

(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2014-121363

(P2014-121363A)

(43) 公開日 平成26年7月3日(2014.7.3)

(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 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	A 6 1 B 5/14 3 2 2	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2012-278024 (P2012-278024)	(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24年12月20日 (2012.12.20)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	大橋 永治 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
		(72) 発明者	森本 美範 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
		(72) 発明者	井上 敏之 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

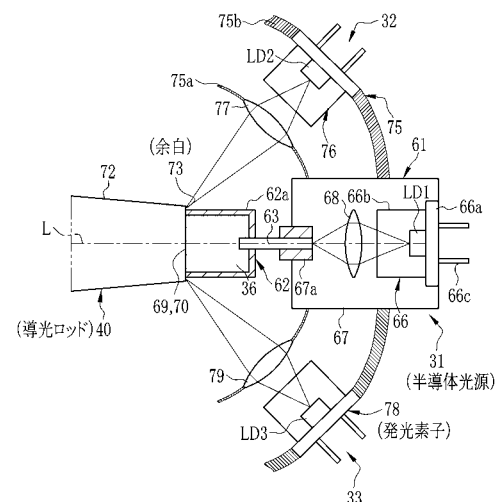
(54) 【発明の名称】 光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】安価な構成で蛍光体の励起光以外の光の光損失を軽減することができる光源装置を提供する。

【解決手段】内視鏡のライトガイドに照明光を供給する光源装置は、半導体光源31～33と、導光ロッド40と、縮小光学系とを備える。半導体光源31は、蛍光体36と、蛍光体36の励起光を発するレーザダイオードLD1を有する発光素子66とを備え、通常光観察用の白色光を発する。半導体光源31、蛍光体36、導光ロッド40、および縮小光学系は、その光軸がライトガイドの光軸Lと一致するように配置されている。半導体光源32、33はそれぞれ発光素子76、78を有し、導光ロッド40の入射端面70の余白73に発光素子76、78の光を入射させる位置に配置されている。

【選択図】図12



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡のライトガイドに照明光を供給する光源装置において、

第 1 発光素子、および前記第 1 発光素子の光によって励起されて蛍光を発する蛍光体を有し、前記蛍光体の発光面から前記第 1 発光素子の光および蛍光との混合光を発する第 1 半導体光源と、

第 2 発光素子を有し、前記蛍光体を介さずに前記第 2 発光素子の光のみからなる単色光を発する第 2 半導体光源と、

前記蛍光体の発光面よりも面積が大きい入射端面と、前記入射端面において、前記蛍光体の発光面よりも面積が大きいことにより、前記蛍光体の周辺に形成される余白と、前記入射端面に入射した光を出射する出射端面とを有し、第 1 および第 2 半導体光源から発せられた光を前記ライトガイドに向けて導光する導光ロッドとを備え、

前記第 1 半導体光源は、その光軸を前記導光ロッドの光軸と平行にした姿勢で、前記蛍光体の発光面を前記導光ロッドの入射端面と接合させた状態で配置され、

前記第 2 半導体光源は、前記余白に前記第 2 発光素子の光を入射させる位置に配置されていることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記第 2 半導体光源は、その光軸が前記導光ロッドの光軸に向かう姿勢で配置されていることを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】

前記第 2 半導体光源は複数個設けられていることを特徴とする請求項 2 記載の光源装置。

【請求項 4】

前記導光ロッドは光軸と直交する断面が正方形であり、前記蛍光体は光軸と直交する断面が円形であり、

前記余白は前記導光ロッドの入射端面の四隅に形成されていることを特徴とする請求項 3 記載の光源装置。

【請求項 5】

1 つの前記余白には、前記余白に対する光の入射角度が異なる複数個の前記第 2 半導体光源が割り当てられていることを特徴とする請求項 4 記載の光源装置。

【請求項 6】

前記第 2 半導体光源は、前記四隅に形成される各々の前記余白に対して同数割り当てられていることを特徴とする請求項 5 記載の光源装置。

【請求項 7】

前記余白には光拡散面が形成されていることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記余白にガラスビーズの層を設ける、前記余白を粗面化する、前記余白にシート状 L S D を貼り付ける、あるいはこれらを複合して行うことで、前記余白に光拡散面が形成されることを特徴とする請求項 7 記載の光源装置。

【請求項 9】

前記導光ロッドは、前記入射端面と前記出射端面を結ぶ側面が、前記入射端面よりも前記出射端面の面積が大きくなるように光軸に対して傾斜したテーパ形状であることを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 10】

前記蛍光体の発光面と前記導光ロッドの入射端面は、各々の中心が一致するように接合されていることを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 11】

前記第 2 発光素子の光を反射させて前記余白に入射させるためのリフレクタが設けられていることを特徴とする請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 発光素子は、中心波長 4 4 5 n m の励起光を発生し、

前記蛍光体は、該励起光によって励起されて緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光を発生し、励起光と蛍光によって混合光として白色光が生成されることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 1 3】

前記第 2 発光素子は、血管強調観察用の中心波長 4 0 5 n m の狭帯域光、または血中ヘモグロビンの酸素飽和度観察用の中心波長 4 7 3 n m の狭帯域光の少なくともいずれかを発生することを特徴とする請求項 1 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 および第 2 発光素子は、レーザダイオード、または L E D のいずれかを有することを特徴とする請求項 1 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 1 5】

照明光を導光するライトガイドが内蔵された内視鏡と、

前記ライトガイドに照明光を供給する光源装置とを有する内視鏡システムにおいて、

前記光源装置は、第 1 発光素子、および前記第 1 発光素子の光によって励起されて蛍光を発生する蛍光体を有し、前記蛍光体の発光面から前記第 1 発光素子の光および蛍光との混合光を発生する第 1 半導体光源と、

第 2 発光素子を有し、前記蛍光体を介さずに前記第 2 発光素子の光のみからなる単色光を発生する第 2 半導体光源と、

前記蛍光体の発光面よりも面積が大きい入射端面と、前記入射端面において、前記蛍光体の発光面よりも面積が大きいことにより、前記蛍光体の周辺に形成される余白と、前記入射端面に入射した光を出射する出射端面とを有し、第 1 および第 2 半導体光源から発生された光を前記ライトガイドに向けて導光する導光ロッドとを備え、

前記第 1 半導体光源は、その光軸を前記導光ロッドの光軸と平行にした姿勢で、前記蛍光体の発光面を前記導光ロッドの入射端面と接合させた状態で配置され、

前記第 2 半導体光源は、前記余白に前記第 2 発光素子の光を入射させる位置に配置されていることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡に照明光を供給するための光源装置、およびこれを用いた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡に照明光を供給するための光源装置と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡は生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端には、観察部位に照明光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓が配されている。内視鏡には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されている。ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥には C C D 等の撮像素子が配されている。照明光が照射された観察部位を撮像素子で撮像し、これにより得られた画像信号に基づきプロセッサ装置で観察画像を生成してモニタに表示することで、生体内を観察することができる。

【0 0 0 3】

近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体内組織の表面の全体的な性状を観察する通常光観察に加えて、特定の波長に制限された特殊光を用いた特殊光観察も行われている。特殊光観察には、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光を照明光として利用して撮影を行い、血管が強調された観察画像を生成してこれを観察したり、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した観察画像を生成してこれを観察したりするも

10

20

30

40

50

のがある。

【 0 0 0 4 】

従来、光源装置としては、白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプが光源として使用されてきたが、最近では、これらに代えて、レーザダイオード（ＬＤ）やＬＥＤ等の発光素子を有する半導体光源を用いるものも提案されている（特許文献１、２参照）。

【 0 0 0 5 】

特許文献１に記載の光源装置では、通常光観察用の白色光を生成する白色光源として、中心波長４４５ｎｍの狭帯域光（青色光）を発する半導体レーザと、中心波長４４５ｎｍの狭帯域光によって励起されて緑色から黄色の蛍光を発する蛍光体とを組み合わせた半導体光源が用いられている。蛍光体は、粉末状の蛍光材料をバインダで固めたものであり、入射した光が蛍光材料やバインダにより拡散して出射光の光量分布が均一化される拡散作用を有している。特許文献１には、上記半導体光源に加えて、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い中心波長４０５ｎｍの狭帯域光を発する特殊光観察用の半導体レーザや、腫瘍を死滅させるための中心波長６３５ｎｍの治療光を発する半導体レーザ、白色光の青色成分を補うための中心波長４７３ｎｍの狭帯域光を発する半導体レーザ等を発光素子として用いた半導体光源が設けられている。

10

【 0 0 0 6 】

特許文献１では、複数の半導体光源の光を内視鏡のライトガイドに集光する集光光学系として、第１および第２集光レンズが設けられている。白色光源用の蛍光体は各集光レンズの間に配置されている。複数の半導体光源の光は第１集光レンズに入射し、第１集光レンズから出射された光は蛍光体に入射する。蛍光体に入射した光は内部で拡散されて、出射面（発光面）から広がり角を持つ発散光として出射される。第２集光レンズは、蛍光体から入射した発散光をライトガイドの入射端に集光する。このように、特許文献１に記載の光源装置は、白色光を生成するために蛍光体を通す必要がある励起光に加えて、それ以外の特殊光も全て蛍光体を通してライトガイドに入射する構成である。

20

【 0 0 0 7 】

特許文献２に記載の光源装置は、特許文献１の白色光源と同様に、蛍光体を使用する白色光源である蛍光体型白色ＬＥＤと、特殊光観察用の青色ＬＥＤや緑色ＬＥＤと、各ＬＥＤの光を内視鏡のライトガイドに集光するための分岐型ファイババンドルとを備えている。

30

【 0 0 0 8 】

分岐型ファイババンドルは、複数本の光ファイバをバンドル化した点は通常のライトガイドと同様であるが、通常のライトガイドが入射端と出射端がそれぞれ１つであるのに対して、分岐型ファイババンドルは入射端が複数に分岐しており、入射端が形成される各分岐部が途中で１つにまとめられて１つの出射端に統合されている。

