイバの一方の端面のコア部に集光して入射し、LED光を光ファイバの一方の端面のクラッド部に集光して入射するレンズとを備える。光ファイバは、照明光として、その一方の端面のコア部に入射される励起光をコア部によって他方の端面まで導光し、光ファイバの一方の端面のクラッド部に入射されるLED光をクラッド部によって他方の端面まで導光する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

コア部、および、該コア部の外周面を覆うクラッド部を有する光ファイバと、
蛍光体に照射することによって、該蛍光体から疑似白色光を発生させるための励起光を
発するレーザ光源と、

前記疑似白色光に不足する波長の成分を含む L E D 光を発する少なくとも 1 つの L E D
光源と、

前記励起光を前記光ファイバの一方の端面のコア部に集光して入射し、前記 L E D 光を
前記光ファイバの一方の端面のクラッド部に集光して入射するレンズとを備え、

前記光ファイバは、照明光として、その一方の端面のコア部に入射される励起光を該コ
ア部によって他方の端面まで導光し、該光ファイバの一方の端面のクラッド部に入射され
る L E D 光を該クラッド部によって他方の端面まで導光するものであることを特徴とする
光源装置。

【請求項 2】

前記レーザ光源は、前記励起光として、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光を発するもので
ある請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記 L E D 光源は、前記 L E D 光として、中心波長 4 5 0 n m の L E D 光を発するもの
である請求項 1 または 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記 L E D 光源は、前記 L E D 光として、中心波長 4 2 0 n m の L E D 光を発するもの
である請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の光源装置。

【請求項 5】

さらに、被検体の被観察領域の所望の深さの組織情報を得るための照明光となる所定帯
域の狭帯域光を発する第 2 のレーザ光源と、

前記励起光と前記狭帯域光とを合波して合波光を出力する合波器とを備え、

前記光ファイバは、前記合波光を前記コア部によって他方の端面まで導光するものであ
る請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の光源装置。

【請求項 6】

前記第 2 のレーザ光源は、前記狭帯域光として、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を発す
るものである請求項 5 に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記照明光を発する、請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の光源装置と、

前記光源装置から発せられる照明光を用いて被検者の被観察領域の内視鏡画像を撮像す
る内視鏡装置と、

前記内視鏡装置によって撮像される内視鏡画像に画像処理を施すプロセッサ装置と、

前記プロセッサ装置によって画像処理が施される内視鏡画像を表示する表示装置とを備
え、

前記内視鏡装置は、第 2 のコア部、および、該第 2 のコア部の外周面を覆うクラッド部
を有し、前記光源装置から発せられ、一方の端面の前記第 2 のコア部に入射される照明光
を他方の端面まで導光する第 2 の光ファイバを有し、該第 2 の光ファイバの他方の端面に
前記蛍光体が配置されていることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記蛍光体は、前記第 2 の光ファイバの他方の端面の第 2 のコア部および第 2 のクラッ
ド部の全領域を覆うように配置されている請求項 7 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 9】

前記蛍光体は、前記第 2 の光ファイバの他方の端面の第 2 のコア部のみの全領域を覆う
ように配置され、該蛍光体の外周面が前記第 2 のクラッド部によって覆われている請求項
7 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 10】

前記蛍光体は、前記第 2 の光ファイバの他方の端面の第 2 のコア部のみの全領域を覆うように配置され、該蛍光体の外周面が支持体によって保持され、該支持体は、前記第 2 の光ファイバの第 2 のクラッド部と同一の材料で構成されている請求項 7 に記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光（通常光）を用いて被検体の被観察領域を撮像して観察する白色光観察（通常光観察）と、所定帯域の狭帯域光を用いて被検体の被観察領域を撮像して観察する特殊光観察とを選択的に切り替えて行う内視鏡診断装置、および、その光源装置に関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

従来、光源装置から発せられる白色光等の照明光を内視鏡先端部まで導光して被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して白色光画像を取得し、白色光観察を行う内視鏡装置が用いられている。

【0003】

これに対し、近年では、白色光観察に加えて、所定帯域の狭帯域光を被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して狭帯域光画像を取得し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、特殊光観察を行う内視鏡装置が活用されている（特許文献 1 参照）。

20

【0004】

ここで、生体組織に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存することが知られている。つまり、波長の短い青色（B）光は、生体組織での吸収特性および散乱特性により、表層組織付近までしか到達しない。また、B 光よりも波長が長い緑色（G）光は、B 光よりもさらに深い表層組織および中層組織まで到達し、G 光よりも波長が長い赤色（R）光は、G 光よりもさらに深い中層組織および深層組織まで到達する。

【0005】

すなわち、B 光、G 光および R 光のそれぞれを被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像素子によって受光して得られる画像信号は、それぞれ主として、表層組織の情報、中層組織及び表層組織の情報、深層組織及び中層組織の情報を含む。

30

【0006】

特殊光観察を行う内視鏡装置では、例えば、被検体体腔内の粘膜層あるいは粘膜下層に発生する新生血管の微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。例えば、観察対象が癌病変部である場合、青色の狭帯域光を粘膜組織に照射すると組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2002 - 34893 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

内視鏡診断装置では、白色光観察を行う場合に用いられる白色光を発生するための白色光光源として、例えば、キセノンランプ等の白色灯が一般的に用いられている。

【0009】

これに対し、励起光を蛍光体に照射することによって、蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させる白色光光源を用いるものが知られている。

【0010】

この白色光光源では、蛍光体が内視鏡挿入部の先端部に配置され、励起光が、内視鏡装

50

置に照明光を供給する光源装置から発せられる。光源装置から励起光が発せられ、内視鏡先端部に配置された蛍光体に照射されると、蛍光体から所定の発光特性を有する励起発光光が発せられ、この励起発光光と蛍光体を透過した励起光とが合成されることによって、蛍光体から疑似白色光が発せられる。

