

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5587120号
(P5587120)

(45) 発行日 平成26年9月10日 (2014. 9. 10)

(24) 登録日 平成26年8月1日 (2014. 8. 1)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06

B

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-222055 (P2010-222055)
 (22) 出願日 平成22年9月30日 (2010. 9. 30)
 (65) 公開番号 特開2012-75562 (P2012-75562A)
 (43) 公開日 平成24年4月19日 (2012. 4. 19)
 審査請求日 平成25年1月15日 (2013. 1. 15)

(73) 特許権者 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 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 黒田 修
 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】 内視鏡用光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色照明光を出射する第1の光源部と、

前記白色照明光より狭い波長帯域の狭帯域光を前記白色照明光の進行方向と直交する方向に出射する第2の光源部と、

該第2の光源部から出射された前記狭帯域光の光束の形状及びサイズの少なくとも一方を変化させる整形レンズと、

前記白色照明光と前記狭帯域光とが交差する位置に前記白色照明光の進行方向及び前記狭帯域光の進行方向に対して45°傾斜させて配置され、中心部分に少なくとも前記狭帯域光を反射する略楕円形の反射部及び該反射部の周辺部分に前記白色照明光を透過する透過部を備え、前記白色照明光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、

内視鏡のライトガイドの入射端面に入射させるために、前記合波部材によって合波された合波光を前記ライトガイドの入射端面に対して集光する集光レンズと、
を有し、

前記合波部材は、前記白色照明光を前記透過部により透過し、前記整形レンズで整形された前記狭帯域光を、その進行方向が前記白色照明光の進行方向と一致するように前記略楕円形の反射部により反射させて、前記狭帯域光の光束が前記白色照明光の光束の中央部分に位置するように前記白色照明光と前記狭帯域光とを合波し、

前記整形レンズは、傾斜配置された前記合波部材に入射する前記狭帯域光の光束の形状及びサイズが、前記合波部材の略楕円形の前記反射部の形状及びサイズと略等しくなるよ

10

20

うに、前記狭帯域光の光束を所定の円形に整形し、

前記集光レンズは、前記合波光を、その光束のサイズが前記ライトガイドの入射端面のサイズと略一致するように、かつ前記合波光の内の前記狭帯域光の光束が前記ライトガイドの入射端面の中心部分に入射するように、集光することを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記整形レンズで整形された前記狭帯域光の前記所定の略円形状の光束の直径は、前記白色照明光の光束の中心に存在する、その光量分布の低下部分の直径と略同一である請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

さらに、前記集光レンズで集光された前記合波光が入射される入射端面、該入射端面から入射された前記合波光を内部で多重反射して面内の光量分布を均一化する本体及び均一化された光量分布を持つ合波光を出射する出射端面を備え、前記本体の内部の多重反射により前記出射端面における光量分布が均一化された合波光を、前記出射端面から出射して内視鏡装置のライトガイドへ入射させるロッドインテグレータを有し、

該ロッドインテグレータのサイズは、前記ライトガイドのサイズと略等しく、

前記集光レンズは、前記合波光を、そのサイズが前記ロッドインテグレータの入射端面のサイズと略一致するように、かつ前記合波光の内の前記狭帯域光の光束が前記ロッドインテグレータの入射端面の中心部分に入射するように、集光する請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記合波部材の略楕円形の前記反射部の長径は、前記透過部を透過する前記白色照明光によって形成される略楕円形の透過面の長径の 10 % ~ 50 % である請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記合波部材の略楕円形の前記反射部の短径は、前記透過部を透過する前記白色照明光の直径の 10 % ~ 50 % である請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記合波部材の前記反射部の面積は、前記合波部材の前記合波光の全出射面の面積の 1 % ~ 25 % である請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記第 1 の光源は、放電管である請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記第 1 の光源は、キセノンランプを含む請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記第 2 の光源は、半導体光源である請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記第 2 の光源は、青色レーザ光源、青紫色レーザ光源、又は青色 LED のいずれかを含有請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 11】

前記合波部材の反射部が、反射ミラーである請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 12】

前記合波部材の反射部が、ダイクロイックミラーである請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 13】

内視鏡と、

請求項 1 ~ 12 のいずれかに記載の内視鏡用光源装置と、を有することを特徴とする内

10

20

30

40

50

視鏡システム。

【請求項 14】

前記内視鏡先端部からの前記狭帯域光の照射範囲の直径が、前記白色照明光の照射範囲の直径の約半分である請求項 13 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡診断において、内視鏡により、特定の狭い波長帯域光を生体の粘膜組織に照射し、所望の深さの組織情報を得る特殊光観察と、可視光を照射する通常観察との両方の観察を可能にする内視鏡用光源装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡診断においては、内視鏡の光源装置からの白色照明光等の可視光を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可視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し、検査対象部位を観察する通常観察を行う内視鏡装置が用いられている。

【0003】

これに対して、近年、内視鏡診断においては、上記のような白色照明光による通常観察に加えて、白色照明光（白色光）より狭い特定の波長帯域の光（以下、狭帯域光ともいう）を体腔壁の粘膜組織等の生体組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、特殊光観察を行うことができる内視鏡装置が活用されている。

20

【0004】

このような内視鏡装置では、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。

【0005】

特殊光観察においては、上記のような狭帯域光を用いた狭帯域光観察の他に、体腔壁に励起光を照射し、生体組織を励起することにより発生する自家蛍光の強度の違いを利用して、癌病変部の早期発見を可能にする蛍光観察を行う内視鏡装置も活用されている。

30

上記のような特殊光観察を行う内視鏡装置に用いられる内視鏡用光源装置が、特許文献 1 及び 2 に開示されている。

【0006】

特許文献 1 及び 2 に開示される内視鏡用光源装置は、可視光である白色照明光（以下、単に白色光ともいう）を発する白色光源と、他方、紫外域側の短波長の光である励起光を発する励起光源としての半導体レーザとを有し、白色光源から白色光を入射させるライトガイドまでの光路は、直線的に配置され、他方、励起光の光路は、白色光の光路に対して垂直に交差するように配置され、この二つの光路を光路合成素子であるダイクロイックミラーで合成する。

40

この例では、ダイクロイックミラーは、特定の波長以上の光を透過させて特定の波長以下の光を反射させる特性を有し、これにより白色光の大部分を透過させ、励起光を反射させている。

【0007】

一方、上述した狭帯域光観察では、生体組織の内の組織表層の微細血管や微細構造を観察し易くするために、生体組織に照射する狭帯域光として、主として生体組織の中層及び深層組織の観察に適した赤色（R）の狭帯域光を用いずに、表層組織の観察に適した青色（B）の狭帯域光と中層組織及び表層組織の観察に適した緑色（G）の狭帯域光と 2 種類の狭帯域光のみを用い、B 狭帯域光の照射によって撮像センサで得られる、主として表層組織の情報を含む B 画像信号（B 狭帯域データ）と G 狭帯域光の照射によって撮像センサ

50

で得られる、主として中層組織及び表層組織の情報を含むG画像信号（G狭帯域データ）のみを用い、G画像信号（G狭帯域データ）をカラー画像のR画像データに割り付け、B画像信号をカラー画像のG画像データ及びB画像データに割り付け、3ch（チャンネル）のカラー画像データからなる疑似カラー画像を生成し、モニタ等に表示している（特許文献3参照）。

【0008】

特許文献3に開示の技術では、狭帯域光観察に用いられるB狭帯域光とG狭帯域光との2種類の狭帯域光は、通常光観察に用いられる白色光源からの光をカラーフィルタによって時分割で切り替えることにより、面順次に発光されている。なお、通常光観察においても、白色光源からの光をカラーフィルタによって時分割で切り替えてRGB光を面順次に発光させている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2005-342033号公報

【特許文献2】特開2005-342034号公報

【特許文献3】特許第4009626号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

20

ところで、特許文献1及び2に開示の内視鏡用光源装置では、特殊光観察として自家蛍光による蛍光観察を行うので、励起光として紫外域側の短波長の光を用いているため、白色光と励起光とをダイクロイックミラーで合波しても、白色光の可視波長領域の中の特定波長域の光成分が抜けることはない。しかしながら、特許文献1及び2に開示の技術を、可視波長領域内の狭帯域光を用いる特殊光観察を行うための内視鏡用光源装置に適用した場合、白色光と狭帯域光とをダイクロイックミラーで合波するため、狭帯域光の光源が点灯していない場合には、この内視鏡用光源装置から出射する白色光から狭帯域光の波長帯域の光が抜けてしまうという問題が生じる。

すなわち、このような内視鏡用光源装置では、通常観察を行う場合、白色光における狭帯域光の波長帯域（特定波長域）の光量が大幅に低減してしまう。そのため、このような内視鏡用光源装置を用いた内視鏡によって通常観察を行うと、通常よりも得られる被写体や被検体の画像の精度が大幅に低下し、さらに画像全体が暗くなり、病変部等を見落とす誤診等を引き起こす恐れがあるという問題がある。