【 0 0 0 9 】

分岐型ファイババンドルの各分岐部の入射端には、各ＬＥＤがそれぞれ対向配置されている。一方で分岐型ファイババンドルの出射端には、内視鏡のライトガイドの入射端が対向配置されている。各分岐部に入射した各色のＬＥＤの光は、１つの出射端に導光されて内視鏡のライトガイドに入射する。分岐型ファイババンドルは、各分岐部の入射端から入射した各色のＬＥＤの光の出射端面における光量分布を均一化するため、各分岐部に対応する光ファイバが、出射端面においてランダムに分散して配置されている。

40

【 0 0 1 0 】

特許文献２に記載の光源装置は、白色光源用のＬＥＤの光と、それ以外の特殊光観察用のＬＥＤの光は、それぞれ別の分岐部から入射する。このため、特許文献１に記載の光源装置と異なり、特殊光は蛍光体を通することなく内視鏡のライトガイドに入射する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 1 】

【 特許文献１ 】 特開 2 0 1 2 - 1 0 5 7 1 5 号 公 報

50

【特許文献2】特開2011-041758号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

特許文献1では、白色光源用の蛍光体の励起光ばかりでなく、それ以外の特殊光も蛍光体を通して内視鏡のライトガイドに入射する構成であるため、特殊光は蛍光体通過による光損失が大きいという問題がある。また、特殊光の波長によっては蛍光体を励起してしまう場合があり、そうすると、特殊光観察時には不要な蛍光が特殊光に混入してしまうという問題もある。

【0013】

一方、特許文献2に記載の光源装置では、白色光源用の光の入射端と特殊光の入射端が分岐型ファイババンドルによって分かれているため、特殊光の蛍光体通過による光損失や特殊光観察時に不要な蛍光が混入するといった問題は生じない。しかしながら、分岐型ファイババンドルは、複数の分岐部を形成したり、各分岐部の光ファイバを出射端においてランダムに配置する等、製造に手間が掛かるため、部品コストが高いという問題がある。また、ファイババンドルの構造上、バンドルの断面における光ファイバ間の隙間を完全になくすることはできないため、隙間による光損失がどうしても生じてしまう。

【0014】

このため、通常光観察用の白色光源のように蛍光体を利用する光源と、特殊光観察用の光源のように蛍光体を利用しない光源とをもつ光源装置において、蛍光体を利用しない光源の光の光損失が少ない安価な構成の開発が期待されていた。

【0015】

ただし、蛍光体の励起光以外の光の光損失を軽減する安価な光源装置を考える際に注意すべきは、白色光は内視鏡診断でメインともいえる通常光観察で用いるので、照明窓から発せられる白色光のスポットの中心部分の光量を欠落させないために、白色光の生成に関わる半導体光源、蛍光体、およびその他の光学部材の光軸を内視鏡のライトガイドの光軸と一致させる必要があるという点である。こうした制約を踏まえたうえで、さらに蛍光体の励起光以外の光を少ない損失で内視鏡のライトガイドに導光する手立てを考える必要がある。

【0016】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたもので、安価な構成で蛍光体の励起光以外の光の光損失を軽減することができる光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム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】

【0017】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡のライトガイドに照明光を供給する光源装置は、第1および第2半導体光源と、導光ロッドとを備える。第1半導体光源は、第1発光素子、および第1発光素子の光によって励起されて蛍光を発する蛍光体を有し、蛍光体の発光面から第1発光素子の光および蛍光との混合光を発する。第2半導体光源は第2発光素子を有し、蛍光体を介さずに第2発光素子の光のみからなる単色光を発する。導光ロッドは、蛍光体の発光面よりも面積が大きい入射端面と、入射端面において、蛍光体の発光面よりも面積が大きいことにより、蛍光体の周辺に形成される余白と、入射端面に入射した光を出射する出射端面とを有し、第1および第2半導体光源から発せられた光をライトガイドに向けて導光する。第1半導体光源は、その光軸を導光ロッドの光軸と平行にした姿勢で、蛍光体の発光面を導光ロッドの入射端面と接合させた状態で配置される。第2半導体光源は、余白に第2発光素子の光を入射させる位置に配置されている。

【0018】

第2半導体光源は、その光軸が導光ロッドの光軸に向かう姿勢で配置されている。また、第2半導体光源は複数個設けられている。

【0019】

10

20

30

40

50

導光ロッドは光軸と直交する断面が正方形であり、蛍光体は光軸と直交する断面が円形である。余白は導光ロッドの入射端面の四隅に形成される。1つの余白には、余白に対する光の入射角度が異なる複数個の第2半導体光源が割り当てられている。第2半導体光源は、四隅に形成される各々の余白に対して同数割り当てられている。

【0020】

余白には光拡散面が形成されている。余白を光拡散面とする方法としては、例えば、余白にガラスビーズの層を設けたり、余白を粗面化したり、余白にシート状LSDを貼り付けたりする。これらを複合して行ってもよい。

【0021】

導光ロッドは、入射端面と出射端面を結ぶ側面が、入射端面よりも出射端面の面積が大きくなるように光軸に対して傾斜したテーパ形状である。

10

【0022】

蛍光体の発光面と導光ロッドの入射端面は、各々の中心が一致するように接合されている。

【0023】

第2発光素子の光を反射させて余白に入射させるためのリフレクタが設けられていてもよい。

【0024】

第1発光素子は、中心波長445nmの励起光を発し、蛍光体は、該励起光によって励起されて緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光を発する。励起光と蛍光によって混合光として白色光が生成される。

20

【0025】

第2発光素子は、血管強調観察用の中心波長405nmの狭帯域光、または血中ヘモグロビンの酸素飽和度観察用の中心波長473nmの狭帯域光の少なくともいずれかを発する。

【0026】

第1および第2発光素子は、レーザダイオード、またはLEDのいずれかを有する。

【0027】

また、本発明は、照明光を導光するライトガイドが内蔵された内視鏡と、ライトガイドに照明光を供給する光源装置とを有する内視鏡システムにおいて、光源装置は、第1および第2半導体光源と、導光ロッドとを備える。第1半導体光源は、第1発光素子、および第1発光素子の光によって励起されて蛍光を発する蛍光体を有し、蛍光体の発光面から第1発光素子の光および蛍光との混合光を発する。第2半導体光源は第2発光素子を有し、蛍光体を介さずに第2発光素子の光のみからなる単色光を発する。導光ロッドは、蛍光体の発光面よりも面積が大きい入射端面と、入射端面において、蛍光体の発光面よりも面積が大きいことにより、蛍光体の周辺に形成される余白と、入射端面に入射した光を出射する出射端面とを有し、第1および第2半導体光源から発せられた光をライトガイドに向けて導光する。第1半導体光源は、その光軸を導光ロッドの光軸と平行にした姿勢で、蛍光体の発光面を導光ロッドの入射端面と接合させた状態で配置される。第2半導体光源は、余白に第2発光素子の光を入射させる位置に配置されている。

30

40

【発明の効果】

【0028】

本発明によれば、ファイババンドルではなく導光ロッドを用い、第2発光素子の光は蛍光体を通すことなく導光ロッドの入射端面の余白から入射させるので、安価な構成で蛍光体の励起光以外の光の光損失を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

50

【図 4】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

【図 6】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

【図 7】撮像素子のカラーマイクロフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図 8】(A) 通常光観察モード、(B) 血管強調観察モード、(C) 酸素飽和度観察モードのそれぞれにおける照明光の照射タイミングおよび撮像タイミングを示す説明図である。

【図 9】(A) 通常光観察モード、(B) 血管強調観察モード、(C) 酸素飽和度観察モードのそれぞれにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図 10】光源装置の要部斜視図である。

10

【図 11】白色光を発する半導体光源の斜視図である。

【図 12】光源装置の要部断面図である。

【図 13】導光ロッドの入射端面を示す平面図である。

【図 14】中心波長 405 nm、473 nm の狭帯域光を発する半導体光源の配置を示す説明図である。

【図 15】ライトガイドに入射する白色光の放射強度分布を示すグラフである。

【図 16】導光ロッドの余白に入射する中心波長 405 nm、473 nm の狭帯域光の放射強度分布を示すグラフである。

【図 17】ライトガイドに入射する中心波長 405 nm、473 nm の狭帯域光の放射強度分布を示すグラフである。

20

【図 18】中心波長 405 nm、473 nm の狭帯域光を発する半導体光源の配置の別の例を示す説明図である。

【図 19】リフレクタを設けた光源装置の要部断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図 1 において、内視鏡システム 10 は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡 11 と、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する光源装置 13 と、観察画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

30

【0031】

内視鏡システム 10 は、照明光として白色光を使用し、白色光のもとで観察部位を観察するための通常光観察モードと、照明光として特殊光を利用して観察部位に存在する血管の性状を観察するための血管強調観察モードおよび酸素飽和度観察モードとを備えている。血管強調観察モードおよび酸素飽和度観察モードは、血管のパターンや酸素飽和度等の性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うための特殊光観察モードである。血管強調観察モードおよび酸素飽和度観察モードでは、特殊光として、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光が利用される。血管強調観察モードは、血管が強調された血管強調画像を表示する。酸素飽和度観察モードは、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を示す酸素飽和度画像を表示する。

40

【0032】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、操作部 17 とプロセッサ装置 12 および光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0033】

挿入部 16 は、先端から順に連設された、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 からなる。図 2 に示すように、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 22、観察部位の像を取り込むための観察窓 23、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル 24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 が設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 44 や

50

結像用の対物光学系 5 1 (ともに図 3 参照) が内蔵されている。

【0034】

湾曲部 2 0 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 1 7 のアングルノブ 2 6 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 2 0 が湾曲することにより、先端部 1 9 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 2 1 は、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 1 6 には、撮像素子 4 4 を駆動する駆動信号や撮像素子 4 4 が出力する画像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置 1 3 から供給される照明光を照明窓 2 2 に導光するライトガイド 4 3 (図 3 参照) が挿通されている。

【0035】

操作部 1 7 には、アングルノブ 2 6 の他、処置具を挿入するための鉗子口 2 7、送気・送水ノズル 2 4 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 2 8、静止画像を撮影するためのリリースボタン (図示せず) 等が設けられている。

【0036】

ユニバーサルコード 1 8 には、挿入部 1 6 から延設される通信ケーブルやライトガイド 4 3 が挿通されており、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 側の一端には、コネクタ 2 9 が取り付けられている。コネクタ 2 9 は、通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b はそれぞれ、プロセッサ装置 1 2 と光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。通信用コネクタ 2 9 a には通信ケーブルの一端が配設されており、光源用コネクタ 2 9 b にはライトガイド 4 3 の入射端が配設されている。