【 0 0 1 1 】

しかしながら、蛍光体を用いて発生される疑似白色光は、白色灯等から発せられる白色光と比べて、例えば、特定の波長帯域の成分が不足している等、演色性が悪く、場合によっては内視鏡画像の画質が低下する虞があるという問題点があった。

【 0 0 1 2 】

従って、本発明の目的は、励起光を蛍光体に照射することによって疑似白色光を発生する白色光光源において、疑似白色光の演色性を向上し、演色性に係る内視鏡画像の画質の低下を防止することができる光源装置および内視鏡診断装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明は、コア部、および、該コア部の外周面を覆うクラッド部を有する光ファイバと、

蛍光体に照射することによって、該蛍光体から疑似白色光を発生させるための励起光を発するレーザ光源と、

前記疑似白色光に不足する波長の成分を含む L E D 光を発する少なくとも 1 つの L E D 光源と、

20

前記励起光を前記光ファイバの一方の端面のコア部に集光して入射し、前記 L E D 光を前記光ファイバの一方の端面のクラッド部に集光して入射するレンズとを備え、

前記光ファイバは、照明光として、その一方の端面のコア部に入射される励起光を該コア部によって他方の端面まで導光し、該光ファイバの一方の端面のクラッド部に入射される L E D 光を該クラッド部によって他方の端面まで導光するものであることを特徴とする光源装置を提供するものである。

【 0 0 1 4 】

ここで、前記レーザ光源は、前記励起光として、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光を発するものであることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

30

また、前記 L E D 光源は、前記 L E D 光として、中心波長 4 5 0 n m の L E D 光を発するものであることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

また、前記 L E D 光源は、前記 L E D 光として、中心波長 4 2 0 n m の L E D 光を発するものであることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

さらに、被検体の被観察領域の所望の深さの組織情報を得るための照明光となる所定帯域の狭帯域光を発する第 2 のレーザ光源と、

前記励起光と前記狭帯域光とを合波して合波光を出力する合波器とを備え、

前記光ファイバは、前記合波光を前記コア部によって他方の端面まで導光するものであることが好ましい。

40

【 0 0 1 8 】

また、前記第 2 のレーザ光源は、前記狭帯域光として、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を発するものであることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

また、本発明は、前記照明光を発する、上記のいずれかに記載の光源装置と、

前記光源装置から発せられる照明光を用いて被検者の被観察領域の内視鏡画像を撮像する内視鏡装置と、

前記内視鏡装置によって撮像される内視鏡画像に画像処理を施すプロセッサ装置と、

前記プロセッサ装置によって画像処理が施される内視鏡画像を表示する表示装置とを備

50

え、

前記内視鏡装置は、第２のコア部、および、該第２のコア部の外周面を覆うクラッド部を有し、前記光源装置から発せられ、一方の端面の前記第２のコア部に入射される照明光を他方の端面まで導光する第２の光ファイバを有し、該第２の光ファイバの他方の端面に前記蛍光体が配置されていることを特徴とする内視鏡診断装置を提供する。

【００２０】

ここで、前記蛍光体は、前記第２の光ファイバの他方の端面の第２のコア部および第２のクラッド部の全領域を覆うように配置されていることが好ましい。

【００２１】

また、前記蛍光体は、前記第２の光ファイバの他方の端面の第２のコア部のみの全領域を覆うように配置され、該蛍光体の外周面が前記第２のクラッド部によって覆われていることが好ましい。

【００２２】

また、前記蛍光体は、前記第２の光ファイバの他方の端面の第２のコア部のみの全領域を覆うように配置され、該蛍光体の外周面が支持体によって保持され、該支持体は、前記第２の光ファイバの第２のクラッド部と同一の材料で構成されていることが好ましい。

【発明の効果】

【００２３】

本発明によれば、疑似白色光とＬＥＤ光とを合波することによって、疑似白色光に不足している波長の成分を補い、その演色性を向上させることができる。従って、演色性に係る内視鏡画像の画質の低下を防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２４】

【図１】本発明の内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図である。

【図２】図１に示す内視鏡診断装置の内部構成を表すブロック図である。

【図３】青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【図４】キセノンランプから発せられる光、蛍光体から発せられる光、および、ＬＥＤ光源から発せられる光の発光特性を表すグラフである。

【図５】（Ａ）は、光ファイバの構成を表す概略図、（Ｂ）は、その断面拡大図である。

【図６】コア部とクラッド部と被覆部の屈折率の違いを概念的に表したグラフである。

【図７】図１に示す光源装置で使用される白色光光源の構成を表す一実施形態の概略図である。

【図８】（Ａ）～（Ｃ）は、光ファイバの他方の端面の構成を表す一実施形態の断面概略図である。

【図９】蛍光体における光の透過率を表す一実施形態のグラフである。

【発明を実施するための形態】

【００２５】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る光源装置および内視鏡診断装置を詳細に説明する。

【００２６】

図１は、本発明の内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図、図２は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置１０は、照明光を発生する光源装置１２と、光源装置１２から発せられる照明光を用いて被検体の被観察領域を撮像し、その画像信号を出力する内視鏡装置１４と、内視鏡装置１４からの画像信号を画像処理して内視鏡画像を出力するプロセッサ装置１６と、プロセッサ装置１６からの内視鏡画像を表示する表示装置１８と、入力操作を受け付ける入力装置２０とによって構成されている。

【００２７】

ここで、内視鏡診断装置１０は、白色光を被検体に照射し、その反射光を撮像して白色

10

20

30

40

50

光画像を表示（観察）する白色光観察モードと、白色光と所定帯域の狭帯域光（特殊光）との合波光を被検体に照射し、その反射光を撮像して白色光画像と狭帯域光画像との合成画像（特殊光画像）を表示する特殊光観察モードとを有する。特殊光観察モードには、狭帯域光観察の他、例えば、蛍光観察、赤外光観察なども含まれる。各観察モードは、内視鏡装置 14 の切り替えスイッチ 64 や入力装置 20 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