30

【0011】

ところで、特許文献3に開示の技術では、特殊光観察に用いられる狭帯域光は、通常観察時に射出させる白色光（RGB）光に比べて狭帯域であるため、狭帯域光源の射出光量は、白色光源の射出光量に比して低下し、通常観察時に比較してモニタに表示される画像全体が暗くなるという問題がある。

このため、以上のような特殊光観察において、モニタ表示画像を明るくし、光量不足を補うために、狭帯域光源自体の出力を上げ、狭帯域光の射出光量を上げると、内視鏡先端部で発熱が増加し、観察対象の生体に不要な熱負荷をかけることになり、生体への損傷等の影響を与えるばかりか、内視鏡自体、したがって、内視鏡装置にも不要な熱負荷による劣化を招くこととなり、内視鏡装置の耐用年数を大幅に減少させてしまうという問題があった。

40

一方、特許文献3に開示の内視鏡装置に特許文献1及び2に開示される技術を適用することにより、狭帯域光観察時の光源光量の低下は、ある程度解消することができるが、上述したように通常観察時に重大な問題が生じるため、特許文献3に開示の内視鏡装置に特許文献1及び2に開示される技術を適用することができなかった。

【0012】

そこで、本発明の目的は、通常観察の際にも、白色照明光の特定波長域の光量を低減さ

50

せることなく、特殊光観察の際にも、表示画像を明るくするために狭帯域光の出射光量を不必要に上げ、内視鏡装置、特にその先端部に不要な熱負荷をかけて、観察対象の生体に不要な熱負荷をかけ、生体への損傷等の影響を与えることなく、また、不要な熱負荷による先端部の劣化を招くことなく、特殊光観察及び通常観察の両方の観察において、高精度な画像を得ることができ、かつ画像全体を明るくすることができ、これにより、高度な診断を可能にする内視鏡用光源装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、本発明は、白色照明光を出射する第1の光源部と、前記白色照明光より狭い波長帯域の狭帯域光を前記白色照明光の進行方向と直交する方向に出射する第2の光源部と、該第2の光源部から出射された前記狭帯域光の光束の形状及びサイズの少なくとも一方を変化させる整形レンズと、前記白色照明光と前記狭帯域光とが交差する位置に前記白色照明光の進行方向及び前記狭帯域光の進行方向に対して45°傾斜させて配置され、中心部分に少なくとも前記狭帯域光を反射する略楕円形の反射部及び該反射部の周辺部分に前記白色照明光を透過する透過部を備え、前記白色照明光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、内視鏡のライトガイドの入射端面に入射させるために、前記合波部材によって合波された合波光を前記ライトガイドの入射端面に対して集光する集光レンズと、を有し、前記合波部材は、前記白色照明光を前記透過部により透過し、前記整形レンズで整形された前記狭帯域光を、その進行方向が前記白色照明光の進行方向と一致するように前記略楕円形の反射部により反射させて、前記狭帯域光の光束が前記白色照明光の光束の中央部分に位置するように前記白色照明光と前記狭帯域光とを合波し、前記整形レンズは、傾斜配置された前記合波部材に入射する前記狭帯域光の光束の形状及びサイズが、前記合波部材の略楕円形の前記反射部の形状及びサイズと略等しくなるように、前記狭帯域光の光束を所定の円形に整形し、前記集光レンズは、前記合波光を、その光束のサイズが前記ライトガイドの入射端面のサイズと略一致するように、かつ前記合波光の内の前記狭帯域光の光束が前記ライトガイドの入射端面の中心部分に入射するように、集光することを特徴とする内視鏡用光源装置を提供する。

【0014】

また、前記整形レンズで整形された前記狭帯域光の前記所定の略円形状の光束の直径は、前記白色照明光の光束の中心に存在する、その光量分布の低下部分の直径と略同一であることが好ましい。

【0015】

さらに、前記集光レンズで集光された前記合波光が入射される入射端面、該入射端面から入射された前記合波光を内部で多重反射して面内の光量分布を均一化する本体及び均一化された光量分布を持つ合波光を出射する出射端面を備え、前記本体の内部の多重反射により前記出射端面における光量分布が均一化された合波光を、前記出射端面から出射して内視鏡装置のライトガイドへ入射させるロッドインテグレータを有し、該ロッドインテグレータのサイズは、前記ライトガイドのサイズと略等しく、前記集光レンズは、前記合波光を、そのサイズが前記ロッドインテグレータの入射端面のサイズと略一致するように、かつ前記合波光の内の前記狭帯域光の光束が前記ロッドインテグレータの入射端面の中心部分に入射するように、集光することが好ましい。

【0016】

また、前記合波部材の略楕円形の前記反射部の長径は、前記透過部を透過する前記白色照明光によって形成される略楕円形の透過面の長径の10%～50%であることが好ましく、前記合波部材の略楕円形の前記反射部の短径は、前記透過部を透過する前記白色照明光の直径の10%～50%であることが好ましい。

【0017】

また、前記合波部材の前記反射部のサイズは、前記合波部材の前記合波光の全出射面のサイズの1%～25%であることが好ましい、

【0018】

10

20

30

40

50

前記第１の光源は、放電管であることが好ましく、前記第１の光源は、キセノンランプを含むことが好ましい。

【００１９】

前記第２の光源は、半導体光源であることが好ましく、前記第２の光源は、青色レーザー光源、青紫色レーザー光源、又は青色ＬＥＤのいずれかを含むことが好ましい。

【００２０】

また、前記合波部材の反射部が、反射ミラーであることが好ましく、前記合波部材の反射部が、ダイクロイックミラーであることが好ましい。

【００２１】

また、本発明は、白色照明光を出射する第１の光源部と、前記白色照明光より狭い波長帯域の狭帯域光を前記白色照明光の進行方向と直交する方向に出射する第２の光源部と、該第２の光源部から出射された前記狭帯域光の光束の形状及びサイズの少なくとも一方を変化させる整形レンズと、前記白色照明光と前記狭帯域光とが交差する位置に前記白色照明光の進行方向及び前記狭帯域光の進行方向に対して $30^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 傾斜させて配置され、中心部分に少なくとも前記狭帯域光を反射する略楕円形の反射部及び該反射部の周辺部分に前記白色照明光を透過する透過部を備え、前記白色照明光と前記狭帯域光とを合波する合波部材と、内視鏡のライトガイドの入射端面に入射させるために、前記合波部材によって合波された合波光を前記ライトガイドの入射端面に対して集光する集光レンズと、を有し、前記合波部材は、前記白色照明光を前記透過部により透過し、前記整形レンズで整形された前記狭帯域光を、その進行方向が前記白色照明光の進行方向と一致するように前記略楕円形の反射部により反射させて、前記狭帯域光の光束が前記白色照明光の光束の中央部分に位置するように前記白色照明光と前記狭帯域光とを合波し、前記整形レンズは、傾斜配置された前記合波部材に入射する前記狭帯域光の光束の形状及びサイズが、前記合波部材の略楕円形の前記反射部の形状及びサイズと略等しくなるように、前記狭帯域光の光束を所定の円形に整形し、前記集光レンズは、前記合波光を、その光束のサイズが前記ライトガイドの入射端面のサイズと略一致するように、かつ前記合波光の内の前記狭帯域光の光束が前記ライトガイドの入射端面の中心部分に入射するように、集光することを特徴とする内視鏡用光源装置を提供する。

【００２２】

また、本発明は、内視鏡と、前述のいずれかの内視鏡用光源装置と、を有することを特徴とする内視鏡システムを提供する。

【００２３】

前述の内視鏡システムは、前記内視鏡先端部からの前記狭帯域光の照射範囲の直径が、前記白色照明光の照射範囲の直径の約半分であることが好ましい。

【発明の効果】

【００２４】

本発明によれば、内視鏡用光源装置において、白色照明光と励起光との合波の際に白色照明光の特定波長域の大幅な光量の低減を防ぐとともに、特殊光観察時の狭帯域光の配光を狭くすることで、狭帯域光の照射を所定の範囲の観察視野に絞ることで十分な光量を確保するので、通常観察の際にも、白色照明光の特定波長域の光量を低減させることがないし、特殊光観察の際にも、表示画像を明るくするために狭帯域光の出射光量を不必要に上げて、内視鏡装置、特にその先端部に不要な熱負荷をかけて、観察対象の生体に不要な熱負荷をかけ、生体への損傷等の影響を与えることがないし、また、不要な熱負荷による先端部の劣化を招くことがないし、その結果、特殊光観察及び通常観察の両方の観察において、白色光や狭帯域光が照射される観察視野範囲内の画像の精度が低下したり、観察画像全体が暗くなるということが無く、観察視野範囲内で、高度な診断を可能にする高精度な画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【００２５】