【0037】

図 3 において、光源装置 1 3 は、それぞれ発光波長が異なる 3 種類の半導体光源 3 1、3 2、3 3 と、これらを駆動制御する光源制御部 3 4 とを備えている。半導体光源 3 1 は第 1 半導体光源に相当し、半導体光源 3 2、3 3 は第 2 半導体光源に相当する。光源制御部 3 4 は、光源装置 1 3 の各部の駆動タイミングや同期タイミング等の制御を行う。

【0038】

半導体光源 3 1 ~ 3 3 は、特定の波長域の狭帯域光をそれぞれ発光するレーザダイオード LD 1、LD 2、LD 3 を有している。図 4 に示すように、レーザダイオード LD 1 は、青色 (B) 領域において、例えば波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 445 nm の狭帯域光 N 1 を発光する。レーザダイオード LD 2 は、青色領域において、例えば波長域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 405 nm の狭帯域光 N 2 を発光する。レーザダイオード LD 3 は、青色領域において、例えば波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 473 nm の狭帯域光 N 3 を発光する。レーザダイオード LD 1 ~ LD 3 としては、InGaP 系、InGaAs 系、GaAs 系のものを用いることができる。また、レーザダイオード LD 1 ~ LD 3 としては、高出力化が可能なストライプ幅 (導波路の幅) が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

【0039】

半導体光源 3 1 は、通常光観察用の白色光を発する光源である。半導体光源 3 1 は、レーザダイオード LD 1 に加えて、蛍光体 3 6 を有している。図 4 に示すように、蛍光体 3 6 は、レーザダイオード LD 1 が発する 445 nm の青色領域の狭帯域光 N 1 によって励起されて、緑色 (G) 領域から赤色 (R) 領域に渡る波長域の蛍光 FL を発光する。蛍光体 3 6 は、狭帯域光 N 1 の一部を吸収して蛍光 FL を発光するとともに、吸収しなかった残りの狭帯域光 N 1 を透過させる。蛍光体 3 6 を透過する狭帯域光 N 1 は、蛍光体 3 6 によって拡散される。透過する狭帯域光 N 1 と励起される蛍光 FL の混合光によって白色光が生成される。蛍光体 3 6 としては、例えば、YAG 系、BAM (B₂G₂MgAl₁₀O₁₇) 系等の蛍光体が使用される。

【0040】

半導体光源 3 2 は、血管強調観察用の光源である。血中ヘモグロビンの吸光スペクトルを表す図 5 において、血液のヘモグロビンの吸光係数 μ_a は、波長依存性を有しており、

10

20

30

40

50

波長が450nm以下の領域において急激に上昇し、405nm付近においてピークを有している。また、波長が450nm以下と比較すると低い値ではあるが、波長が530nm~560nmにおいてもピークを有している。吸光係数 μ_a が大きな波長の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストが大きな像が得られる。

【0041】

また、図6に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。こうしたヘモグロビンの吸光特性と生体組織の光の散乱特性を鑑みて、血管強調用の光の波長が選択される。

10

【0042】

半導体光源32が発する405nmの狭帯域光N2は、深達度が低いので、表層血管による吸収が大きい。このため狭帯域光N2は表層血管強調用の光として用いられる。狭帯域光N2を用いることにより、観察画像において表層血管を高コントラストで描出することができる。また、中深層血管強調用の光としては、半導体光源31が発する白色光の緑色成分が用いられる。図5に示す吸光スペクトルにおいて、450nm以下の青色領域と比較して、530nm~560nmの緑色領域においては、吸光係数は緩やかに変化するので、中深層血管強調用の光は、青色領域ほど狭帯域であることは要求されない。そのため、後述するように、中深層血管強調用には、撮像素子44のG色のマイクロカラーフィルタによって白色光から色分離した緑色成分が用いられる。

20

【0043】

半導体光源33は、酸素飽和度観察用の光源である。図5において、実線の吸光スペクトルHbは酸素と結合していない還元ヘモグロビンの吸光スペクトルを示し、一点鎖線の吸光スペクトルHbO2は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す。このように還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンは、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光係数 μ_a を示す等吸収点（各スペクトルHb、HbO2の交点）を除いて、吸光係数 μ_a に差が生じる。吸光係数 μ_a に差があると、同じ光強度かつ同じ波長の光を照射しても、酸素飽和度が変化すれば、反射率が変化する。酸素飽和度観察モードにおいては、吸光係数 μ_a に差がある波長として、半導体光源33が発する波長473nmの狭帯域光N3が用いられ、酸素飽和度が測定される。

30

【0044】

図3において、光源制御部34は、レーザダイオードLD1~LD3に接続されたドライバ37を介してレーザダイオードLD1~LD3の点灯、消灯、光量の制御を行う。具体的には、光源制御部34は、ドライバ37から電流の駆動パルスを与えることによりレーザダイオードLD1~LD3を点灯させる。そして、駆動パルスのデューティ比を制御するPWM(Pulse Width Modulation)制御を行うことにより、駆動電流値を変化させて各狭帯域光N1~N3の発光量を制御する。駆動電流値の制御は、駆動パルスの振幅を変えるPAM(Pulse Amplitude Modulation)制御等でもよい。

40

【0045】

半導体光源31~33の光路の下流側には、導光ロッド40および縮小光学系41が設けられている。導光ロッド40は、後で詳述するように、半導体光源31~33の光路を1つの光路に統合する。内視鏡11のライトガイド43の入射端は1つであるため、半導体光源31~33の光を内視鏡11に供給する前段において、導光ロッド40によって半導体光源31~33の光の光路が統合される。縮小光学系41は、光源用コネクタ29bが接続されるレセプタクルコネクタ42の近傍に配置されている。導光ロッド40から射出された光は、縮小光学系41を経由して、光源用コネクタ29bに配されたライトガイド43の入射端に供給される。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ29bとレセプタクルコネクタ42にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

50

【0046】

内視鏡11は、ライトガイド43、撮像素子44、アナログ処理回路45（A F E : Analog Front End）、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ29bが光源装置13に接続されたときに、光源用コネクタ29bに配置されたライトガイド43の入射端が光源装置13の縮小光学系41と対向する。先端部19に位置するライトガイド43の出射端は、2つの照明窓22に光が導光されるように、照明窓22の前段で2本に分岐している。

【0047】

照明窓22の奥には、照射レンズ48が配置されている。光源装置13から供給された光はライトガイド43により照射レンズ48に導光されて照明窓22から観察部位に向けて照射される。照射レンズ48は凹レンズからなり、ライトガイド43から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

【0048】

観察窓23の奥には、対物光学系51と撮像素子44が配置されている。観察部位の像は、観察窓23を通して対物光学系51に入射し、対物光学系51によって撮像素子44の撮像面44aに結像される。

【0049】

撮像素子44は、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサ等からなり、フォトダイオード等の画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面44aを有している。撮像素子44は、撮像面44aで受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子44からA F E 45に出力される。

【0050】

撮像素子44は、カラー撮像素子であり、撮像面44aには、図7に示すような分光特性を有するB、G、Rの3色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタによって、半導体光源31が発光する白色光がB、G、Rの3色に分光される。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【0051】

図8に示すように、撮像素子44は、1フレームの取得期間内で、画素に信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作を行う。図8（A）に示すように、通常光観察モードにおいては、撮像素子44の蓄積動作のタイミングに合わせてレーザダイオードLD1が点灯し、照明光として狭帯域光N1と蛍光FLの混合光からなる白色光（N1 + FL）が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子44に入射する。撮像素子44は、白色光をマイクロカラーフィルタで色分離する。狭帯域光N1に対応する反射光をB画素が受光し、蛍光FLの中のG成分に対応する反射光をG画素が、蛍光FLの中のR成分に対応する反射光をR画素がそれぞれ受光する。撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、Rの各画素の画素値が混在した1フレーム分の画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常光観察モードが設定されている間、繰り返される。

【0052】

血管強調観察モードにおいては、図8（B）に示すように、半導体光源31に加えて、撮像素子44の蓄積動作のタイミングに合わせて半導体光源32が点灯する。半導体光源31、32が点灯すると、通常光観察モードと同様の白色光とともに、狭帯域光N2が追加されて、これらの混合光（N1 + FL + N2）が照明光として観察部位に照射される。

【0053】

通常光観察モードと同様に、白色光に狭帯域光N2が追加された照明光は、撮像素子44のB、G、Rのマイクロカラーフィルタで分光される。撮像素子44のB画素は、狭帯域光N1に加えて、狭帯域光N2を受光する。G画素は、蛍光FLのG成分を受光する。

R画素は、蛍光FLのR成分を受光する。血管強調観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードが設定されている間、繰り返される。

【0054】

酸素飽和度観察モードにおいては、図8(C)に示すように、まず、撮像素子44の蓄積動作のタイミングに合わせて半導体光源31が点灯する。半導体光源31が点灯すると、通常光観察モードと同様に白色光が観察部位に照射される。次のフレームにおいては、半導体光源31が消灯したうえで半導体光源33が点灯して、狭帯域光N3が観察部位に照射される。酸素飽和度観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイミングに

10

【0055】

ただし、酸素飽和度観察モードでは、通常光観察モードや血管強調観察モードと異なり、白色光と狭帯域光N3が交互に照射されるので、最初のフレームで白色光に対応する画像信号B、G、Rが出力され、次のフレームでは狭帯域光N3に対応する画像信号B、G、Rが出力されるというように、各照明光に対応して画像信号B、G、Rが担持する情報も1フレームおきに变化する。こうした撮像動作は、酸素飽和度観察モードが設定されている間、繰り返される。

【0056】

図3において、AFE45は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、およびアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)から構成されている。CDSは、撮像素子44からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された画像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

20

【0057】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ56に接続されており、コントローラ56から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子44に対して駆動信号を入力する。撮像素子44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号をAFE45に出力する。

30

【0058】

プロセッサ装置12は、コントローラ56の他、DSP(Digital Signal Processor)57と、画像処理部58と、フレームメモリ59と、表示制御回路60とを備えている。コントローラ56は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAM等からなり、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部を制御する。