【0028】

光源装置 12 は、白色光光源 22 と、狭帯域光光源 24 と、光量制御部 26 と、集光レンズおよび光ファイバ（図示省略）と、合波器 28 と、光ファイバ 30 とを備えている。

【0029】

白色光光源 22 は、詳細は後述するが、内視鏡先端部 42 に配置される蛍光体 52 から白色光（疑似白色光）を発生させるための白色光観察用の励起光を発する。本実施形態では、白色光光源 22 として、中心波長 445 nm の狭帯域光を発する青色レーザ光源が使用される。白色光光源 22 は、蛍光体 52 との組合せによって白色光を発光させるための励起光を発するものに限らず、内視鏡先端部から白色光を照射させることができるものであればよく、例えば、白色光を発するキセノンランプ等の白色灯を使用してもよい。

【0030】

狭帯域光光源 24 は、被検体の被観察領域の所望の深さの組織情報を得るための照明光となる特殊光観察用の狭帯域光を発する。本実施形態では、狭帯域光光源 24 として、被検体の被観察領域の表層組織を観察するための中心波長 405 nm の狭帯域光を発する青紫色レーザ光源が使用される。狭帯域光光源 24 から発せられる狭帯域光の中心波長は、被検体の被観察領域の表層組織、中層組織、深層組織のいずれを観察するのに応じて決定される。

【0031】

前述のように、生体組織に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存することが知られている。照明光が 400 nm 付近の波長域では粘膜表層の毛細血管からの血管情報が得られ、波長 500 nm 付近の波長域では、更に深層の血管を含む血管情報が得られるようになる。そのため、生体組織の血管観察には、中心波長 360 ~ 800 nm、好ましくは 365 ~ 515 nm の光源が用いられ、特に表層血管の観察には、中心波長 360 ~ 470 nm、好ましくは 360 ~ 450 nm の光源が用いられる。

【0032】

青色レーザ光源および青紫色レーザ光源としては、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオード、InGaAs 系レーザダイオード、GaAs 系レーザダイオード等の半導体発光素子を用いることができる。

【0033】

光量制御部 26 は、後述するプロセッサ装置 16 の制御部 66 の制御により、白色光光源 22 および狭帯域光光源 24 のオンオフ制御および光量制御を行う。各光源 22, 24 から発せられるレーザ光の光量の比率は、自由に設定（変更）することができる。撮像画像全体の平均輝度、及び狭帯域光と白色光との混合バランスを適正に保つように、各光源 22, 24 から発せられるレーザ光の光量の比率を制御することが望ましい。

【0034】

光ファイバ 30 は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0035】

各光源 22, 24 から発せられるレーザ光は、集光レンズにより集光され、それぞれ光ファイバを介して合波器 28 に入力され、合波器 28 によって合波される。そして、合波器 28 から出力される合波光は、光ファイバ 30 を介してコネクタ部 36A に伝播され、後述する内視鏡装置 14 の光ファイバの入射端に入射される。

【0036】

10

20

30

40

50

光源装置 1 2 は、プロセッサ装置 1 6 の制御部 6 6 の制御により、観察モードに従って、白色光光源 2 2 から発せられる白色光観察用の励起光、もしくは、この白色光観察用の励起光と狭帯域光光源 2 4 から発せられる特殊光観察用の狭帯域光との合波光を出力する。つまり、光源装置 1 2 からは、白色光観察モードの場合に白色光観察用の励起光が出力され、特殊光観察モードの場合に白色光観察用の励起光と特殊光観察用の狭帯域光との合波光が出力される。

【 0 0 3 7 】

なお、本実施形態では、特殊光観察モードのときに、白色光観察用の励起光と特殊光観察用の狭帯域光との合波光を蛍光体 5 2 に照射するが、本発明はこれに限定されない。例えば、両者を合波することなく、2 系統の光ファイバによって内視鏡先端部までそれぞれ導光し、白色光観察用の励起光を蛍光体 5 2 に照射し、特殊光観察用の狭帯域光を直接内視鏡先端部から被検体の被観察領域に照射してもよい。

10

【 0 0 3 8 】

また、特殊光観察モードでは、青色レーザ光源と青紫色レーザ光源を同時点灯させて撮像するのではなく、例えば、撮像素子の 1 フレーム内の受光期間内で交互に点灯させるようにしてもよい。この場合、省電力化や発熱の抑制に寄与できる。

【 0 0 3 9 】

続いて、内視鏡装置 1 4 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 3 2 の先端から被観察領域に照明光を照射する照明光学系と、被観察領域からの反射光を撮像する撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡装置 1 4 は、内視鏡挿入部 3 2 と、内視鏡挿入部 3 2 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 3 4 と、内視鏡装置 1 4 を光源装置 1 2 およびプロセッサ装置 1 6 に着脱自在に接続するコネクタ部 3 6 A , 3 6 B とを備えている。

20

【 0 0 4 0 】

内視鏡挿入部 3 2 は、可撓性を持つ軟性部 3 8 と、湾曲部 4 0 と、先端部（以降、内視鏡先端部ともいう）4 2 とから構成されている。

【 0 0 4 1 】

湾曲部 4 0 は、軟性部 3 8 と先端部 4 2 との間に設けられ、操作部 3 4 に配置されたアングルノブ 4 4 の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 4 0 は、内視鏡装置 1 4 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 4 2 の照射窓 4 6 および撮像素子の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

30

【 0 0 4 2 】

内視鏡先端部 4 2 には、図 2 に示すように、被観察領域へ光を照射するための照射窓 4 6 と、被観察領域からの反射光を撮像するための観察窓 4 8 が配置されている。