【図１】本発明の実施形態の内視鏡用光源装置を用いる内視鏡システムの全体構成の一実

10

20

30

40

50

施例を模式的に示すブロック図である。

【図２】図１に示す内視鏡用光源装置の一実施例の詳細構成を示す正面模式図である。

【図３】図２に示す内視鏡用光源装置の回転フィルタの一実施例の構成を示す正面図である。

【図４】（ａ）及び（ｂ）は、それぞれ図３に示す回転フィルタの第１のフィルタ組及び第２のフィルタ組の分光特性の一例を示すグラフである。

【図５】（ａ）及び（ｂ）は、それぞれ図２に示す内視鏡用光源装置に用いる合波部材の一実施例の側面図及び正面図である。

【図６】本発明を説明するために用いる合波部材の正面図である。

【図７】図２に示す内視鏡用光源装置の特殊光光源から合波部材までの狭帯域光の光路を模式的に示す説明図である。

【図８】本発明に用いられる狭帯域光のガウス分布を示すグラフである。

【図９】図１に示す内視鏡システムの内視鏡の視野角と特殊光の照射範囲の一例を模式的に示す説明図である。

【図１０】本発明の内視鏡システムで撮像した画像における白色光及び特殊光の照射範囲の一例を模式的に示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【００２６】

以下、本発明に係る内視鏡用光源装置を、添付の図面に示す好適実施形態を参照して詳細に説明する。

図１は、本発明の内視鏡用光源装置を有する内視鏡システムの全体構成の一実施例を模式的に示すブロック図である。

同図に示すように、本実施形態の内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、本発明の内視鏡用光源装置１４と、プロセッサ１６と、入出力部１８とを有する。

ここで、内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置ともいう）１４及びプロセッサ１６は、内視鏡１２の制御装置を構成し、内視鏡１２は、光源装置１４と光学的に接続され、プロセッサ１６と電氣的に接続される。また、プロセッサ１６は、入出力部１８及び光源装置１４と電氣的に接続される。そして、入出力部１８は、画像情報等を出力表示する表示部（モニタ）２０、画像情報等を出力する記録部（図示せず）、及び通常観察モード（通常光モードともいう）や特殊光観察モード（特殊光モードともいう）などのモード設定や機能設定等の入力操作を受け付けるＵＩ（ユーザインタフェース）として機能する入力部２２を有する。

【００２７】

内視鏡１２は、その先端から照明光を出射するための光ファイバ３２を含む照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子（センサ）２６及びスコープケーブル３４を含む撮像光学系とを有する電子内視鏡である。なお、図示しないが、内視鏡１２は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部と、内視鏡挿入部の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部と、内視鏡１２を制御装置の光源装置１４及びプロセッサ１６に着脱自在に接続するコネクタ部を備える。さらに、図示はしないが、操作部及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る。

【００２８】

内視鏡１２の先端部分には、図１に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口２４Ａが設けられ、この照射口２４Ａに隣接する受光部２４Ｂに被観察領域の画像情報を取得するモノクロの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（センサ）２６が配置されている。内視鏡１２の照射口２４Ａには、照明光学系を構成するカバーガラスやレンズ（図示せず）が配置され、受光部２４Ｂの撮像素子２６の受光面には撮像光学系を構成する対物レンズユニット（図示せず）が配置される。

内視鏡挿入部は、操作部の操作により湾曲自在にされ、内視鏡１２が使用される被検体

10

20

30

40

50

の部位等に応じて、任意の方向及び任意の角度に湾曲でき、照射口 2 4 A 及び受光部 2 4 B を、すなわち撮像素子 2 6 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

【 0 0 2 9 】

内視鏡 1 2 において、光源装置 1 4 から照射された光は、ライトガイド（光ファイバ 3 2）を通して内視鏡の先端部まで伝播され、照射口 2 4 A から所望の観察部位に向けて照射される。

ライトガイド 3 2 は、マルチモードファイバであり、一例として、NA（開口数）0 . 3 ~ 0 . 6、直径 3 0 μ m のものを 1 0 0 0 ~ 2 0 0 0 本束ねて用いるものである。

そして、照明光が照射された被観察部位（被写体）からの戻り光が、受光部 2 4 B を介して撮像素子 2 6 の受光面上に結像され、撮像素子 2 6 によって被観察部位が撮像される。

10

撮像後に撮像素子 2 6 から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル 3 4 を通じてプロセッサ 1 6 の画像処理システム 3 6 に入力される。

【 0 0 3 0 】

次に、図 1 及び図 2 を参照して、本発明の光源装置 1 4 を説明する。

なお、図 2 は、本発明の光源装置の構成の一実施例を模式的に示す正面模式図である。

本発明の光源装置 1 4 は、図 2 に示すように、第 1 の光源部 2 8 と、第 2 の光源部 3 0 と、合波部材 4 2 と、回転フィルタ 4 7 と、集光レンズ 5 2 と、ロッドインテグレータ 5 6 とで構成される。

第 1 の光源部 2 8 及び第 2 の光源部 3 0 からの発光は、プロセッサ 1 6 の光源制御部（図示省略）により個別に制御されており、第 1 の光源部 2 8 からの出射光と、第 2 の光源部 3 0 からの出射光の光量比は変更自在になっている。

20

これら各光源 2 8、3 0 からの出射光は、光源装置 1 4 内で合波され、ライトガイド（光ファイバ）3 2 に入力される。

【 0 0 3 1 】

第 1 の光源部 2 8 は、通常光モード及び特殊光モードの両方に用いられる白色照明光（以下、単に白色光ともいう）を出射するキセノン光源（第 1 の光源）3 8 と、キセノン光源 3 8 から出射した白色光をほぼ平行光束にする収斂光学系であるリフレクタ（放物面鏡）4 0 とで構成される。

なお、本実施形態においては、白色光を出射する白色照明用光源としてキセノン光源を用いているが、本発明においては、白色光を出射する光源であれば特に限定はなく、キセノン光源の他、例えば、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の放電型の高輝度ランプ光源等の放電管を用いることができる。なお、キセノン光源としては、パーキンエルマージャパン社製の 3 0 0 W のキセノンランプが好ましく用いられる。

30

また、リフレクタ 4 0 は、キセノン光源 3 8 から放射される白色発光光を平行光束にして出射するためのもので、図示例では、キセノン光源 3 8 の電極間に発生するアーク（白色発光光）が焦点近傍に来るように配置された放物面ミラーからなるリフレクタを用いている。なお、リフレクタ 4 0 についても、キセノン光源 3 8 から放射される白色発光光を平行光束にできるものであれば、特に限定は無く、公知のものを用いればよい。

【 0 0 3 2 】

40

他方、第 2 の光源部 3 0 は、特殊光モードに用いられる光源部であり、狭帯域光を出射するためのレーザ光源や LED 光源であって、例えば、青色レーザ光を出射する青色レーザ光源（4 4 5 LD）、青紫色レーザ光を出射する青紫色レーザ光源（4 0 5 LD）等の青色系統のレーザ光を出射する半導体レーザ光源又は青色 LED 光を出射する青色 LED 等を用いる特殊光光源 4 8 と、特殊光光源 4 8 から出射された半導体レーザ光（レーザ光）や LED 光（以下、単に狭帯域光という）の光束を平行光束にすると共に、詳細は後述するが、狭帯域光の光束がその進行方向に対して 4 5 ° 傾斜させて配置された合波部材 4 2 に入射する形状及びサイズ（大きさ）、すなわち略楕円形のサイズが、合波部材 4 2 の反射部材 4 4 の反射面の形状及びサイズ、すなわち略楕円形のサイズと略等しくなるように、狭帯域光の光束を所定の円形状又は略円形状に整形するコリメータレンズ 5 0 と、を

50

有する。

【 0 0 3 3 】

なお、特殊光光源 4 8 は、本発明においては、白色光より狭い波長帯域の狭帯域光を出射する光源であれば、特に限定はないが、青紫色レーザ光源 (4 0 5 L D 、 4 4 5) 又は青色 L E D 等の青色系統の半導体レーザ光源又は L E D 光源等以外のレーザ光源や L E D 光源等の半導体光源を用いてもよいが、表層組織を観察する場合には、青色系統のレーザ光源や L E D 光源等の半導体光源を用いるのが好ましい。

青色レーザ光源及び青紫色レーザ光源は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオードを用いることもできる。

10

第 2 の光源部 3 0 は、特殊光光源 4 8 から出射され、コリメータレンズ 5 0 で所定の略円形状に整形された狭帯域光の光路が、第 1 の光源部 2 8 のキセノン光源 3 8 から出射された白色光の光路と直交し、狭帯域光が白色光に対して直交する方向から合波部材 4 2 に入射するように、白色光の光路の外側側方に配置される。