【0059】

DSP57は、撮像素子44が出力する画像信号を取得する。DSP57は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP57は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正等の信号処理を施す。

40

【0060】

フレームメモリ59は、DSP57が出力する画像データや、画像処理部58が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路60は、フレームメモリ59から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

【0061】

図9(A)に示すように、通常光観察モードにおいては、画像処理部58は、DSP57によってB、G、Rの各色に色分離された画像信号B、G、Rに基づいて、通常光観察

50

用の表示画像を生成する。この表示画像が観察画像としてモニタ 14 に出力される。画像処理部 58 は、フレームメモリ 59 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、表示画像を更新する。

【0062】

図 9 (B) に示すように、血管強調観察モードにおいては、画像処理部 58 は、画像信号 B、G、R に基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。血管強調観察モードにおける画像信号 B には、白色光の B 成分 (狭帯域光 N1 と蛍光 FL の一部を含む) に加えて、狭帯域光 N2 の情報が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌等の病変においては、正常組織と比較して、表層血管の密集度が高くなる傾向がある等血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする血管強調観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。

10

【0063】

また、より表層血管を強調する場合には、例えば、画像信号 B に基づいて表層血管の領域を抽出して、抽出した領域に対して輪郭強調処理等を施す。そして、輪郭強調処理が施された画像信号 B を、画像信号 B、G、R から生成したフルカラー画像に合成する。こうすることで、より表層血管が強調される。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行ってもよい。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれている画像信号 G から中深層血管の領域を抽出して、抽出した領域に対して輪郭強調処理を施して、強調処理済みの画像信号 G を、画像信号 B、G、R から生成したフルカラー画像に合成する。

20

【0064】

血管強調観察用の表示画像は、通常光観察用と同様に、三色の画像信号 B、G、R に基づいて生成されるため観察部位をフルカラーで表示することが可能となるが、血管強調観察モードにおける画像信号 B は、通常光観察モードにおける画像信号 B と比較すると、青色の濃度が高い。そのため、血管強調観察用の表示画像を生成する場合には、通常光観察用の表示画像と同様の色味になるように色補正を行ってもよい。画像処理部 58 は、フレームメモリ 59 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、血管強調観察用の表示画像を生成する。

【0065】

なお、血管強調観察用の表示画像を生成する方式としては、画像信号 R を使わずに、画像信号 B、G の二色のみで生成して、画像信号 B をモニタ 14 の B チャンネルおよび G チャンネルに、画像信号 G に対応する信号をモニタ 14 の R チャンネルに割り当てる方式等、観察部位を疑似カラーで表示する方式を採用してもよい。

30

【0066】

図 9 (C) に示すように、酸素飽和度観察モードにおいては、画像処理部 58 は、白色光のもとで取得された画像信号 G1、R1 と、狭帯域光 N3 のもとで取得された画像信号 B2 に基づいて、酸素飽和度算出処理を行う。画像信号 B2 の画素値には、酸素飽和度に加えて血液量の情報も含まれている。より正確に酸素飽和度を求めるためには、画像信号 B2 の画素値から血液量の情報を分離する必要がある。画像処理部 58 は、血液量に対して高い相関を示す画像信号 R を利用して、画像信号 B との間で画像間演算を行って、酸素飽和度と血液量の情報を分離する。

40

【0067】

具体的には、画像処理部 58 は、各画像信号 B2、G1、R1 の同じ位置の画素値を照合して、画像信号 B2 の画素値と画像信号 G1 の画素値の信号比 $B2 / G1$ と、画像信号 R1 の画素値と画像信号 G1 の画素値の信号比 $R1 / G1$ を求める。画像信号 G1 は、画像信号 B2 と画像信号 R1 の画素値を規格化するために、観察部位の明るさレベルを表す参照信号として用いられる。そして、予め作成された、信号比 $B2 / G1$ および $R1 / G1$ と酸素飽和度および血液量との相関関係を記憶したテーブルに基づいて、血液量の情報が分離された酸素飽和度を算出する。そして、画像信号 B1、G1、R1 に基づいて生成されるフルカラー画像に対して、算出した酸素飽和度の値に応じた色変換を行って、酸素

50

飽和度観察用の表示画像を生成する。

【0068】

図10ないし図12において、半導体光源31は、光源部61と、遮光性を有する円筒状の保護ケース62a内に蛍光体36が充填された蛍光部62と、光源部61の光を蛍光部62内に導光する単線の光ファイバ63とを備えている。図11、図12において、光源部61は、レーザダイオードLD1を有する発光素子66（第1発光素子）と、発光素子66を収容するケース67とを備えている。ケース67には光ファイバ63の一端を接続する接続部67aが設けられ、ケース67内に集光レンズ68が内蔵されている。すなわち半導体光源31は、いわゆるレセプタクル型の半導体光源である。

【0069】

発光素子66は、支持体となる円板状のステム66aの一面に半導体チップであるレーザダイオードLD1が取り付けられて、樹脂製の円筒状の透明キャップ66bでレーザダイオードLD1を覆ったものである。ステム66aの裏面からは、リード線66cが延びている。

【0070】

レーザダイオードLD1は、P型半導体からなるP層とN型半導体からなるN層が活性層を挟んで接合された半導体チップであり、レーザ発振により活性層からレーザ光を発する。レーザ光は直進性が高いが、ビーム形状が発光点から略円錐状に広がる発散光である。レーザ光は集光レンズ68によって光ファイバ63の入射端に集光される。

【0071】

光ファイバ63の出射端は、蛍光部62に接続される。蛍光部62に充填された蛍光体36の中心には、光ファイバ63が挿入される挿通孔が形成されている。光ファイバ63は、その端部に接続用のフェルール（図示せず）が取り付けられた状態で蛍光体36に挿入される。

【0072】

蛍光体36は、粉末状の蛍光材料を、樹脂材料からなるバインダに分散して固めたもので、保護ケース62aに倣う円筒状の形状を有する。蛍光材料は分散されているため、励起された蛍光FLの発光点は、蛍光体36の発光面69の全域となる。また、蛍光体36を透過する狭帯域光N1もバインダの光拡散作用により蛍光体36内で拡散するため、発光面69の全域が発光点となる。

【0073】

蛍光体36から発する光は、レーザダイオードLD1と同様に、発光点から略円錐状に広がる発散光であるが、レーザダイオードLD1と比較すると、発光点の面積および発散角が大きい。

【0074】

蛍光体36の発光面69には、入射光の発散角を変更するための導光ロッド40の入射端面70が接着剤等で接合されている。発光面69と入射端面70は、各々の中心が一致するように接合されている。図10において、導光ロッド40は、前記入射端面70と、入射端面70に入射した光を出射する出射端面71と、入射端面70と出射端面71を結ぶ4つの側面72とを有する。導光ロッド40は、中実な透明ガラス等で形成され、ライトガイド43の光軸Lと直交する断面形状が正方形で、側面72が、入射端面70よりも出射端面71の面積が大きくなるように光軸Lに対して傾斜したテーパ形状を有している。導光ロッド40は、入射端面70から入射した光を、空気との界面となる4つの側面72で全反射させながら、発散角を小さくしつつライトガイド43の方向に伝播して出射端面71から出射する。

【0075】

図13に示すように、導光ロッド40の入射端面70の一辺の長さD1は、蛍光部62の直径D2とほぼ同じである。そして、入射端面70が正方形で、蛍光部62が円筒形状であるため、蛍光部62側から見たとき、入射端面70の四隅が発光面69よりはみ出す。この入射端面70の面積が発光面69よりも大きいことにより蛍光部62の周辺から

10

20

30

40

50

はみ出した入射端面 70 の四隅を、以下余白 73 という。

【0076】

ハッチングで示すように、余白 73 にはガラスビーズの層 74 が形成されている。ガラスビーズの層 74 は、ガラスビーズを混入した紫外線硬化樹脂を余白 73 に塗布した後、紫外線を当てて紫外線硬化樹脂を硬化させることで形成される。なお、ガラスビーズの層 74 に代えて、サンドブラスト等で余白 73 を粗面化したり、余白 73 にポリカーボネート等からなるシート状 L S D (Light Shaping Diffuser) を貼り付けたり、あるいはこれらを複合して実施 (粗面化 + ガラスビーズの層形成、粗面化 + L S D 貼り付け等) して、余白 73 を光拡散面としてもよい。

【0077】

導光ロッド 40 は、ライトガイド 43 の直径を考慮して、光軸 L 方向の長さや側面 72 の光軸 L に対する傾斜角が設定されている。具体的には、縮小光学系 41 を通してライトガイド 43 に入射する光のスポット径がライトガイド 43 の直径とほぼ一致するように設定される。

【0078】

また、縮小光学系 41 を通してライトガイド 43 に入射する光の発散角は、ファイババンドルであるライトガイド 43 の素線となる光ファイバの N A (開口数: Numerical Aperture) に合わせて設定される。周知のように、光ファイバは、屈折率の高いコアと、コアの周囲に配された、屈折率が低いクラッドとからなり、光ファイバの入射端から入射した光は、コアとクラッドの境界において全反射しながら光軸 L 方向に伝播する。光を伝播させるためには、全反射条件を満たす入射角で、光ファイバの入射端に光を入射させることが必要である。

【0079】

N A は、光ファイバがどれだけ光を集めることができるかを表す指標であり、最大受光角 $\theta_{\max}$ の正弦で定義される ($N A = \sin \theta_{\max}$)。最大受光角 $\theta_{\max}$ が大きいほど N A の値は大きい。光ファイバに入射する光線の入射角が最大受光角 $\theta_{\max}$ 以下であれば、光ファイバ内においてコアとクラッドの境界で全反射が生じるため、入射光はライトガイド 43 の光軸 L 方向に伝播して導光される。入射角が最大受光角 $\theta_{\max}$ を越えると、入射光は全反射せずに透過してしまうため、ライトガイド 43 内を導光されない。導光されない入射光線は光伝達損失となる。この光伝達損失を低減するために、導光ロッド 40 および縮小光学系 41 は、半導体光源 31 のビームの発散角を、最大受光角 $\theta_{\max}$ 以下に規制する。