【 0 0 4 3 】

照射窓 4 6 の奥には、レンズ 5 0 等の光学系が取り付けられ、さらにその奥に蛍光体 5 2 が配置され、蛍光体 5 2 の奥に、光ファイバ 5 4 が収納されている。光ファイバ 5 4 は、光源装置 1 2 からコネクタ部 3 6 A を介して内視鏡先端部 4 2 まで敷設されている。

40

【 0 0 4 4 】

蛍光体 5 2 は、青色レーザ光源 2 2 からの青色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（例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光物質）を含んで構成される。白色光観察用の励起光が蛍光体 5 2 に照射されると、青色レーザ光を白色光観察用の励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体 5 2 により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。本構成例のように、半導体発光素子を白色光観察の励起光の光源として用いることによって、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【 0 0 4 5 】

蛍光体 5 2 は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害と

50

なるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体 52 は、蛍光体 52 を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0046】

図3は、青紫色レーザー光源からの青紫色レーザー光と、青色レーザー光源からの青色レーザー光及び青色レーザー光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルとを示すグラフである。青紫色レーザー光は、中心波長405nmの輝線（プロファイルA）で表される。また、青色レーザー光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザー光による蛍光体52からの励起発光光は、概ね450nm～700nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザー光によるプロファイルBによって、上述した疑似白色光が形成される。

10

【0047】

ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【0048】

20

この内視鏡診断装置10において、白色光観察モードでは、プロファイルBの光のみが用いられ、特殊光観察モードでは、プロファイルA及びBが重畳された光が用いられる。

【0049】

ここで、白色光観察モードの場合、光源装置12から発せられる白色光観察用の励起光が、光ファイバ54によって内視鏡先端部42の蛍光体52まで導かれる。これにより、蛍光体52から白色光が発せられ、レンズ50を介して照射窓46から被検体の被観察領域に照射される。特殊光観察モードの場合、光源装置12から発せられる白色光観察用の励起光と特殊光観察用の狭帯域光との合波光によって、蛍光体52から白色光が発せられるとともに、特殊光観察用の狭帯域光が蛍光体52を透過し、レンズ50を介して照射窓46から被検体の被観察領域に照射される。

30

【0050】

続いて、観察窓48の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット56等の光学系が取り付けられ、さらにその奥には、被検体の被観察領域の画像情報を取得するCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の撮像素子58が取り付けられている。

【0051】

なお、本発明で用いられるイメージセンサは、R、G、Bの3色の画像信号を得るためのカラーイメージセンサ、撮像面にRGBフィルタを備えた、いわゆるRGBイメージセンサであっても良いし、撮像面にC（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びGの補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサであっても良い。補色イメージセンサの場合には、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGBの3色の画像信号を得ることができる。したがって、この場合には、CMYGの4色の画像信号からRGBの3色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡装置14の撮像部分、光源装置12またはプロセッサ装置16のいずれかに備えている必要がある。

40

【0052】

ここで、白色光観察モードの場合、白色光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット56により集光され、撮像素子58によって白色光画像が撮像される。特殊光観察モードの場合、白色光と特殊光観察用の狭帯域光との合波光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット56により集光され、撮像素子

50

58によって、白色光画像と特殊光画像とが重畳された特殊光画像が撮像される。

【0053】

撮像素子58から出力される白色光画像もしくは特殊光画像の画像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル60を通じてA/D変換器62に入力される。A/D変換器62は、撮像素子58からの画像信号（アナログ信号）をアナログ/デジタル変換して画像信号（デジタル信号）を出力する。変換後の画像信号は、コネクタ部36Bを介してプロセッサ装置16の画像処理部68に入力される。

【0054】

なお、図示はしていないが、操作部および内視鏡挿入部の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

10

【0055】

続いて、プロセッサ装置16は、制御部66と、画像処理部68と、記憶部70とを備えている。制御部66には、表示装置18および入力装置20が接続されている。プロセッサ装置16は、内視鏡装置14の切り替えスイッチ64や入力装置20から入力される指示に基づき、光源装置12の光量制御部26を制御するとともに、内視鏡装置14から入力される画像信号を画像処理し、表示用画像（内視鏡画像）を生成して表示装置20に出力する。

【0056】

制御部66は、内視鏡装置14の切り替えスイッチ64や入力装置20からの指示、例えば、観察モード等の指示に基づいて、画像処理部68および光源装置12の光量制御部26の動作を制御する。

20

【0057】

画像処理部68は、制御部66の制御の基で、観察モードに基づき、白色光画像、特殊光画像の画像種別に応じて、内視鏡装置14から入力される画像信号に対して所定の画像処理を施し、白色光画像信号ないし特殊光画像信号を出力する。

【0058】

画像処理部68で処理された白色光画像信号ないし特殊光画像信号は制御部66に送られ、制御部66により、各種情報と共に白色光画像ないし特殊光特性画像にされて、白色光画像ないし特殊光特性画像が表示装置20に表示される。また、白色光画像ないし特殊光特性画像は、必要に応じて、例えば、1枚（1フレーム）の画像を単位として、メモリやストレージ装置からなる記憶部70に記憶される。

30

【0059】

内視鏡診断装置10の構成は以上のようなものである。

次に、蛍光体52から発せられる光の演色性について説明する。

【0060】

図4は、キセノンランプから発せられる光（白色光）、中心波長445nmの白色光観察用の励起光を照射することによって図2に示す蛍光体52から発せられる光（疑似白色光）、および、LED光源から発せられる中心波長450nmの光（LED光）の発光特性を表すグラフである。グラフの横軸は波長（nm）、縦軸は光の発光強度（対数表現）である。

40

【0061】

このグラフに示すように、キセノンランプから発せられる光は、波長400～600nmの全域にわたって発光強度が約10000程度であり、ほぼフラットな発光特性を有し、演色性に優れている。