【 0 0 3 4 】

また、コリメータレンズ 5 0 は、特殊光光源 4 8 から出射された狭帯域光の光束がその進行方向に対して 4 5 ° 傾斜させて配置された合波部材 4 2 上に入射する際の光束の形状、例えば略楕円形及びサイズが、後述するが、合波部材 4 2 の反射部材 4 4 の反射面の形状、例えば略楕円形及びサイズ (図 5 (b) 参照) と略等しくなるように、狭帯域光の光束を所定の円形状又は略円形状に整形するものであり、狭帯域光の入射光束の略楕円形の長軸方向のサイズ (長径) を反射部材 4 4 の反射面の略楕円形の長軸方向のサイズ (長径) に整形するための短軸方向のみにパワー (倍率) を持つシリンドリカルレンズ及び狭帯域光の入射光束の略楕円形の短軸方向のサイズ (短径) を反射部材 4 4 の反射面の略楕円形の短軸方向のサイズ (短径) に整形するための長軸方向のみにパワー (倍率) を持つシリンドリカルレンズの 2 枚のシリンドリカルレンズを組み合わせたものや、このような 2 枚のシリンドリカルレンズの機能を合わせ持つ組レンズなどを用いることができる。

20

なお、本発明においては、コリメータレンズ 5 0 としては、上述のような、特殊光光源 4 8 から出射した狭帯域光の光束の形状及びサイズを、傾斜配置された合波部材 4 2 上で、その反射部材 4 4 の反射面の形状及びサイズと等しくなるように整形するものに限定されず、狭帯域光の光束を平行光束にすると共に、狭帯域光の全光束を合波部材 4 2 の反射部材 4 4 の反射面で反射するように所定の略円形状に整形することができるものであれば、特に限定はない。

30

また、本発明においては、特殊光光源 4 8 から出射された狭帯域光の光束の形状を変化させて、所定の略円形状に整形するコリメータレンズ 5 0 を用いているが、本発明はこれに限定されず、特殊光光源 4 8 が、合波部材 4 2 の反射部材 4 4 の反射面に対応する略円形状に相似な略円形状な光束の狭帯域光を出射するものである場合には、特殊光光源 4 8 から出射された狭帯域光の形状を変化させずに、狭帯域光の略円形状の光束を合波部材 4 2 の反射部材 4 4 の反射面に対応するサイズにすると共に、平行光束に整形するコリメータレンズを用いてもよい。

【 0 0 3 5 】

40

合波部材 4 2 は、本発明の特徴部分であり、キセノン光源 3 8 から出射される白色光と特殊光源 4 8 から出射される狭帯域光とが交差する位置に白色光及び狭帯域光の両進行方向に対して 4 5 ° 傾斜させて配置されるもので、通常光モードの際には、白色光を透過させ、特殊光モードの際には、白色光を透過させると共に狭帯域光を反射させることにより白色光と狭帯域光とを合波するものである。図示例では、合波部材 4 2 は、第 1 の光源部 2 8 の下流側の白色光の光路に略 4 5 ° 傾斜させて配置されると共に、第 2 の光源部 3 0 から出射される狭帯域光の光路に対しても略 4 5 ° 傾斜させて配置される。本明細書では、白色光の光路に沿って第 1 の光源部 2 8 の側を上流側、内視鏡 1 2 の光ファイバ 3 2 の側を下流側という。なお、合波部材 4 2 の詳細については、後に詳述する。

【 0 0 3 6 】

50

合波部材 4 2 の下流側には、回転フィルタ 4 7 が配置される。

ここで、図 3 は、図 2 に示す内視鏡用光源装置の回転フィルタの一実施例の構成を示す正面図であり、図 4 (a) は、図 3 に示す回転フィルタの第 1 のフィルタ組の分光特性の一例を示すグラフであり、他方、図 4 (b) は、図 3 に示す回転フィルタの第 2 のフィルタ組の分光特性の一例を示すグラフである。

回転フィルタ 4 7 は、通常モードでは、キセノン光源 3 8 から出射され、合波部材 4 2 を透過した白色光を赤色 (R) 成分、緑色 (G) 成分及び青色 (B) 成分に分離するとともに、特殊光モードでは、キセノン光源 3 8 から出射された白色光と特殊光光源 4 8 から出射された狭帯域光との合波部材 4 2 による合波光を、G 成分の波長域に含まれ、これより狭い波長域の G 狭帯域成分、及び B 成分の波長域に含まれ、これより狭い波長域の B 狭帯域成分に分離するものである。

【 0 0 3 7 】

回転フィルタ 4 7 は、図 3 に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした 2 重構造となっている。この 2 重構造の外側の径部分には、図 4 (a) に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第 1 のフィルタ組を構成する R 1 フィルタ部 4 7 r 1、G 1 フィルタ部 4 7 g 1、B 1 フィルタ部 4 7 b 1 が配置される。図 4 (a) に示すように、回転フィルタ 4 7 の R 1 フィルタ部 4 7 r 1 は R 成分を分離し、G 1 フィルタ部 4 7 g 1 は G 成分を分離し、B 1 フィルタ部 4 7 b 1 は B 成分を分離する。他方、回転フィルタ 4 7 の 2 重構造の内側の径部分には、図 4 (b) に示すような所望の層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の 2 バンドの狭帯域な面順次光を出力するための第 2 のフィルタ組を構成する G 2 フィルタ部 4 7 g 2、B 2 フィルタ部 4 7 b 2、遮光フィルタ部 4 7 C u t が配置されている。図 4 (b) に示すように、回転フィルタ 4 7 の G 2 フィルタ部 4 7 g 2 は G 狭帯域成分を分離し、B 2 フィルタ部 4 7 b 2 は B 狭帯域成分を分離する。

【 0 0 3 8 】

回転フィルタ 4 7 は、図示しない制御回路により回転フィルタモータ 5 1 の駆動制御がなされ回転する。さらに、径方向の移動が後述する通常光モードと特殊光モードとの切り替えの際に、入力部 3 2 又はプロセッサ 1 6 からの制御信号によりモード切替モータ (図示せず) によって行われる。

【 0 0 3 9 】

集光レンズ 5 2 は、回転フィルタ 4 7 の下流側に配置され、合波部材 4 2 を透過した白色光又は合波部材 4 2 で合波された白色光と狭帯域光との合波光から、回転フィルタ 4 7 で分離された白色光又は合波光の各色成分 (以下、面順次光ともいう) を、ライトガイドとなる光ファイバ 3 2 の入射端面に入射させるために、集光するものであり、そのために、後述するが、光ファイバ 3 2 の上流側に配置され、光ファイバ 3 2 のサイズと略等しいロッドインテグレータ 5 6 の一端に集光するものである。

したがって、集光レンズ 5 2 は、白色光又は合波光の各色成分の光束がロッドインテグレータ 5 6 の入射端面全体に入射するように、すなわち、面順次光の光束サイズが、ロッドインテグレータ 5 6 の入射端面のサイズ、したがって光ファイバ 3 2 の入射端面のサイズと略等しくなるように集光する。なお、合波光の内の狭帯域光の色成分 (面順次光) も、同様に集光レンズ 5 2 によって集光されるが、合波光の内の狭帯域光の色成分の光束のサイズは、光ファイバ 3 2 及びロッドインテグレータ 5 6 の入射端面のサイズに対して、白色光の光束のサイズに対するコリメータレンズ 5 0 で整形された狭帯域光の光束のサイズの比率と同じ比率となるサイズである。したがって、集光レンズ 5 2 は、合波光の内の狭帯域光の色成分 (面順次光) を、光ファイバ 3 2 及びロッドインテグレータ 5 6 の入射端面の中心部分に入射させるように集光する。なお、集光レンズ 5 2 としては、集光光学系で用いられる公知の集光レンズを用いればよい。

【 0 0 4 0 】

ロッドインテグレータ 5 6 は、集光レンズ 5 2 の下流側に配置され、合波部材 4 2 で合波され、回転フィルタ 4 7 で分離され、集光レンズ 5 2 で集光された各面順次光 (白色光

及び合波光の各色成分)を、面内光量分布を均一化した上で、内視鏡12の光ファイバ32の入射端面に入射させるためのものである。すなわち、ロッドインテグレート56は、集光レンズ52で集光された面順次光が入射される入射端面56aと、入射端面56aから入射された面順次光を内部で多重反射して面内の光量分布を均一化する本体56bと、均一化された光量分布を持つ合波光を出射する出射端面56cとを備え、入射端面56aから入射され、本体56bの内部の多重反射により出射端面56cにおける光量分布が均一化された面順次光を出射端面56cから出射させ、出射された各面順次光の全光束を余すところなく、内視鏡12の光ファイバ32の入射端面に入射させる。

ここで、ロッドインテグレート56のサイズ(直径)は、内視鏡12の光ファイバ32のサイズ(直径)と略等しく、ロッドインテグレート56の出射端面56cのサイズは、光ファイバ32の入射端面のサイズと略等しい。