【0080】

半導体光源 31、蛍光部 62 (蛍光体 36)、導光ロッド 40、および縮小光学系 41 は、その光軸がライトガイド 43 の光軸 L と一致するように配置されている。一方、血管強調観察、酸素飽和度観察に用いる半導体光源 32、33 は、半導体光源 31 の周りを取り囲むように、その光軸が導光ロッド 40 の光軸に向かう姿勢で複数個配置されている。

【0081】

図 10、図 12 において、複数の半導体光源 32、33 は、ケース 67 に取り付けられたお椀状の保持枠 75 に固定保持されている。保持枠 75 は、導光ロッド 40 の入射端面 70 に向けて凹状に湾曲している。半導体光源 32 は発光素子 76 と集光レンズ 77 とを有する。同様に半導体光源 33 は発光素子 78 と集光レンズ 79 とを有する。発光素子 76、78 はともに第 2 発光素子に相当する。保持枠 75 はお椀の内側を形成する内枠 75 a と外側を形成する外枠 75 b からなる中空構造となっており、内枠 75 a に集光レンズ 77、79 が、外枠 75 b に発光素子 76、78 がそれぞれ取り付けられている。発光素子 76、78 はそれぞれ、レーザダイオード L D 2、L D 3 を有しており、ステム等のその他の構成は半導体光源 31 の発光素子 66 と同様である。レーザダイオード L D 2、L D 3 から発せられたレーザ光は、それぞれ集光レンズ 77、79 によって導光ロッド 40 の入射端面 70 の余白 73 に向けて集光される。なお、集光レンズ 77、79 を発光素子 76、78 の透明キャップ内に収容し、保持枠 75 を外枠 75 b の一層としてもよい。

10

20

30

40

50

【0082】

図14は、保持枠75の外枠75b側からみた半導体光源32、33の配置を模式的に示すものである。半導体光源32、33は、光軸Lを中心とし光軸Lに対して直交する正方形Sとそれよりも一回り大きい12角形Dのそれぞれの頂点に交互に配置され、それぞれ8個ずつ、合わせて16個設けられている。半導体光源32、33は、上下左右で4等分した4個が1組となっており、各組は半導体光源32、33を2個ずつ有する。正方形Sの頂点に半導体光源32がある左上、右下の組は、12角形Dの頂点に、1個の半導体光源32とそれを挟むように2個の半導体光源33が配置されている。一方、正方形Sの頂点に半導体光源33がある右上、左下の組は、12角形Dの頂点に、1個の半導体光源33とそれを挟むように2個の半導体光源32が配置されている。左上と右下、右上と左下の組がそれぞれ同じ配置である。左上、左下、右下、右上のそれぞれの組が、左上、左下、右下、右上のそれぞれの余白73に光を入射させる。なお、各組の半導体光源32、33は、各余白73のある一点に光を入射させてもよいし、各余白73の位置をずらした複数の点に光を入射させてもよい。

10

【0083】

狭帯域光L2の放射強度分布を白色光のそれに近づけるため、8個の半導体光源32は、保持枠75への取り付け位置や角度を微妙に変えることによって、光軸Lに対する角度が例えば10°から40°、-40°から-10°の間で10°刻みで異なるように配置される。このため8個の半導体光源32から発せられた光は、異なる入射角度（本例では±10°、±20°、±30°、±40°）で余白73に入射する。半導体光源33についても同様である。また、光源制御部34は、余白73に対する光の入射角度が0°に近いもの（本例では入射角度±10°の半導体光源32、33）ほど発光量が多く、入射角度が大きくなるにつれ発光量が漸減するよう半導体光源32、33の駆動を制御する。なお、図14では煩雑を避けるため半導体光源32、33の余白73に対する位置や角度の微妙な違いは表現していない。

20

【0084】

図15において、導光ロッド40および縮小光学系41を通してライトガイド43に入射する白色光は、蛍光体36の光拡散作用によって、光軸Lの延長線上にある放射角度 θ_i が0°の基準位置の山型の頂点付近から放射強度Iがなだらかに落ち込み、放射角度 θ_i の比較的広い範囲にわたってある程度の放射強度Iを有し、放射角度 θ_i が大きな高角成分の落ち込みが緩やかなトップハット型の放射強度分布を示す。ライトガイド43に入射する白色光の発散角は、半値半幅（half width at half maximum；HWHM）で約30°（半値全幅で約60°）である。なお、放射強度分布は、横軸に放射角度 θ_i 、縦軸に放射強度Iをとったグラフである。放射強度Iは、単位立体角（ステラジアン：sr）当たりの放射束（lumen）であり、単位はlumen/srである。また半値半幅とは、放射強度Iがその最大値に対して半値を示すときの放射角度 θ_i の全幅の1/2である。

30

【0085】

半導体光源32、33から発せられる狭帯域光N2、N3は直進性の高いレーザ光であるため、図16に実線で示すように、山型の頂点付近から放射強度Iが急激に落ち込む急峻な傾斜をもつガウシアン分布となる。狭帯域光N2、N3の発散角は、半値半幅で約10°（半値全幅で約20°）である。狭帯域光N2、N3は、余白73に形成されたガラスピースの層74の光拡散作用により、破線で示すように強度Iの落ち込みが若干なただから裾野が広がった光（半値半幅約20°）となって導光ロッド40に入射する。なお、この場合の基準位置は半導体光源32、33の光軸の延長線上にある。

40

【0086】

導光ロッド40および縮小光学系41を通してライトガイド43に入射する狭帯域光N2、N3は、8個の半導体光源32、33から異なる角度で余白73に入射した光、正確にはガラスピースの層74を通して発散角が広げられた光の混合光となる。具体的には図17（A）に示すように、8個の半導体光源32、33から発せられた狭帯域光N2、N3のライトガイド43の入射端手前における放射強度分布は、放射角度 $\theta_i \pm 10^\circ$ 、±

50

20°、±30°、±40°にそれぞれ頂点をもつ、図16に破線で示す発散角が広げられた光の略相似形の分布が8個並んだ様相を呈する。8個の分布は、光軸Lの延長線上にある基準位置の放射角度 $\theta_i 0^\circ$ に関して対称である。

【0087】

入射角度 $\pm 10^\circ$ の半導体光源32、33ほど発光量が多く、入射角度が大きくなるにつれ発光量が漸減するよう光源制御部34で半導体光源32、33の駆動を制御しているので、例えば、実線で示す放射角度 $\theta_i \pm 10^\circ$ の分布の放射強度Iの最大値に対して、一点鎖線で示す放射角度 $\theta_i \pm 20^\circ$ の分布の放射強度Iの最大値は約0.9倍、二点鎖線で示す放射角度 $\theta_i \pm 30^\circ$ の分布の放射強度Iの最大値は約0.75倍、破線で示す放射角度 $\theta_i \pm 40^\circ$ の分布の放射強度Iの最大値は約0.5倍というように、放射角度 θ_i が広がるに連れて8個の分布の放射強度Iの最大値が漸減する。

10

【0088】

導光ロッド40および縮小光学系41を通してライトガイド43に入射する狭帯域光N2、N3の放射強度分布は、結局これら8個の分布を足し合わせた図17(B)に示すものとなる。

【0089】

ここで、ライトガイド43の導光過程においてはビームの発散角が保存されるため、ライトガイド43へ入射するビームの発散角が白色光と狭帯域光N2、N3とで異なると、ライトガイド43から出射するビームの発散角も白色光と狭帯域光N2、N3とで異なり、観察部位においてビームが照射されるスポットも異なってしまうという問題が起こる。血管強調観察モードでは白色光と狭帯域光N2が同時に観察部位に照射されるが、これら白色光と狭帯域光N2のスポットが異なると、観察画像に色ムラが生じる。また、酸素飽和度観察モードにおいては、白色光と狭帯域光N3は交互に観察部位に照射されるが、これらのスポットが異なると、正確な酸素飽和度の算出ができなくなる。

20

【0090】

対して本例では、図17(B)に示すライトガイド43に入射する狭帯域光N2、N3の放射強度分布が、図15に示すライトガイド43に入射する白色光の放射強度分布と略同じとなるように半導体光源32、33の配置や発光量等を調整し、ライトガイド43へ入射するビームの発散角を白色光と狭帯域光N2、N3とで略同じ(半値半幅で約30°(半値全幅で約60°))にしている。したがって、観察部位においてビームが照射されるスポットが白色光と狭帯域光N2、N3とで略同じとなり、血管強調観察モードにおいて観察画像に色ムラが生じず、酸素飽和度観察モードにおいて正確な酸素飽和度が算出される。

30

【0091】

以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡11をプロセッサ装置12と光源装置13に接続し、プロセッサ装置12と光源装置13の電源を入れて、内視鏡システム10を起動する。

【0092】

内視鏡11の挿入部16を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察が開始される。通常光観察モードでは、半導体光源31が点灯して、レーザダイオードLD1が発する狭帯域光N1と、蛍光体36が発する蛍光FLとが混合された白色光が観察部位に照射される。内視鏡診断でメインの通常光観察用の白色光を発する系である半導体光源31、蛍光部62(蛍光体36)、導光ロッド40、および縮小光学系41の光軸がライトガイド43の光軸Lと一致するように配置されているので、照明窓22から発せられる白色光は中心部分に欠落のない観察に十分な光量となる。また、蛍光体36の発光面69と導光ロッド40の入射端面70が接合されているので、発光面69から発せられた白色光はほぼ損失なく入射端面70に入射する。このため発光面と入射端面が離れていてこれらの面の間に空気が介在する構成よりも光利用効率が良い。

40

【0093】

白色光の照射中に撮像素子44によって観察部位が撮像されて、DSP57によってB

50

、G、Rの画像信号が生成される。画像処理部58は、B、G、Rの画像信号に基づいて、通常光観察用の表示画像を生成する。表示制御回路60は、通常光観察用の表示画像をビデオ信号に変換してモニタ14に表示する。