【0062】

蛍光体52から発せられる光は、白色光観察用の励起光の中心波長445nm辺りにピークがあって、それよりも波長が短くなるに従って発光強度が急峻に小さくなる。また、445nmから波長が長くなるに従って、発光強度は波長450nm辺りまで急峻に低下し、その後再び波長500nm辺りまで急峻に上昇して、波長500～600nmの間で

50

ほぼフラットな発光特性を有している。つまり、蛍光体 52 から発せられる光には、波長 420 nm、450 nm 辺りの発光強度が大きく不足しており、演色性が悪い。

【0063】

これに対し、LED 光源から発せられる光は、中心波長 450 nm 辺りにピークがあって、それよりも波長が短くなるに従って発光強度が緩やかに小さくなる。また、450 nm から波長が長くなるに従って、発光強度は波長 490 nm 辺りまで緩やかに低下し、その後再び波長 520 nm 辺りまで緩やかに上昇して波長 520 nm ~ 600 nm の間でほぼフラットな発光特性を有している。つまり、LED 光源から発せられる光には、蛍光体 52 から発せられる光に不足する波長 450 nm 辺りの成分が含まれている。

【0064】

従って、蛍光体 52 から発せられる光と LED 光源から発せられる光を合波することによって、蛍光体 52 から発せられる光に不足する波長 450 nm 辺りの成分を補うことができる。また、中心波長 420 nm の光を発する LED 光源であれば、波長 420 nm 辺りにピークがあって、中心波長 450 nm の光を発する LED 光源と同様の発光特性を有する。従って、中心波長 420 nm、450 nm の LED 光源を併用することによって、蛍光体 52 から発せられる光に不足する波長 420 nm、450 nm 辺りの成分を補うことができる。

【0065】

次に、光源装置 12 で使用される光ファイバについて説明する。

【0066】

図 5 (A) は、光ファイバの構成を表す概略図、同図 (B) は、その断面拡大図である。これらの図に示すように、光ファイバ 72 は、その断面の中心部にコア部 74 が配置され、その外周部を覆うようにクラッド部 76 が配置されている。つまり、光ファイバ 72 は、コア部 74 とクラッド部 76 とが同心円状の 2 層構造になっている。そして、クラッド部 76 の外周部が被覆部 78 によって覆われている。

【0067】

ここで、コア部 74 の直径は、40 ~ 100 μ m 程度、クラッド部 76 の直径は、100 ~ 800 μ m 程度である。また、コア部 74 およびクラッド部 76 の材料は、石英ガラスやプラスチック等であり、被覆部 78 の材料は樹脂等である。

【0068】

図 6 は、コア部とクラッド部と被覆部の屈折率の違いを概念的に表したグラフである。グラフの横軸は、図 5 (A) に示す光ファイバ 72 の断面 A - A' の位置、縦軸は屈折率である。このグラフに示すように、コア部 74 はクラッド部 76 よりも屈折率が高く、クラッド部 76 は被覆部 78 よりも屈折率が高く設定されている。図 5 (A) に示すレーザー光源 80 から発せられるレーザー光は、レンズ 82 によって、光ファイバ 72 の一方の端面のコア部 74 に集光され、コア部 74 とクラッド部 76 との界面に当たって全反射を繰り返し、他方の端面まで伝播される。

【0069】

ここで、レーザー光源 80 から発せられるレーザー光は、指向性や収束性に優れているため、上記のように、レンズ等を用いて、コア径が 100 μ m 程度の細いコア部 74 に容易に集光することができる。一方、LED 光源から発せられる LED 光は、発光面が広く、照射角度も大きいため、レンズ等を用いて、コア径が 100 μ m 程度の細いコア部に集光することは難しい。

【0070】

また、クラッド部 76 を伝播する光の信号強度は、例えば、数 m で 5 ~ 30 % 程度のロスを生じるため、クラッド部 76 は、通常、光の伝播には使用されない。しかしながら、内視鏡の用途であれば、たとえ数 m で 5 ~ 30 % のロスが生じたとしても、照明の用途には実用上問題はなく、十分利用することが可能である。つまり、内視鏡の用途であれば、被覆部 78 の材料および屈折率を適切に選択することによって、クラッド部 76 をライトガイドとして使用することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

図 7 は、図 1 に示す光源装置で使用される白色光光源の構成を表す一実施形態の概略図である。同図に示す白色光光源 2 2 は、光源基板 8 4 と、レンズ 8 6 と、光ファイバ 8 8 とによって構成されている。

【 0 0 7 2 】

光源基板 8 4 は、矩形状のものであって、その中央部にレーザ光源 9 0 が配置され、その周囲に、図 7 の例では、レーザ光源 9 0 の上下にそれぞれ 1 つずつ、合計 2 つの L E D 光源 9 2 , 9 4 が配置されている。レーザ光源 9 0 は、蛍光体に照射することによって、蛍光体 5 2 から疑似白色光を発生させるための白色光観察用の励起光を発する。L E D 光源 9 2 , 9 4 は、それぞれ、蛍光体 5 2 によって発生される疑似白色光に不足する中心波長 4 2 0 n m、4 5 0 n m の成分を含む L E D 光を発する。なお、L E D 光源は、少なくとも 1 つあればよい。

10

【 0 0 7 3 】

光ファイバ 8 8 は、レーザ光源 9 0 から発せられる白色光観察用の励起光、および、L E D 光源 9 2 , 9 4 から発せられる L E D 光を、一方の端面から他方の端面まで導光するものであって、その断面の中心部にコア部 9 6 が配置され、その外周部を覆うように第 1 クラッド部 9 8 が配置され、さらにその外周部を覆うように第 2 クラッド部 1 0 0 が配置されている。なお、第 2 クラッド部 1 0 0 の外周部を被覆部で覆ってもよい。