10

【0041】

なお、ロッドインテグレート56は、その入射端面56aに入射した光を、本体56bの内部で多重反射(全反射)を繰り返させることにより、出射端面56cを出射する光の出射端面内の光量分布を均一にするものであり、入射端面56aに入射した光の光線角度が保存され、入射光の各光線は、自身の入射端面56aへの入射角度と同じ出射角度で出射端面56cから出射するものである。

特に、本発明において、特殊光モード時に、合波部材42で合波され、回転フィルタ47で分離され、集光レンズ52で集光された各面順次光(合波光の各色成分)がロッドインテグレート56に入射する際には、合波光のうちの狭帯域光の各面順次光は、後に述べる合波部材42の反射部材44においては、白色光の各面順次光よりも細く、白色光の各面順次光より小さいNAで入射し、入射した各面順次光を出射端面56cから出射する際にも、各面順次光の、出射端面56c内の光量分布を均一にした上で、同じNAで出射する。よって、狭帯域光の配光を狭くすることができるため、内視鏡先端での発熱や狭帯域光の光量を低減することができる。

20

なお、本発明においては、ロッドインテグレート56には、特に限定はなく、内視鏡装置の照明光学系に一般的に用いられている公知のロッドインテグレートを用いればよい。

【0042】

ここで、図5を用いて、本発明の光源装置の特徴部分である合波部材の一実施形態について詳述する。

30

なお、図5(a)は、合波部材の側面図、図5(b)は、その正面図を示し、図5(a)の図面向かって左側の面が入射面(白色光の透過面)であり、他方、図5(a)の図面向かって右側及び図5(b)の正面が出射面(狭帯域光の反射面)である。

【0043】

合波部材42は、図2に示すように、白色光と狭帯域光とが交差する位置に、白色光の進行方向及び狭帯域光の進行方向の両方向に対して45°傾斜させて配置されるもので、本実施形態においては、図5に示すように、円盤状の透過部材46と、透過部材46の片側中央部に設けられる反射部材44とで構成される。すなわち、合波部材42は、白色光を透過部材46により透過し、コリメータレンズ50で所定の略円形状に整形された狭帯域光を、その進行方向が白色光の進行方向と略一致し、狭帯域光の光束が白色光の光束の中央部分に位置するように、反射部材44により反射させて、白色光と狭帯域光とを合波する。

40

【0044】

透過部材46は、第1の光源部28から出射される白色光を透過する部材であり、白色光を透過することができればどのような部材を用いてもよい。

なお、本実施形態においては、キセノン光源38から出射される白色光の平行光束の太さに等しい短径を有し、その $\sqrt{2}$ 倍の長径を有する略楕円形の透過部材52を用いているが、白色光の光束を透過することができれば、どのような大きさの透過部材を用いてもよく、また、その形状も、正方形や長方形等のどのような形状の透過部材を用いてもよい。

例えば、キセノン光源38から出射される白色光の平行光束の太さの直径(2r)が、

50

約 25.4 mm であれば、短径 25.4 mm (2r)、長径 35.9 mm ($2(\sqrt{2})r$) の略楕円形状の透過部材を用いても良いし、これ以上の大きさの任意の形状の透過部材を用いてもよく、例えば、直径 35.9 mm 以上の円形状の透過部材を用いてもよい。

【0045】

また、本発明においては、透過部材 52 の入射面及び／又は出射面に、反射防止膜を設けるのが好ましい。反射防止膜としては、特に限定は無いが、公知の反射防止膜を用いることができる。このような反射防止膜を設けることにより、透明部材 52 の入射面及び／又は出射面で白色光が不要に反射することを防止し、白色光の透過効率を向上させることができる。このような反射防止膜によって、例えば、片面に付き、5%程度の表面反射を無くすることができる。

10

【0046】

他方、反射部材 44 は、透過部材 46 の出射面の中央部分を覆うように設けられ、第 2 の光源部 30 の特殊光光源 48 から出射され、コリメータレンズ 50 で略円形状に整形された狭帯域光を、白色光の光路の下流側に向けて反射する略楕円形の光反射部材である。

ここで、反射部材 44 の形状及びサイズは、コリメータレンズ 56 によって略円形状に整形された狭帯域光の光束が、45°傾斜させて配置された合波部材 42 に入射する領域（反射領域）の形状及びサイズに略一致するのが好ましい。なお、本発明では、反射部材 44 の形状及びサイズは、狭帯域光の全光束を反射できるように、狭帯域光の光束が合波部材 42 に入射する反射領域の形状及びサイズに一致するのが最も好ましいが、厳密に一致していなくてもよく、略一致していれば良い。したがって、反射部材 44 の形状及びサイズは、狭帯域光の全光束を反射できるような形状及びサイズであるのが好ましい。

20

【0047】

なお、反射部材 44 は、本発明において、第 2 の光源部 30 から出射された狭帯域光所定の略円形状の光束を反射して、主に第 1 の光源部 28 から出射された白色平行光の中央部分に、特にその光量低下部分に合波できるものであれば、特に限定的では無く、どのようなものを用いてもよく、上流側から合波部材 42 に入射する白色光を反射したり吸収したりすることにより、下流側に透過させず、狭帯域光を下流側に反射するものであっても良いし、白色光の一部の波長領域の成分、すなわち狭帯域光の波長領域を除く波長領域の成分を透過させることができるダイクロイックミラーを用いても良い。反射部材 44 として、ダイクロイックミラーを用いることにより、反射部材 44 においても、反射する狭帯域光の波長領域を除く波長領域の白色光の成分を多少なりとも透過させることができるので、白色光を有効に利用することができ、合波光の光量をより向上させることができる。

30

【0048】

ここで、本発明の発明者は、上述のように、特許文献 1 及び 2 の技術を可視領域の狭帯域光を用いる特殊光観察に適用する場合、狭帯域光光源が点灯していない通常光モードにおいて、内視鏡用光源装置から出射するキセノン光源からの白色光における特定波長域の光量が大幅に低減するのを極力さけるために、鋭意検討した結果、次のような形状の反射部材 44 を導き出した。

【0049】

本発明の発明者は、例えば、白色光と狭帯域光とを合波するために、図 6 に示すような、自身の出射面に対して半分の面積を占める半円状の反射部材 144 と同様の面積を有する透過部材 146 とで成る合波部材 142 を用いた実験を行った。

40

この場合、上述の特許文献 1 及び 2 のように、白色光の光路全面を覆う大きさのダイクロイックミラーを用いた場合と比較すると、通常光モードにおける白色光における特定波長域の光量の低減を抑制することができた。

しかしながら、このような合波部材を用いた場合には、通常光モード及び特殊光モードのいずれの場合でも、キセノン光源からの白色光の特定波長域成分の光量の半分が失われてしまうため、内視鏡観察において得られる画像が暗くなり高度な診察ができないという問題があったのは上述したとおりである。

【0050】

50

そこで、本発明の発明者は、通常光モード及び特殊光モードのいずれの場合でも白色光における特定波長域の光量の大幅な低減を極限まで抑制して白色光と狭帯域光とを合波するために、鋭意検討した結果、白色光光源として用いられる一般的なキセノン光源等の放電管には、リフレクタ40の中央部分にはアノード及びカソードからなる電極が存在し、アノードが通っている約直径4.0mmの孔も開いているため、キセノン光源等の放電管から出射される白色平行光の光束の中央部分には前述の孔と略同径の平行光のない部分が存在し、この白色平行光が存在しない中央部分の略円形状及びサイズに対応するように、45°傾斜した合波部材42の反射部材44を略楕円形として、対応するサイズで合波部材42の出射面（透過面＋反射面）の中央に載置すれば良いことを知見した。

【0051】

すなわち、本発明においては、合波部材42の略楕円形の反射部材44の反射面の長径は、透過部材46を透過する白色光によって形成される略楕円形の透過面の長径の10%～50%であるのが好ましい。

また、合波部材42の略楕円形の反射部材44の反射面のサイズは、合波部材42の合波光の全出射面（透過部材46の白色光の透過面＋反射部材44の狭帯域光の反射面）のサイズの1%～25%であるのが好ましい。

【0052】

本実施形態において、例えば、第1の光源部28に前述のパーキンエルマージャパン社製の300Wのキセノンランプを用いる場合、その照射窓の大きさから照射される平行光束は、直径25.4mmとなる。また、この300Wキセノンランプの中心には、アノード及びカソードからなる電極が存在し、また、リフレクタ40の中央部分には、アノードの通る約直径4.0mmの孔も開いているため、この中央部分から白色光を出射できない。したがって、キセノンランプから出射される白色光の光束の中央部分には、白色光の光束が存在しない領域、例えば、約直径4.0mmのキセノンランプの光の無い部分ができる。

この白色光の光束の中心における約直径4.0mmの白色光の無い部分に対して、第2の光源からの狭帯域光を合波すれば、白色光を低減させることなく、さらには、互いに損失させることなく、白色光と狭帯域光とを合波することができる。