【0094】

血管強調観察を行う場合には、操作入力部15によってモード切り換え操作が行われて、プロセッサ装置12が血管強調観察モードに設定される。

【0095】

血管強調観察モードでは、半導体光源31に加えて半導体光源32が点灯して、白色光と狭帯域光N2が同時に観察部位に照射される。狭帯域光N2は、蛍光部62（蛍光体36）を通さず直接導光ロッド40の入射端面70の余白73に入射する。このため狭帯域光N2は蛍光部62（蛍光体36）を通すことによる光損失はない。また、狭帯域光N2は、狭帯域光N1ほどではないが蛍光体36を励起させるため、蛍光部62（蛍光体36）を通すと蛍光FLが発生して白色光の色のバランスが崩れてしまうおそれがあるが、その心配もない。さらに、蛍光体36の発光面69と導光ロッド40の入射端面70を接着剤で接合し、蛍光部62を通して狭帯域光N2を導光ロッド40に入射させる形態の場合、高エネルギーの近紫外光である狭帯域光N2によって接着剤が黄変したり接着剤の接着性能が劣化したりするいわゆるソラリゼーションが起こるおそれがあるが、その心配もない。

【0096】

半導体光源32は8個あり、その8個の半導体光源32の余白73に対する角度が互いに異なるように配置される。また、入射角度が浅い半導体光源32ほど発光量が多く、入射角度が大きくなるにつれ発光量が漸減するよう光源制御部34で半導体光源32の駆動を制御する。そして、余白73に形成されたガラスビーズの層74の光拡散作用により、狭帯域光N2は発散角が広げられる。これにより、ライトガイド43へ入射するビームの発散角が白色光と狭帯域光N2とで略同じとなる。白色光および狭帯域光N2は、ライトガイド43を通じて照明窓22から消化管内の観察部位に照射される。

【0097】

白色光および狭帯域光N2を照射中に撮像素子44によって観察部位が撮像されて、DSP57によってB、G、Rの画像信号が生成される。血管強調観察モードにおいては、画像処理部58は、B、G、Rの画像信号に基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。表示制御回路60は、血管強調観察用の表示画像をビデオ信号に変換してモニタ14に表示する。観察部位においてビームが照射されるスポットが白色光と狭帯域光N2とで略同じとなるため、色ムラのない表示画像が得られる。血管強調観察モードでは、画像信号Bに、白色光のB成分に加えて、狭帯域光N2が含まれているので、観察画像において表層血管が高コントラストで描出される。

【0098】

酸素飽和度観察を行う場合には、操作入力部15からモード切り換え操作が行われて、プロセッサ装置12の動作モードが酸素飽和度観察モードに設定される。

【0099】

酸素飽和度観察モードでは、半導体光源31と半導体光源33とが、1フレーム毎に交互に点灯し、白色光と狭帯域光N3が交互に観察部位に照射される。狭帯域光N2の場合と同様に、狭帯域光N3は蛍光部62（蛍光体36）を通すことによる光損失はない。

【0100】

また、狭帯域光N3も蛍光体36を励起させるため、蛍光部62（蛍光体36）を通した場合は蛍光FLが発生する。酸素飽和度観察モードにおいては、狭帯域光N3は単独で観察部位に照射され、これにより得られた画像信号B2と白色光の照射時に得られた画像信号G1、R1とで画像間演算を行って酸素飽和度を算出するので、狭帯域光N3の照射時に蛍光FLが発生するとノイズとなり酸素飽和度を正確に算出できなくなるが、その心配もない。

【0101】

10

20

30

40

50

さらに、狭帯域光 N 2 の場合と同様に、ライトガイド 4 3 へ入射するビームの発散角が白色光と狭帯域光 N 3 とで略同じとなり、観察部位においてビームが照射されるスポットが白色光と狭帯域光 N 2 とで略同じとなるため、算出する酸素飽和度の正確性が増す。白色光および狭帯域光 N 3 は、ライトガイド 4 3 を通じて照明窓 2 2 から消化管内の観察部位に順次照射される。

【0102】

撮像素子 4 4 は、白色光および狭帯域光 N 3 に対応する画像信号を DSP 5 7 に順次出力する。DSP 5 7 は、白色光の元で取得した画像信号に基づいて、B 1、G 1、R 1 の各色の画像信号を生成して、狭帯域光 N 3 の元で取得した画像信号に基づいて、B 2 の画像信号を生成する。画像処理部 5 8 は、画像信号 B 2、G 1、R 1 の画像間演算を行うことにより、酸素飽和度を算出する。そして、画像信号 B 1、G 1、R 1 に基づいて生成されるフルカラー画像に対して、算出した酸素飽和度の値に応じた色変換を行って、酸素飽和度観察用の表示画像を生成する。

10

【0103】

上記実施形態では、白色光と狭帯域光 L 2、L 3 の放射強度分布を近づけるために半導体光源 3 2、3 3 をそれぞれ 8 個設けているが、個数はこれに限定されない。観察部位においてビームが照射されるスポットが白色光と狭帯域光 N 2、N 3 とで略同じになればよく、例えば図 1 8 に示すように、上記実施形態の正方形 S に相当する正方形 S a の頂点に 4 個の半導体光源 3 2 を、正方形 S a よりも一回り大きい正方形 S b の頂点に 4 個の半導体光源 3 3 をそれぞれ配置する等、適宜個数を減らしてもよい。半導体光源 3 2、3 3 の個数を減らせれば、それだけ光源装置 1 3 の大型化を抑制することができ、コストも安く済む。

20

【0104】

上記実施形態では、四隅の余白 7 3 の各々に対して、半導体光源 3 2、3 3 を 2 個ずつ割り当てており、図 1 8 の例では 1 個ずつ割り当てている。もし各余白 7 3 に割り当てる半導体光源の個数が偏っていると、放射強度分布に偏りが生じてしまうためである。偏りのない放射強度分布を得るためには、図 1 8 のように少なくとも 1 つの余白 7 3 に対して 1 個ずつ、計 4 個の半導体光源を配置すればよい。

【0105】

例えば余白 7 3 のガラスビーズの層 7 4 の膜厚を厚くし、ガラスビーズの層 7 4 の光拡散作用をより高めて狭帯域光 N 2、N 3 の放射強度 I の落ち込みをより緩やかなものとするれば、半導体光源 3 2、3 3 の個数を減らしても観察部位においてビームが照射されるスポットが白色光と狭帯域光 N 2、N 3 とで略同じになるようにすることができる。光拡散面の光拡散作用が十分であれば、半導体光源 3 2、3 3 を各 1 個で済ませることもできる。

30

【0106】

あるいは、蛍光部 6 2 の大きさはそのまま、導光ロッド 4 0 の入射端面 7 0 を例えば図 1 4 に示す正方形 S や図 1 8 に示す正方形 S b 程度に大きくして余白 7 3 の面積を拡大し、正方形 S の頂点にある半導体光源 3 2、3 3 の光軸 L に対する角度を 0° として半導体光源 3 2、3 3 を光軸 L と平行に配置し、放射角度 $\theta_i 0^\circ$ に放射強度 I の頂点をもつ狭帯域光 N 2、N 3 の 0° 成分を導光ロッド 4 0 に入射させてもよい。

40

【0107】

白色光の放射強度分布は放射角度 $\theta_i 0^\circ$ のときに放射強度 I が最大値をとるため、白色光と狭帯域光 L 2、L 3 の放射強度分布を近づけるには狭帯域光 N 2、N 3 も放射角度 $\theta_i 0^\circ$ のときの放射強度 I を大きくする必要がある。しかし、上記実施形態では、図 1 7 (A) の狭帯域光 N 2、N 3 のライトガイド 4 3 の入射端手前における放射強度分布から分かるように、狭帯域光 N 2、N 3 の 0° 成分が少ない。この狭帯域光 N 2、N 3 の 0° 成分の不足を補うために異なる複数の角度成分を幾重にも重ねなければならず、その分半導体光源 3 2、3 3 の個数が増すことになる。対して、上述のように余白 7 3 の面積を広げて狭帯域光 N 2、N 3 の 0° 成分を導光ロッド 4 0 に入射させれば、半導体光源 3 2

50

、 33 の個数を減らすことができる。なお、余白 73 の面積を拡大するために、導光ロッド 40 の入射端面 70 を正方形 S や S b 程度に大きくする例を挙げたが、入射端面 70 を長方形状として余白 73 の面積を一方向に大きく拡大してもよい。

【0108】

なお、図 19 に示すように、余白 73 への狭帯域光 N2、N3 の入射光率を上げるためにリフレクタ 85 を設けてもよい。リフレクタ 85 は、保持枠 75 と同様にお椀状の形状を有し、導光ロッド 40 の入射端面 70 に向けて凹状に湾曲している。リフレクタ 85 には、狭帯域光 N2、N3 の光路に対応する位置に透過孔 85a が設けられている。リフレクタ 85 は蛍光部 62 に取り付けられている。リフレクタ 85 は、余白 73 に直接入射しなかった狭帯域光 N2、N3 を反射させて余白 73 に導く。特に余白 73 を光拡散面とした場合は、余白 73 に入射せずに蛍光部 62 の方向に拡散する狭帯域光 N2、N3 が多くなるため、リフレクタ 85 を設けることが好ましい。保持枠 75 の内枠 75a をリフレクタとして用いてもよい。

10

【0109】

上記実施形態では、狭帯域光 N2、N3 を強度 I の落ち込みが若干なだらかで裾野が広がった光とするために余白 73 を光拡散面としているが、半導体光源 32、33 の個数や配置の工夫でライトガイド 43 に入射する白色光と狭帯域光 N2、N3 の放射強度分が略同じとなるようであれば、余白 73 を光拡散面としなくともよい。

【0110】

狭帯域光 N1 ~ N3、蛍光 FL の発光波長域は上記例に限定されず、適宜変更が可能である。例えば、腫瘍を死滅させるための中心波長 635 nm の治療光を狭帯域光 N3 として用いてもよい。あるいは、赤外線の波長域の蛍光 FL を発する蛍光体を用いてもよい。