【 0 0 7 4 】

ここで、コア部 9 6 の直径は、4 0 ~ 1 0 0 μ m 程度、第 1 クラッド部 9 8 の直径は、4 0 0 ~ 8 0 0 μ m 程度である。また、コア部 9 6 の材料は、石英ガラスやプラスチック等である。第 1 クラッド部 9 8 の材料として、例えば、Luvantix 社製の EFiRON (登録商標) PC Resin PC-373AP 等を使用することができる。この樹脂は、光の波長が 4 0 0 ~ 5 0 0 μ m の範囲において、光の信号強度が 9 0 % 以上の伝播率を有する。また、第 2 クラッド部 1 0 0 の材料は、第 1 クラッド部 9 8 を伝播される L E D 光の吸収率が低いものがよく、例えば、ウレタン樹脂等の発泡性樹脂を使用することができる。

20

【 0 0 7 5 】

この白色光光源 2 2 では、レーザ光源 9 0 から白色光観察用の励起光が発せられ、L E D 光源 9 2 , 9 4 からそれぞれ中心波長 4 2 0 n m、4 5 0 n m の L E D 光が発せられる。白色光観察用の励起光は、レンズ 8 6 によって、光ファイバ 8 8 の一方の端面のコア部 9 6 に集光され、コア部 9 6 によって一方の端面から他方の端面まで導光される。また、L E D 光は、同じレンズ 8 6 によって、光ファイバ 8 8 の一方の端面の第 1 クラッド部 9 8 に集光され、第 1 クラッド部 9 8 によって一方の端面から他方の端面まで導光される。

30

【 0 0 7 6 】

次に、内視鏡装置 1 4 で使用される光ファイバの他方の端面の構成について説明する。

【 0 0 7 7 】

図 8 (A) ~ (C) は、光ファイバの他方の端面の構成を表す一実施形態の断面概略図である。これらの図は、内視鏡装置 1 4 において、蛍光体が配置される光ファイバの先端部 (照明光が照射される側の端面) の構成を表したものである。

【 0 0 7 8 】

同図 (A) に示す例の場合、蛍光体 5 2 は、光ファイバ 5 4 の他方の端面のコア部 9 6 および第 1 クラッド部 9 8 の全領域を覆うように配置されている。光ファイバ 5 4 および蛍光体 5 2 の外周部は、筒状のスリーブ部材 1 1 2 によって覆われ、スリーブ部材 1 1 2 の端部は、照射窓 4 6 によって覆われている。なお、光ファイバ 5 4 の他方の端面の第 2 クラッド部 1 1 0 の全領域も蛍光体 5 2 によって覆われているが、これは必須ではない。

40

【 0 0 7 9 】

図 9 は、蛍光体における光の透過率を表す一実施形態のグラフである。グラフの横軸は、蛍光体 5 2 を透過する光の波長、縦軸は、その透過率である。このグラフに示すように、蛍光体 5 2 を透過する波長 4 0 0 ~ 6 0 0 n m の光の透過率は、6 0 % 程度である。つまり、光ファイバ 5 4 の第 1 クラッド部 9 8 から発せられ、蛍光体 5 2 に照射される L E

50

D光の40%程度は、蛍光体52によって吸収ないし散乱されるが、60%程度は、蛍光体52を透過する。

【0080】

図8(A)の構成の場合、白色光観察用の励起光およびLED光はともに蛍光体52に照射され、蛍光体52から疑似白色光が発せられ、蛍光体52から発せられる疑似白色光と、蛍光体52を透過したLED光とが合波される。

【0081】

続いて、図8(B)に示す例では、蛍光体52は、光ファイバ54の他方の端面のコア部96のみの全領域を覆うように配置されている。蛍光体52の外周部は第1クラッド部98によって覆われ、光ファイバ54の外周部はスリーブ部材112によって覆われ、スリーブ部材112の端部は、照射窓46によって覆われている。この構成の場合、白色光観察用の励起光のみが蛍光体52に照射され、蛍光体52から疑似白色光が発せられる。また、光ファイバ54の第1クラッド部98からLED光が照射され、蛍光体52から発せられる疑似白色光と合波される。

【0082】

続いて、図8(C)に示す例では、蛍光体52は、蛍光体52を支持する支持体(ホルダー)120によって保持され、光ファイバ54の他方の端面のコア部96のみの全領域を覆うように配置されている。また、支持体120は、光ファイバ54の第1クラッド部98と同一の材料で構成されている。この構成の場合、白色光観察用の励起光のみが蛍光体52に照射され、蛍光体52から疑似白色光が発せられる。また、第1クラッド部98から発せられるLED光は、第1クラッド部98と透過率がほぼ等しい支持体120を通過して照射され、蛍光体52から発せられる疑似白色光と合波される。

【0083】

いずれの場合であっても、疑似白色光とLED光とを合波することによって、疑似白色光に不足している波長420nmおよび450nm辺りの発光強度を補い、その演色性を向上させることができる。従って、演色性に係る内視鏡画像の画質の低下を防止することができる。

【0084】

次に、内視鏡診断装置10の動作を説明する。

まず、白色光観察モードのときの動作を説明する。

【0085】

観察モード等の指示が、内視鏡装置14の切り替えスイッチ64や入力装置20からプロセッサ装置16の制御部66に入力される。そして、制御部66により、観察モードに従って、画像処理部68および光源装置12の光量制御部26が制御される。

【0086】

白色光観察モードの場合、光源装置12からは白色光観察用の励起光が発せられる。

【0087】

内視鏡装置14では、光源装置12から発せられた白色光観察用の励起光が、光ファイバ54によって内視鏡先端部42の蛍光体52へ導光される。これにより、蛍光体52から白色光が発せられ、レンズ50を介して照射窓46から被検体の被観察領域に照射される。そして、被観察領域からの反射光が対物レンズユニット56により集光され、撮像素子58により光電変換されて白色光画像の画像信号(アナログ信号)が出力される。