この場合においては、反射部材44は、この白色光の存在しない部分に対応するように、長径約5.7mm、短径約4.0mmの楕円形状とすることができる。

このように、本発明においては、白色光と狭帯域光との合波光において、狭帯域光の光束を白色光の光束の中央部分に配置するので、内視鏡12の先端部分から合波光（面順次光）を被写体（生体）に向けて照射する際に、内視鏡12の撮像画像の観察視野の内の重要な中央部分のみに、特殊光観察に必要な狭帯域光（面順次光）を照射することができるので、特殊光観察に必要な狭帯域光の光量を低減することができ、内視鏡12の先端部分に過大な熱負荷をかけたり、その結果、劣化を早めたりすることを無くすることができる。

【0053】

さらに、本発明の発明者は、上記のような条件を満たす反射部材44の形状及びサイズ（大きさ）、さらにはこのような反射部材44の形状及びサイズ（大きさ）に応じて、狭帯域光の光束を整形するコリメータレンズ50を構成する2組のシリンドリカルレンズの焦点距離を具体的に導き出した。以下に、図7及び図8を用いて説明する。

【0054】

ここでは、例えば、図7に示すように、狭帯域光源として半導体レーザからなる特殊光光源48を用いるとする。

この場合に、半導体レーザからなる特殊光光源48から出射される狭帯域光は、半導体レーザの活性層に平行な方向に対して約20°の広がり角を有し、半導体レーザの活性層に垂直な方向に対して約10°の広がり角を有するものとし、狭帯域光の広がり角が広い側を合波部材42の反射部材44の略楕円形状の長軸側（長径方向）、すなわち、特殊光光源48から合波部材42までの狭帯域光の光路に対して図7の上下方向（紙面に平行な方向）とし、狭帯域光の広がり角が狭い側を合波部材42の反射部材44の略楕円形状の

10

20

30

40

50

短軸側（短径方向）、すなわち、特殊光光源 4 8 から合波部材 4 2 までの狭帯域光の光路に対して図 7 の紙面に垂直な方向とする。

また、狭帯域光をガウス分布で表した際のガウスビームの相対放射強度が等高線半径の中心で 100 % である時の 50 % である等高線半径間に含まれる分布、したがって、50 % 以上のガウスビーム、すなわち、図 8 の斜線で表す部分の光のみを用いるとする。

【0055】

さらに、キセノン光源 3 8 から出射される白色光の平行光束の太さの直径は、前述と同様、パーキンエルマージャパン社製の 300 W のキセノンランプを用いると、25.4 mm となり、また、白色光の光束の中心の光の無い部分の直径は、4.0 mm となる。

その結果、合波部材 4 2 は 45° 傾斜させて配置されるため、透過部材 4 6 は、略楕円形状であり、透過部材 4 6 の出射面（透過面）の短径は、白色光の平行光束の直径と等しい 25.4 mm とされ、長径は 35.9 mm ($25.4 \times \sqrt{2}$) とされる。

一方、反射部材 4 4 の形状は、白色光の光束の中心の光の無い部分に対応するように、短径は、4.0 mm とされ、長径は、5.7 mm ($4.0 \times \sqrt{2}$) とされる。したがって、特殊光光源 4 8 から出射される狭帯域光の光束を、コリメータレンズ 5 0 によって、直径 4.0 mm の平行光束に整形すればよいことが分かる。

【0056】

上記のような条件で、反射部材を設計した場合、第 2 の光源部 3 0 からの狭帯域平行光の光束が合波部材 4 2 上に形成する反射領域の形状が、反射部材 4 4 の形状と同一になるように、つまり短径 4.0 mm、長径 5.7 mm の楕円形となるように、狭帯域光を直径 4.0 mm の円形状に整形するコリメータレンズ 5 0 が設計される。

次に、このような合波部材 4 2 を用いた場合の特殊光光源 4 8 の発光点とコリメータレンズ 5 0 の焦点距離との関係について説明する。

図 7 において、特殊光光源 4 8 から出射され、合波部材 4 2 の反射部材 4 4 に入射する狭帯域光の光束の、反射部材 4 4 上における形状及びサイズが、反射部材 4 4 の反射面の形状及びサイズと一致するように、コリメータレンズ 5 0 において狭帯域光の光束を円形に整形するものとする。

【0057】

ここで、図 7 において、コリメータレンズ 5 0 は、図 7 の紙面に平行な方向にパワーを持ち、この方向に関して結像するものとし、 θ は、特殊光光源 4 8 からのレーザ光等の狭帯域光の広がり角の半値角であり、 f は、コリメータレンズ 5 0 の焦点距離であり、 h は、コリメータレンズ 5 0 で整形された狭帯域光の光束の結像高さであるとする、狭帯域光の広がり角の方向に関係なく、下記式 (1) に示す結像公式が成り立つ。

$$h = f \cdot \sin \theta \dots (1)$$

また、図 7 において、 $L1$ は、合波部材 4 2 の反射部材 4 4 の長さ（略楕円形状の長径）である。 $L2$ は、図示されないが、図 7 の紙面に垂直な方向における反射部材 4 4 の幅（略楕円形状の短径）であるとする、下記式が成り立つ。ここで、 $L2$ はコリメータレンズ 5 0 で整形された狭帯域光の平行光束の直径であるということができる。

$$h = (L1 / 2) \cdot \sin 45^\circ \dots (2)$$

$$h = L2 / 2 \dots (3)$$

【0058】

上述のとおり、図 7 の紙面に平行な方向においては、狭帯域光の広がり角が広い側の約 20° であることから、 $\theta = 10^\circ$ であり、 $L1 = 5.7$ mm であることから、この方向の焦点距離を f_w とすると、以下ようになる。

$$f_w \cdot \sin 10^\circ = (5.7 / 2) \times \sin 45^\circ$$

$$f_w = 12 \text{ (mm)}$$

こうして、狭帯域光の光束を直径 4.0 mm の円形状にするためのコリメータレンズ 5 0 には、狭帯域光の広がり角の広い側、すなわち図 7 の紙面に平行な方向の径を整形するためにこの方向にのみパワーを持つ焦点距離約 12 mm のシリンドリカルレンズが必要である。

【 0 0 5 9 】

一方、図 7 の紙面に垂直な方向では、狭帯域光の広がり角が狭い側の約 10° であることから、 $\theta = 5^\circ$ であり、 $L_1 = 4.0 \text{ mm}$ であることから、この方向の焦点距離を f_n とすると、以下ようになる。

$$f_n \cdot \sin \theta = L_1 / 2$$

$$f_n = 2.3 \text{ (mm)}$$

こうして、狭帯域光の光束を直径 4.0 mm の円形状にするためのコリメータレンズ 50 には、狭帯域光の広がり角の狭い側、すなわち図 7 の紙面に垂直な方向の径を整形するためにこの方向にのみパワーを持つ焦点距離約 2.3 mm のシリンドリカルレンズが必要である。

10

【 0 0 6 0 】

このようなそれぞれの方向のみに焦点距離を持つ 2 つのシリンドリカルレンズからなるコリメータレンズ 50 を用いることにより、狭帯域光の光束の形状を、上記のような合波部材 42 の反射部材 44 の形状及び大きさに応じた略円形状に整形することができ、略円形状に整形された狭帯域光の光束を反射部材 44 に入射させることができる。その結果、狭帯域光の光束を白色光の光束の中央部分に合波することができ、白色光における特定波長域の光量の低減を抑制し、特殊観察及び通常観察のいずれの観察においても、高精度かつ全体的に明るい画像を得ることができ、高度な内視鏡診断を可能にすることができる。

【 0 0 6 1 】

また、図 1 に示す内視鏡システム 10 において、本発明の内視鏡用光源装置 14 から照射された合波光の白色光及び狭帯域光（面順次光）は、内視鏡 12 の光ファイバ 32 内においても、内視鏡用光源装置 14 のロッドイングレータ 56 の出射端面 56c から入射された時のそれぞれの開口数（NA）を維持しつつ伝播し、内視鏡 12 の照射口 24A から照射される。

20

すなわち、本発明においては、合波部材 42 によって白色光の光束の光の少ない中央部分に、狭帯域光の光束が配置されるように合波し、中央が狭帯域光の光束、その周辺が白色光の光束からなる合波光（面順次光）の光束を、その関係を維持したまま集光レンズ 52 で集光して、合波光の全光束を、白色光は NA が大きい光として、狭帯域光は NA が小さい光として、ロッドイングレータ 56 に入射させ、入射された合波光の白色光及び狭帯域光は、ロッドイングレータ 56 に内において、それぞれの NA を維持したまま面内光量分布の均一化がなされつつ伝播されて出射され、内視鏡 12 の光ファイバ 32 に入射され、光ファイバ 32 においても、それぞれの NA を維持したまま伝播されて、光ファイバ 32 の先端、すなわち内視鏡の 12 の照射口 24A から、中央部分に配置されて NA が小さい狭帯域光と NA が周辺部分に配置されて大きい白色光とが合波された合波光が、被写体（生体）に照射される。