20

【0111】

上記実施形態では、光軸 L と直交する断面形状が正方形で、入射端面 70 よりも出射端面 71 の面積が大きくなるように光軸 L に対して側面 72 が傾斜したテーパ形状を有する導光ロッド 40 を例示しているが、導光ロッドの形状はこれに限定されない。導光ロッドの入射端面の面積が蛍光体の発光面よりも大きく、両者を接合したときに導光ロッドの入射端面に余白が形成されればよく、光軸 L と直交する断面形状が円形で、入射端面よりも出射端面の面積が大きくなるように光軸 L に対して側面が傾斜したテーパ形状を有する略円錐状の導光ロッドを用いてもよい。略円錐状の導光ロッドの場合は、導光ロッドの入射端面の蛍光体の周囲全体に円環状の余白が形成され、この円環状の余白に蛍光体の励起光以外の光を入射させる。さらには、側面に傾斜がない寸胴の導光ロッドや、入射端面が正方形状で出射端面が円形の導光ロッドを用いてもよい。この他にも光軸と直交する断面形状が長方形、あるいは多角形の導光ロッドを用いてもよい。光軸と直交する断面形状が正方形でない場合も上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

30

【0112】

また、発光素子として、レーザダイオードを有するものを例示しているが、レーザダイオード以外の LED や EL 等を有する発光素子を用いてもよい。LED や EL 等を有する発光素子を用いた場合も、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0113】

上記実施形態では、B、G、R のマイクロカラーフィルタが設けられたカラー撮像素子を用いて、白色光をマイクロカラーフィルタで色分離して複数色の画像を同時に取得する同時方式を例に説明したが、カラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子を用いて、各色の画像を順次取得する面順次方式に適用してもよい。

40

【0114】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡や、配管の亀裂等を検査する工業内視鏡、あるいは挿入部が硬い棒状の硬性鏡等、他の形態の内視鏡に照明光を供給する光源装置およびこれを用いた内視鏡システムにも適用することができる。

50

【符号の説明】

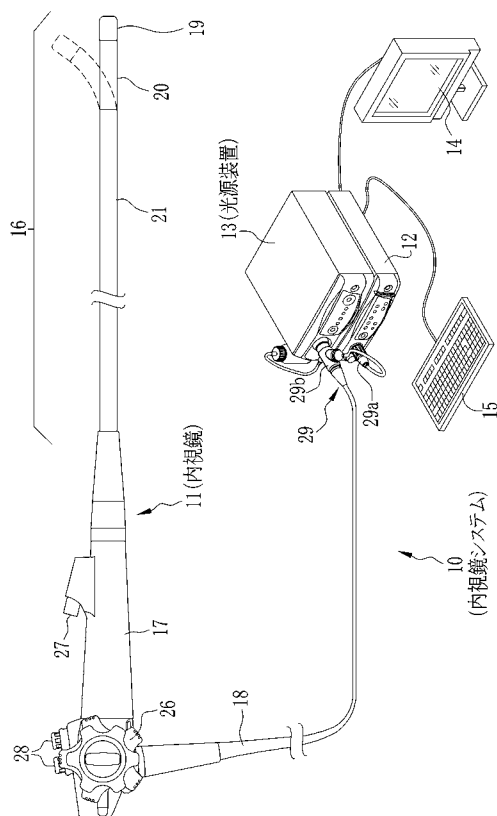
【 0 1 1 5 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 1 半導体光源（第 1 半導体光源）
- 3 2、3 3 半導体光源（第 2 半導体光源）
- 3 4 光源制御部
- 3 6 蛍光体
- 4 0 導光ロッド
- 4 3 ライトガイド
- 4 4 撮像素子
- 4 6 撮像制御部
- 5 6 コントローラ
- 5 8 画像処理部
- 6 2 蛍光部
- 6 6 発光素子（第 1 発光素子）
- 6 9 蛍光体の発光面
- 7 0 導光ロッドの入射端面
- 7 3 余白
- 7 4 ガラスビーズの層
- 7 6、7 8 発光素子（第 2 発光素子）
- 8 5 リフレクタ
- L D 1 ~ L D 3 レーザダイオード