【0088】

白色光画像の画像信号(アナログ信号)は、A/D変換器62により画像信号(デジタル信号)に変換され、観察モードに従って、画像処理部68により白色光画像に適した所定の画像処理が施され、白色光画像信号が出力される。そして、制御部66により、画像表示モードに従って、白色光画像信号から白色光画像が発生され、白色光画像が表示装置18上に表示される。

【0089】

観察が終了すると、内視鏡挿入部32が被検体の体腔内から取り出され、各装置の電源

10

20

30

40

50

がオフとされる。

【0090】

続いて、特殊光観察モードのときの動作を説明する。

【0091】

特殊光観察モードの場合、光源装置12からは白色光観察用の励起光と特殊光観察用の狭帯域光との合波光が発せられる。

【0092】

内視鏡装置14では、光源装置12から発せられた合波光が、光ファイバ54によって内視鏡先端部42の蛍光体52へ導光される。これにより、蛍光体52から白色光が発せられるとともに、特殊光観察用の狭帯域光が発せられ、レンズ50を介して照射窓46から被検体の被観察領域に照射される。そして、被観察領域からの反射光が対物レンズユニット56により集光され、撮像素子58により光電変換されて特殊光画像の画像信号（アナログ信号）が出力される。

10

【0093】

特殊光画像の画像信号（アナログ信号）は、A/D変換器62により画像信号（デジタル信号）に変換され、観察モードに従って、画像処理部68により特殊光画像に適した所定の画像処理が施され、特殊光画像信号が出力される。そして、制御部66により、画像表示モードに従って、特殊光画像信号から特殊光画像が発生され、特殊光画像が表示装置18上に表示される。

【0094】

観察が終了すると、内視鏡挿入部32が被検体の体腔内から取り出され、各装置の電源がオフとされる。

20

【0095】

白色光画像では、比較的粘膜深層の血管像が得られるとともに画像全体の輝度を高めやすい。一方、狭帯域光画像では、粘膜表層の微細な毛細血管が鮮明に見えるようになる。従って、特殊光観察モードで撮像される白色光画像と狭帯域光画像との合成画像（特殊光画像）は、画像全体で十分な輝度を確保でき、しかも、生体組織の粘膜表層の微細血管が強調された患部の診断がしやすいという利点がある。

【0096】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

30

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0097】

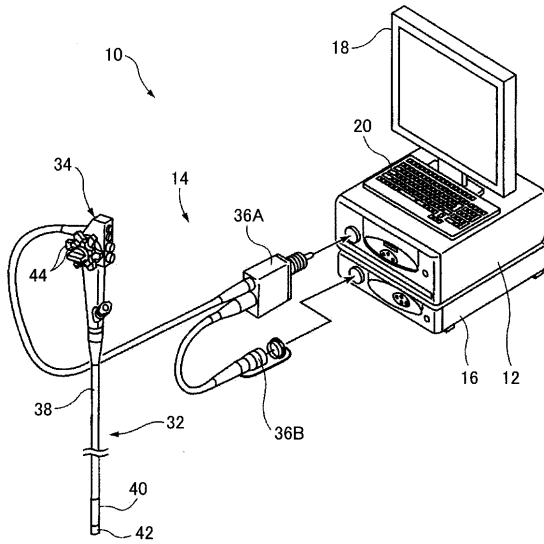
- 10 内視鏡診断装置
- 12 光源装置
- 14 内視鏡装置
- 16 プロセッサ装置
- 18 表示装置
- 20 入力装置
- 22 白色光光源
- 24 狭帯域光光源
- 26 光量制御部
- 28 合波器
- 30, 54 光ファイバ
- 32 内視鏡挿入部
- 34 操作部
- 36A, 36B コネクタ部
- 38 軟性部
- 40 湾曲部

40

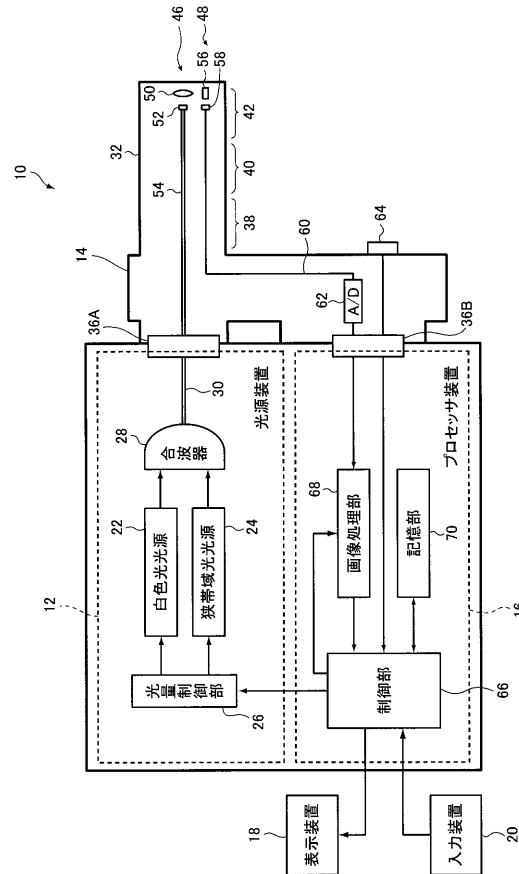
50

4 2	先端部	
4 4	アングルノブ	
4 6	照射窓	
4 8	観察窓	
5 0	レンズ	
5 2	蛍光体	
5 6	対物レンズユニット	
5 8	撮像素子	
6 0	スコープケーブル	
6 2	A / D 変換器	10
6 4	切り替えスイッチ	
6 6	制御部	
6 8	画像処理部	
7 0	記憶部	
7 2、8 8	光ファイバ	
7 4、9 6	コア部	
7 6	クラッド部	
7 8	被覆部	
8 0、9 0	レーザ光源	
8 2、8 6	レンズ	20
8 4	光源基板	
9 2、9 4	LED 光源	
9 8	第 1 クラッド部	
1 0 0、1 1 0	第 2 クラッド部	
1 1 2	スリーブ部材	
1 2 0	支持体（ホルダー）	