30

その結果、合波光が照射される被写体（生体）の照射範囲の中央部分は、主として狭帯域光が照射され、その周辺部分には主として白色光が照射されることになる。

【 0 0 6 2 】

図 9 に示すとおり、本発明の内視鏡用光源装置から照射される合波光の内の、狭帯域光の照射範囲は、図 9 に参照符号 A で示す 60° であるとし、また、一般的な内視鏡の視野角は 140° であるため、図示例の白色光の照射範囲も、図 9 に参照符号 B で示す 140° であるとした場合、半球状の照度を均一だと仮定すると、照射に必要なエネルギーは、半球状の面積に比例するので、今、 $1 \text{ rad} = 57.3^\circ$ であるので、下記式（4）及び（5）のとおり、照射範囲が A で 60° の場合は、照射範囲が B で 140° の場合の約 $1/5$ ($0.842/4.134$) のエネルギーで足りる。

40

したがって、本発明においては、特殊光観察時の狭帯域光の照射を所定の範囲の観察視野に絞ることで十分な光量を確保するので、通常観察の際にも、白色光の特定波長域の光量を低減させることがないし、特殊光観察の際にも、表示画像を明るくするために狭帯域光の出射光量を不必要に上げて、内視鏡装置、特にその先端部に不要な熱負荷をかけて、観察対象の生体に不要な熱負荷をかけ、生体への損傷等の影響を与えないし、ま

50

た、不要な熱負荷による先端部の劣化を招くことがない。その結果、特殊光観察及び通常観察の両方の観察において、観察画像全体が暗くなるということが無く、高度な診断を可能にする高精度な画像を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

【 数 1 】

視野角（白色光照射範囲） $B\ 1\ 4\ 0^\circ$ が切り取る半球状の面積

$$\int_0^{2\pi} \left(\int_0^{\frac{70}{57.3}} \sin(\theta) d\theta \right) d\phi = 4.134 \quad \cdots \cdots (4)$$

10

狭帯域光照射範囲 $A\ 6\ 0^\circ$ が切り取る半球状の面積

$$\int_0^{2\pi} \left(\int_0^{\frac{30}{57.3}} \sin(\theta) d\theta \right) d\phi = 0.842 \quad \cdots \cdots (5)$$

【 0 0 6 4 】

一方、内視鏡の撮像画像は、一般的に周辺が歪んでおり、特性は、 $f \cdot \sin \theta$ で計算される。よって、視野角 $B\ 1\ 4\ 0^\circ$ の画像に対する照射範囲 $A\ 6\ 0^\circ$ の範囲は、概ね、図8に示す領域A1及び領域B1のように表示される。 $\sin 30^\circ$ は0.5であり、 $\sin 70^\circ$ は約0.94であるため、領域Aと領域Bとの直径比率は、約1:2となる。つまり、面積比は、約1:4となる。

20

【 0 0 6 5 】

観察者にとって重要なのは、中心部の画像であり、周辺部分の画像は歪み不正確に写ることはよく知られているため、領域Aの範囲における画像が精度高く撮影されていれば、領域Aから外れた部分の画像については暗さや不鮮明さは問題とならない。

以上から、本発明においては、特殊光観察時の狭帯域光の照射を所定の範囲の観察視野に絞ることで十分な光量を確保するので、通常観察の際にも、白色照明光の特定波長域の光量を低減させることがないし、特殊光観察の際にも、熱負荷による不利益を招くことがないし、その結果、特殊光観察及び通常観察の両方の観察において、白色光や狭帯域光が照射される観察視野範囲内での画像の精度が低下し、観察画像全体が暗くなるということが無く、観察視野範囲内で、高度な診断を可能にする高精度な画像を得ることができる。

30

以上、合波部材42が傾斜角度 45° （白色光の進行方向と反射部材44の反射面のなす角度が 45° ）に傾斜されて配置された場合について説明したが、合波部材42は、白色光と狭帯域光とが交差する位置に、白色光の進行方向に対して $30^\circ \sim 60^\circ$ 傾斜させて配置されるものであってもよい。この場合、反射部材44による狭帯域光の反射方向が白色光の進行方向と合致する必要があるため、合波部材42の傾斜角度を θ° （白色光の進行方向と反射部材44の反射面のなす角度を θ° ）とすると、狭帯域光が反射部材44の反射面への入射する入射角度も θ° とする必要がある。よって、狭帯域光の合波部材42への入射角度が θ° となるように特殊光光源（第2の光源部30）が設置される。

40

この場合も前述と同様に、合波部材42の傾斜角度 θ° に基づいて、白色光の光束の光の少ない中央部分に、狭帯域光の光束が配置されるように、反射部材44の形状およびサイズが設計され、コリメータレンズ50が設計される。

本発明の内視鏡用光源装置14は、基本的に以上のように構成される。

【 0 0 6 6 】

以下に、本発明の内視鏡用光源装置を有する内視鏡システムの作用について説明する。

【 0 0 6 7 】

上述のとおり、光源装置14は、通常光モード及び特殊光モードの両方に用いられるキセノン（Xe）光源（第1の光源部28）と、特殊光モードにおいて青紫色レーザ光源（405LD）又は青色LEDを用いる特殊光光源（第2の光源部30）とを発光源として

50

備えている。これら各光源部 28 及び 30 からの発光（出射）は、光源制御部（図示せず）により個別に制御されており、第 1 の光源部 28 の出射光（白色光）と第 2 の光源部 30 の出射光（狭帯域光）との光量比は変更自在になっている。

【0068】

通常光モードの場合、キセノン光源 38 から出射される白色光は、リフレクタ 40 によって平行光とされ、合波部材 42 を透過し、回転式フィルタ 47 の第 1 のフィルタ組のいずれかのフィルタ（R1 フィルタ部 47 r1、G1 フィルタ部 47 g1、B1 フィルタ部 47 b1）を順次透過し、R 光、G 光及び B 光の面順次光とされて、順次、集光レンズ 52 において集光されて、ロッドインテグレート 56 に入射する。

【0069】

特殊光モードの場合、キセノン光源 38 から出射される白色光は、リフレクタ 40 で平行光となり、他方、特殊光光源 48 から出射される狭帯域光は、コリメータレンズ 50 によって、合波部材 42 の略楕円形の反射部材 44 の短径と略等しい略円形の光束を備えるよう整形された平行光となる。

【0070】

次いで、合波部材 42 において、白色平行光は、合波部材 42 を透過し、他方、上記のように略円形に整形された狭帯域平行光は、反射部材 44 に反射されて、透過した白色光の光路に合流し、中央部分に狭帯域光の光束が配置され、周辺部分に白色光の光束が配置された合波光となる。

次に、合波部材 42 で合波された合波光は、回転式フィルタ 47 の第 2 のフィルタ組の各フィルタ（G1 フィルタ部 47 g2、B1 フィルタ部 47 b2、遮光フィルタ部 47 cut）を順次透過し、G 光及び B 光の面順次光とされて、順次、集光レンズ 52 に入射し、集光レンズ 52 によって合波光（面順次光）内の狭帯域光と白色光との配置関係を維持したまま集光され、中央部分に配置されて NA が小さい狭帯域光と NA が周辺部分に配置されて大きい白色光とが合波された合波光として、ロッドインテグレート 56 に入射する。

【0071】

通常光モード及び特殊光モードいずれの場合においても、ロッドインテグレート 56 に入射した白色光又は合波光（面順次光）は、ロッドインテグレート 56 内で反射を繰り返し、出射時には出射面内の光量分布が均一になる。なお、ロッドインテグレート 56 内では、合波光内の狭帯域光の NA 及び白色光の NA は維持され、ロッドインテグレート 56 から合波光内の両光の NA が維持されたまま出射される。

【0072】

すなわち、通常光モード及び特殊光モードのいずれの場合も、ロッドインテグレート 56 を通過した光は光量分布が均一になり、光ファイバ（ライトガイド）32 に入力され、コネクタ部に伝送される。コネクタ部まで伝送された光は、照明光学系を構成する光ファイバ 32 によって、それぞれ内視鏡 12 の先端部まで伝搬される。そして、特殊光モード時には、合波光は、狭帯域光の NA 及び白色光の NA を維持したまま、光ファイバ 32 内を伝播する。

【0073】

上述したように、通常光モードの白色光の面順次光も、特殊光モードの白色光と狭帯域光との合波光の面順次光も、内視鏡 12 の先端部の照射口 24 A から被検体の被観察領域に向けて照射される。なお、特殊光モードの合波光は、狭帯域光の NA 及び白色光の NA を維持したまま、照射される。