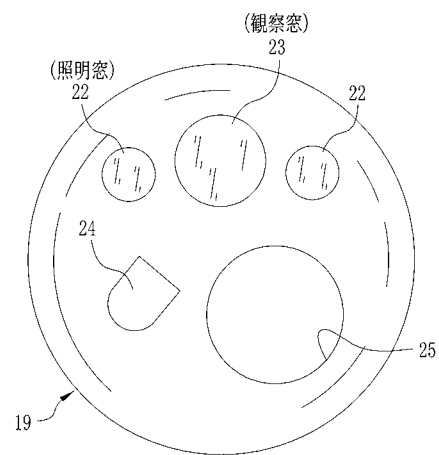
10

20

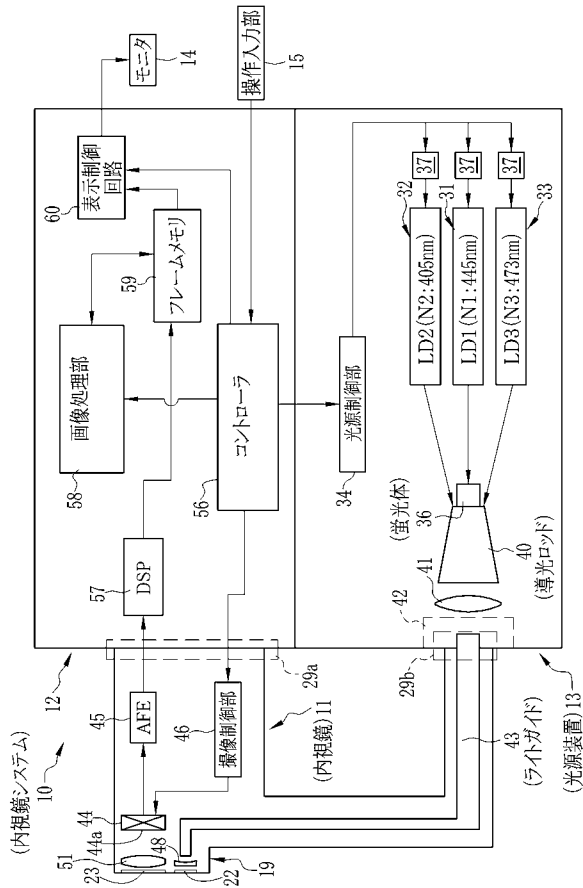
【図 1】



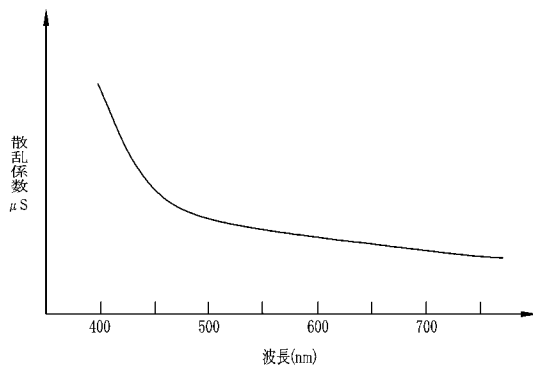
【図 2】



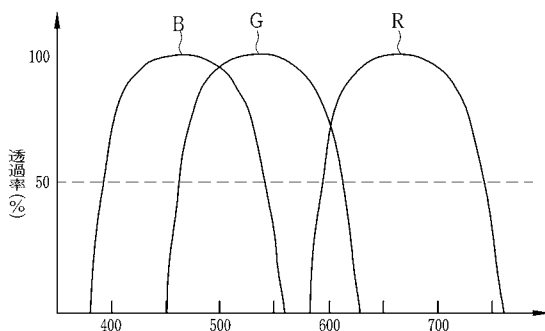
【 図 3 】



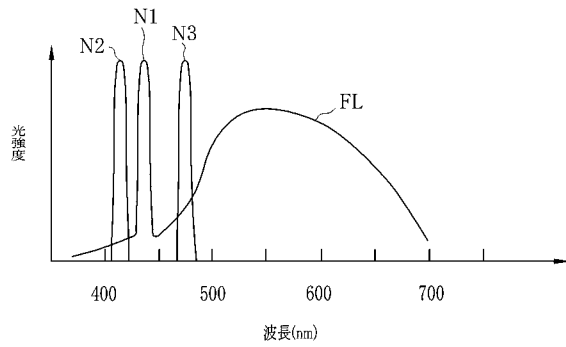
【 図 6 】



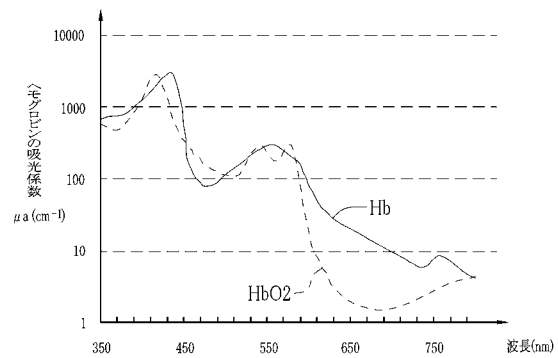
【圖 7】



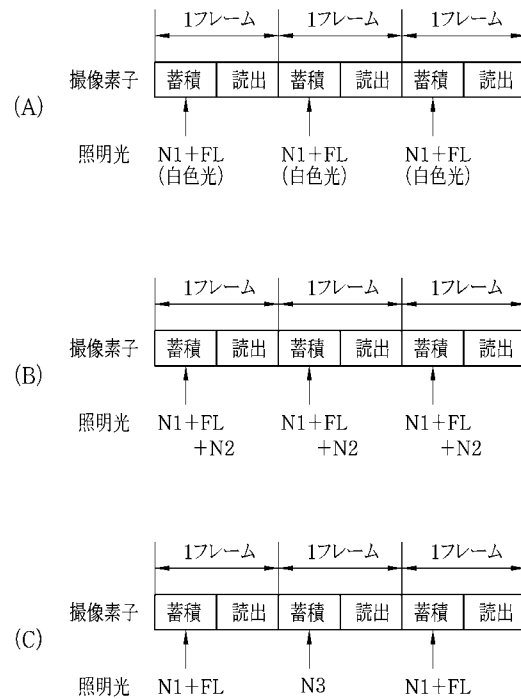
【 図 4 】



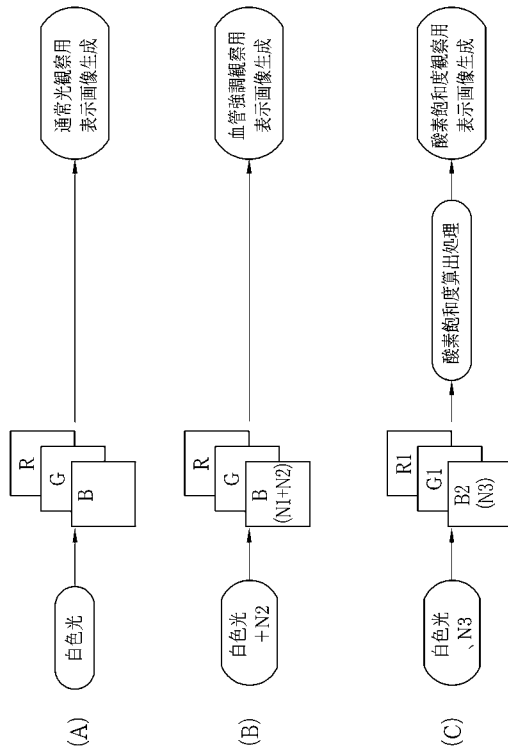
【 図 5 】



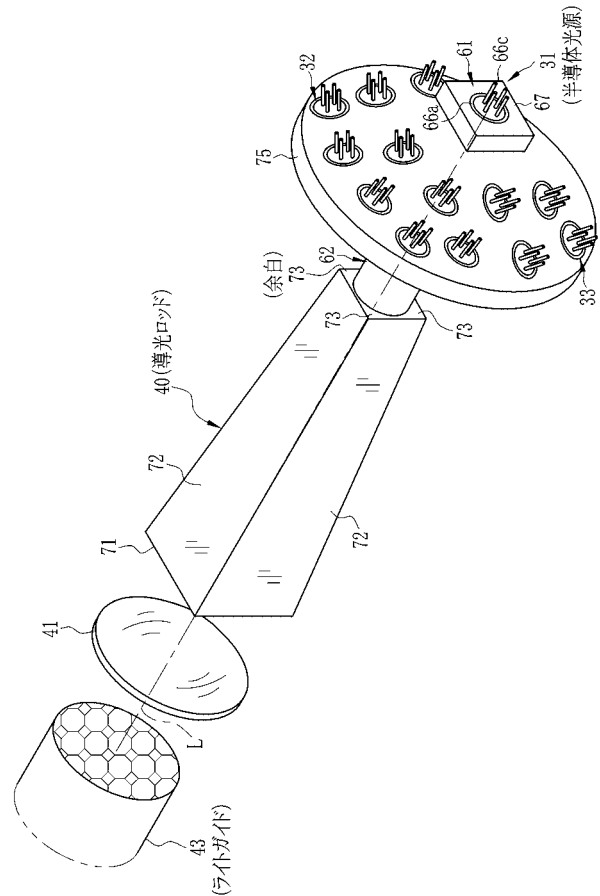
【 図 8 】



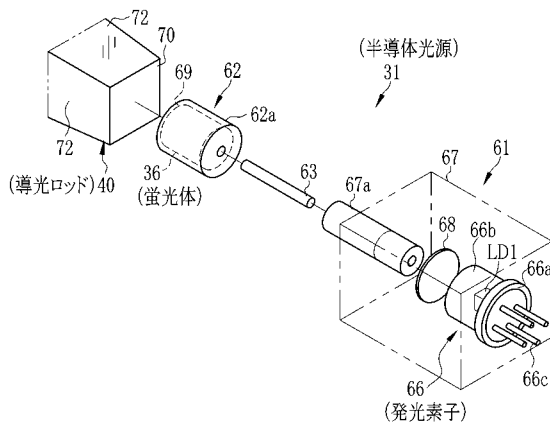
【図 9】



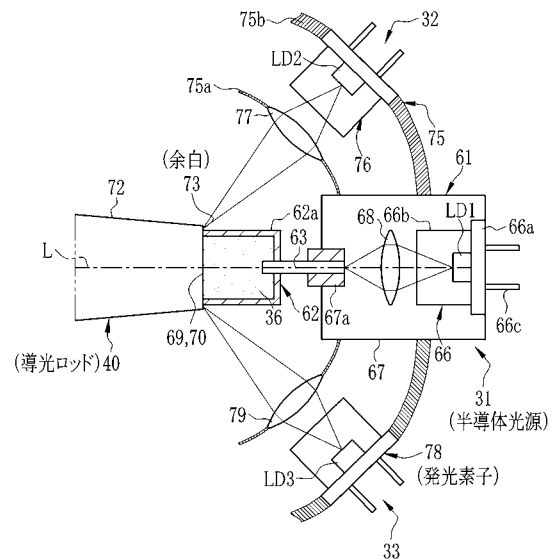
【図 10】



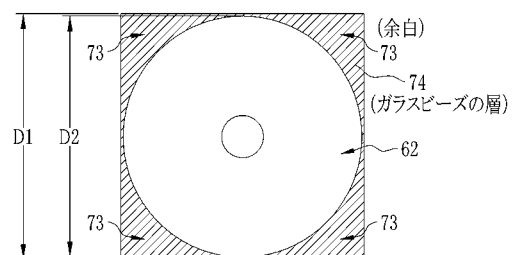
【図 11】



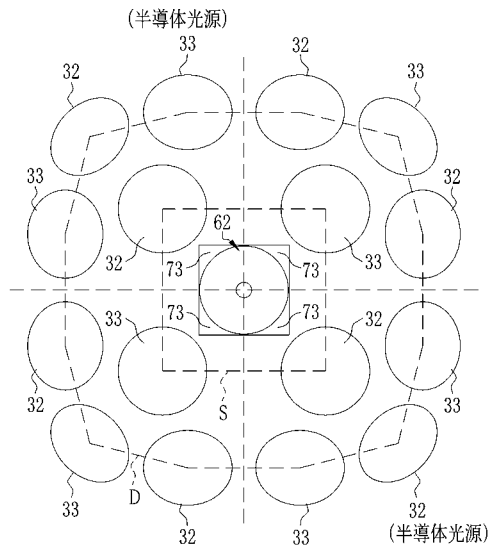
【図 12】



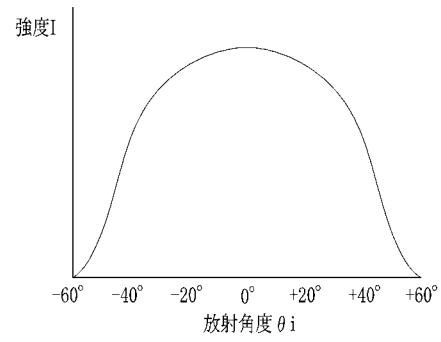
【図 13】



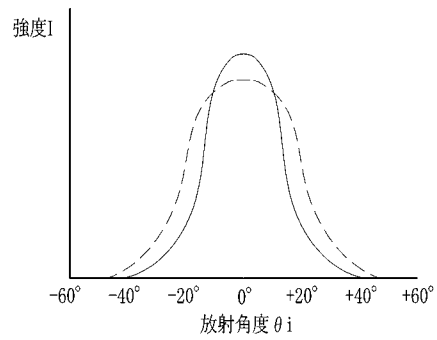
【図 1 4】



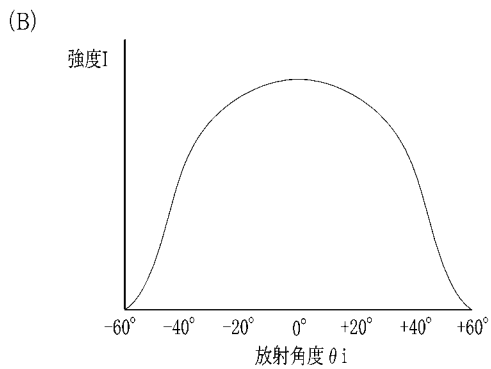
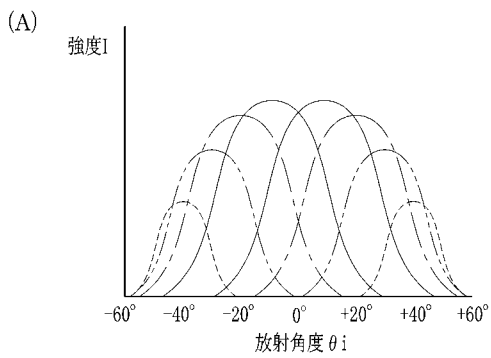
【図 1 5】



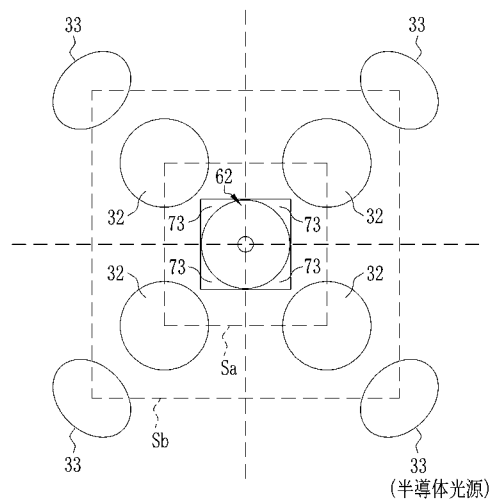
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 8】



[illegible]

フロントページの続き

(72)発明者 中林 耕基

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 4C038 KK01 KL07 KX01

4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 FF47 GG01 HH54 LL02 NN01

QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR04

专利名称(译)	光源装置和使用其的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014121363A	公开(公告)日	2014-07-03
申请号	JP2012278024	申请日	2012-12-20
[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	大橋永治 森本美範 井上敏之 中林耕基		
发明人	大橋 永治 森本 美範 井上 敏之 中林 耕基		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B5/14.322 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.736 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够通过廉价的结构减少荧光体的激发光以外的光的光损失的光源装置。解决方案：一种向内窥镜的光导供给照明光的光源装置。包括：半导体光源31-33；导光杆40；以及缩小光学系统。半导体光源31包括荧光体36和具有激光二极管LD1的发光装置66，该激光二极管LD1发射荧光体36的激发光并发射白光以用于常规光观察。半导体光源31，荧光体 如图36所示，导光杆40和缩小光学系统被布置成使得光轴与光导的光轴L重合。半导体光源32和33分别具有发光器件76和78，并且布置在使得发光器件76和78的光入射在入射端面70的边缘73上的位置。导光杆40的