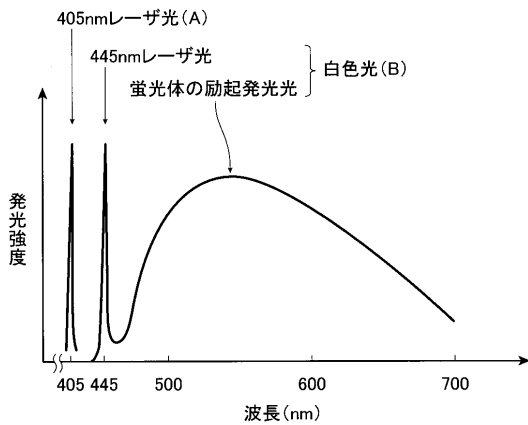
【図 1】



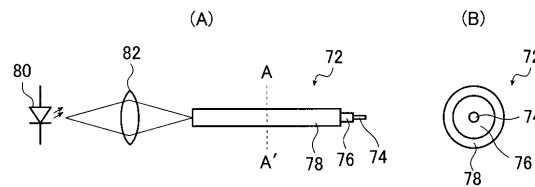
【図 2】



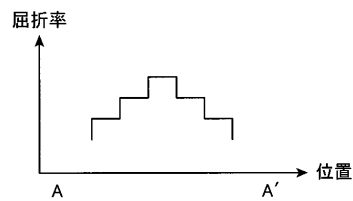
【図 3】



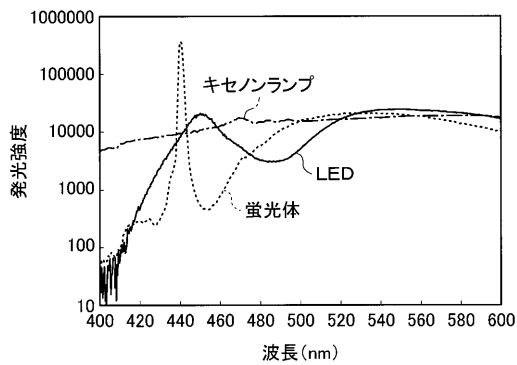
【図 5】



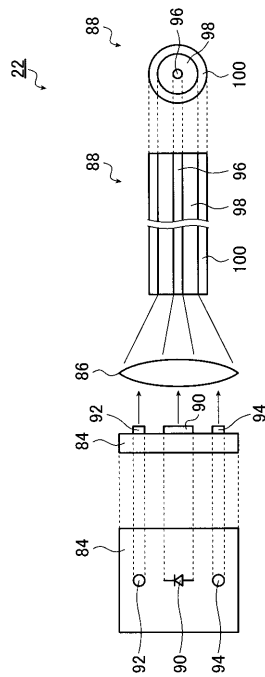
【図 6】



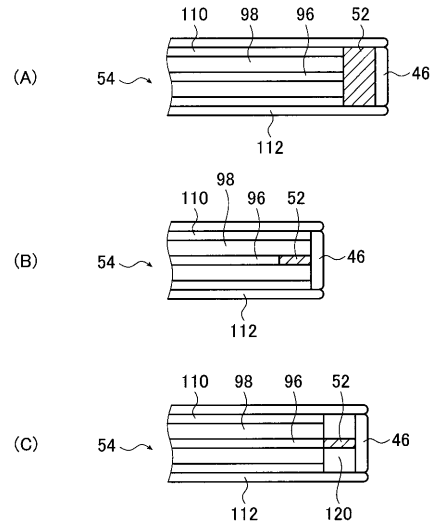
【図 4】



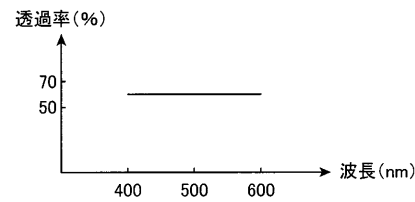
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 FF46 GG01 LL02 NN01 PP12 QQ02 QQ04 QQ06 QQ07
 QQ09 RR03 RR04 TT03
 4C161 CC06 FF46 GG01 LL02 NN01 PP12 QQ02 QQ04 QQ06 QQ07
 QQ09 RR03 RR04 TT03

专利名称(译)	光源装置和内窥镜诊断装置		
公开(公告)号	JP2012070839A	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010216869	申请日	2010-09-28
[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	下津臣一		
发明人	下津 臣一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/TT03 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/TT03		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种光源装置，其中通过用激发光照射磷光体来产生伪白光的白光源，具有改善的伪白光的显色性，从而防止关于内窥镜图像的图像质量的劣化。显影：光源装置包括：光纤，包括芯部和覆盖芯部的外周表面的包层部分；以及提供内窥镜诊断系统。激光束源，用于通过用激发光照射荧光体来发射激发光，以从荧光体产生伪白光；用于发射LED光的LED光源，包括缺少伪白光的波长分量；和用于使激发光聚光并使其入射在光纤的一个端面上的芯部分上的透镜，并使LED光聚光并使其入射在光纤的一个端面上的包层部分上。光纤通过芯部将入射在其一个端面上的芯部上的激发光引导到另一个端面，并将入射到光纤的一个端面上的包层部分上的LED光引导到另一个端面上。由包层部分作为照明光的端面。