そして、照明光として面順次光が照射された被観察領域からの戻り光が、順次、受光部 24 B を介して撮像素子 32 の受光面上に結像され、撮像素子 22 によって被観察領域が面順次光の各色毎に撮像される。

撮像後に撮像素子 26 から出力される撮像画像の各色の画像信号は、スコープケーブル 42 を通じてプロセッサ 16 の画像処理システム 36 に入力される。

【0074】

次に、こうして撮像素子 26 によって撮像された撮像画像の各色の画像信号は、プロセッサ 16 の画像処理システム 36 を含む信号処理系によって画像処理され、モニタ 20 や記録装置（図示省略）にカラー画像として出力され、ユーザの観察に供される。

なお、特殊光モードにおいて、合波光内の狭帯域光が照射され、撮影された領域 A については、その範囲が簡単に視認できるように、撮影画像上にその境界を表示してもよい。

【0075】

なお、上記実施形態においては、回転式フィルタ 47 を用いて白色光及び合波光の面順次光を生成し、生成された面順次光を撮影対象に照射し、撮影対象からの戻り光をモノクロの撮像素子（センサ）26 で撮像する面順次方式の撮像を行う構成としているが、本発明はこれに限定されず、回転式フィルタ 47 を用いずに、カラー撮像素子を用いる同時方式の撮像を行う構成としてもよい。

10

【0076】

以上、本発明の内視鏡用光源装置及びこれに係る内視鏡システムについての実施形態を詳細に説明したが、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、種々の改良又は変更をしてもよいのはもちろんである。

10 内視鏡システム

12 内視鏡

14 内視鏡用光源装置

16 プロセッサ

18 入出力部

20

20 表示部（モニタ）

22 入力部

24 A 照射口

24 B 受光部

26 撮像素子

28 第 1 の光源部

30 第 2 の光源部

32 ライトガイド（光ファイバ）

34 スコープケーブル

36 画像処理システム

30

38 キセノン光源（白色照明用光源）

40 リフレクタ（放物面鏡）

42 合波部材

44 反射部材

46 透過部材

47 回転フィルタ

48 特殊光光源

50 シリンドリカルレンズ（整形レンズ）

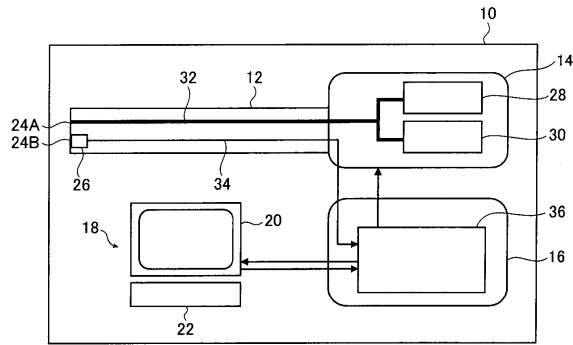
51 回転フィルタモータ

52 集光レンズ

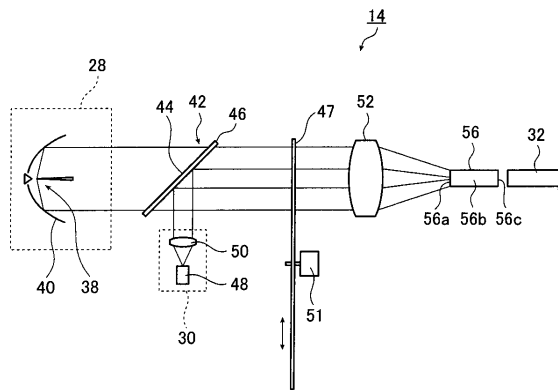
40

56 ロッドインテグレータ

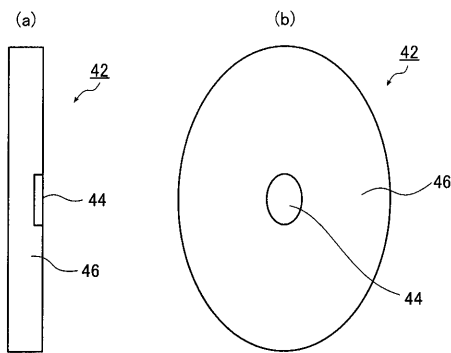
【図 1】



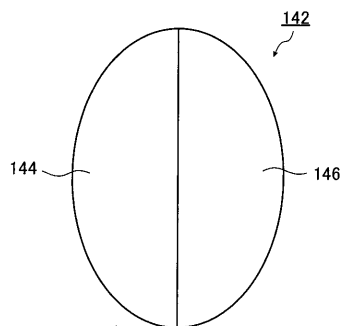
【図 2】



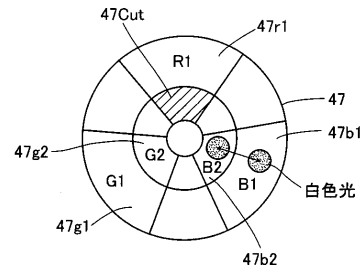
【図 5】



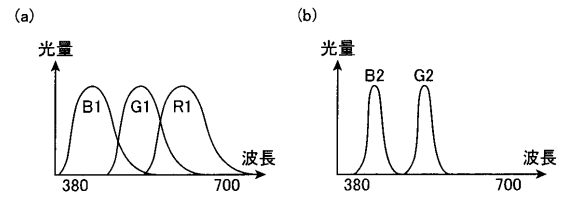
【図 6】



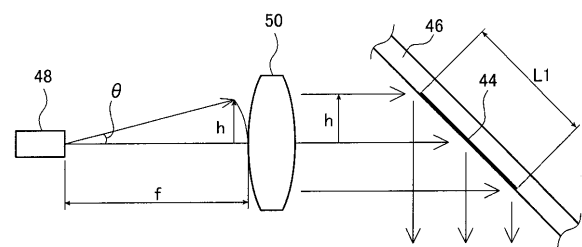
【図 3】



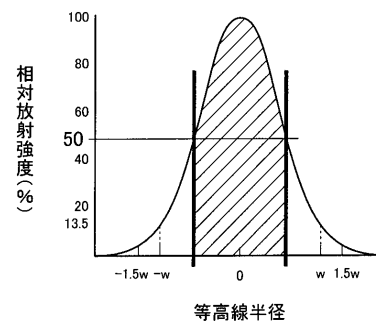
【図 4】



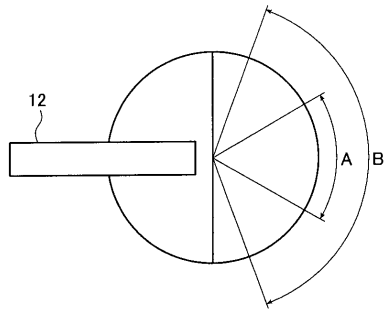
【図 7】



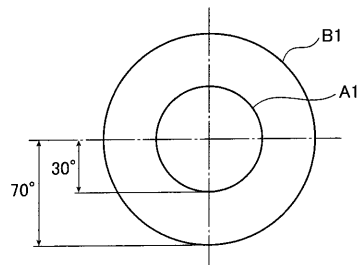
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 0 4 3 2 4 8 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 9 / 0 7 0 9 1 8 (W O , A 1)
特開平 0 4 - 3 4 9 2 2 1 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 1 9 1 0 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 5 7 4 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 2 0 3 3 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 2 0 3 4 (J P , A)
特許第 4 0 0 9 6 2 6 (J P , B 2)
特表 2 0 1 1 - 5 0 5 0 1 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	-	2 3 / 2 6

专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP5587120B2	公开(公告)日	2014-09-10
申请号	JP2010222055	申请日	2010-09-30
[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	黒田修		
发明人	黒田 修		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00096 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/06.510 A61B1/07.731 A61B1/07.734		
F-TERM分类号	4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ08 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ08 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2012075562A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜光源单元，即使在正常检查期间也可以在不降低由白光构成的特定波长范围的照明光的情况下获取高精度图像，并且不会导致尖端劣化部分是由于不必要的热负荷，不必要地增加窄带光的发射光强度，以便在用特殊光检查时点亮显示图像，并点亮整个图像以允许高级诊断。解决方案：内窥镜光源单元包括：发射由白光组成的照明光的第一光源部分；第二光源部分以更窄的方式发射窄带光波长带到与白光组成的照明光行进的方向正交的方向；成形透镜，改变窄带光的光束的形状和尺寸中的一个或多个，使得它们几乎等于波组合构件的反射部分的形状和尺寸；波组合构件组合窄带光和由白光组成的照明光两者的波，使得窄带光位于由白光组成的照明光的中心部分；聚光透镜，用于将波组合光会聚在光导的入射端面上，使得其光通量的大小几乎与入射端面的尺寸一致。

$$\int_0^{2\pi} \left(\int_0^{\frac{70}{57.3}} \sin(\theta) d\theta \right) d\phi = 4.134 \dots (4)$$