

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/179961

発行日 平成28年1月18日 (2016.1.18)

(43) 国際公開日 平成25年12月5日 (2013.12.5)

(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 2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	B 2 H 0 5 2
G 0 2 B 19/00 (2006.01)	G 0 2 B 19/00	4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 49 頁)

出願番号	特願2014-518399 (P2014-518399)	(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
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/064171	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(22) 国際出願日	平成25年5月22日 (2013.5.22)	(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
(31) 優先権主張番号	特願2012-121030 (P2012-121030)	(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
(32) 優先日	平成24年5月28日 (2012.5.28)	(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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

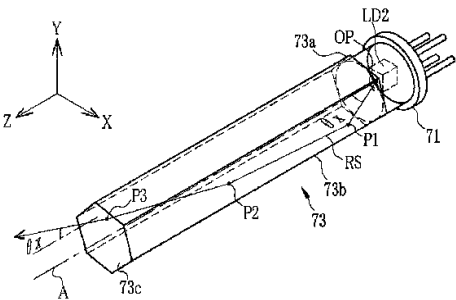
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

光伝達損失を低減しつつ、発光素子のビームの断面形状を整形する。

内視鏡用の光源装置(13)には、レーザダイオード(LD2)を有する発光素子部(71)と、ビーム整形部(73)とを有する光源モジュールが設けられている。ビーム整形部(73)は、光軸(A)と直交する断面が六角形の柱状体で構成された導光ロッドであり、レーザダイオード(LD2)が発する略楕円形状のビームを略真円形に整形する。楕円形状のビームの短軸成分(RS)は、ビーム整形部(73)に入射すると、ビーム整形部(73)の側面部(73b)の内面で全反射しながら光軸A方向に導光される。導光過程において、短軸成分(RS)は、六角形の一辺に対して垂直以外の角度で入射するため反射角が付いて反射する。そのため、光軸A周りの捩れが生じる。ビームに含まれる光線の多くにこうした捩れが生じて、ビームの断面形状が略真円形に整形される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡に光を供給する光源装置において、

発散するビームを発する発光素子であり、前記ビームは、その断面における第一方向と前記第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なる発光素子と、

前記発光素子が発するビームが入射する入射面と、前記入射されたビームを出射する出射面と、前記入射面から前記出射面に向かって長手方向に延びる長手軸とを有し、入射したビームを内部で反射させながら前記長手方向に伝播する光学素子であり、前記長手軸と直交する平面において前記ビームの前記第一及び前記第二の方向のうち少なくとも一つの方向と斜交する反射側面を有する光学素子とを備えていることを特徴とする光源装置。

10

【請求項 2】

前記光学素子は、前記ビームに含まれる光線のうち前記第一の方向と前記第二の方向のそれぞれと平行な第一成分及び第二成分の少なくとも一方に対して、前記反射側面における反射により光軸周りの拡れを生じさせることを特徴とする請求の範囲第 1 項に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記光学素子は、透明材料で形成された柱状体からなる導光ロッドであり、前記反射側面は空気との境界面であり、前記反射は全反射であることを特徴とする請求の範囲第 2 項に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記光学素子において、前記長手軸と直交する断面の形状は多角形であり、前記反射側面は平面で構成されていることを特徴とする請求の範囲第 3 項に記載の光源装置。

20

【請求項 5】

前記多角形は、六角形、四角形、三角形のいずれかであることを特徴とする請求の範囲第 4 項に記載の光源装置。

【請求項 6】

前記多角形は、六角形であり、

前記光学素子は、前記六角形の対向する 2 つの頂点を結ぶ軸が、前記第一方向又は第二方向に対して傾斜した姿勢で配置されていることを特徴とする請求の範囲第 5 項に記載の光源装置。

30

【請求項 7】

前記第一方向又は第二方向に対する前記軸の傾斜角は 15° であることを特徴とする請求の範囲第 6 項に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記多角形は、四角形であり、

前記光学素子は、前記四角形の各辺が前記第一方向又は第二方向と平行な正姿勢に対して傾斜して配置されていることを特徴とする請求の範囲第 5 項に記載の光源装置。

【請求項 9】

前記正姿勢に対する傾斜角は 45° であることを特徴とする請求の範囲第 8 項に記載の光源装置。

40

【請求項 10】

前記光学素子は、前記多角形の断面の中心と前記発光素子の発光中心とが一致した状態で配置されていることを特徴とする請求の範囲第 4 項に記載の光源装置。

【請求項 11】

前記反射側面の少なくとも一部は曲面で構成されていることを特徴とする請求の範囲第 3 項に記載の光源装置。

【請求項 12】

前記ビームに含まれる光線のうち、前記第一方向及び前記第二方向の少なくとも一方と平行な光線が反射する前記曲面の反射点において、前記平行な光線と前記反射点における接線とは直交しないことを特徴とする請求の範囲第 11 項に記載の光源装置。

50

【請求項 13】

前記光学素子において、前記長手軸と直交する断面の形状は、円形、長円形及び楕円形のいずれかであり、

前記光学素子は、前記断面の中心に対して、前記発光素子の発光中心がオフセットした状態で配置されていることを特徴とする請求の範囲第12項に記載の光源装置。

【請求項 14】

前記光学素子において、前記入射面の面積は、複数個の前記発光素子からの光が入射可能な大きさを有することを特徴とする請求の範囲第3項に記載の光源装置。

【請求項 15】

前記光学素子は、前記反射側面が前記長手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の範囲第3項に記載の光源装置。

10

【請求項 16】

前記発光素子が発する前記ビームの断面の形状は、前記第一方向及び前記第二方向のそれぞれに対応する長軸及び短軸を有する楕円形であり、

前記光学素子は、前記入射面に入射する前記楕円形のビームを、真円形に整形して前記出射面から出射することを特徴とする請求の範囲第1項～第15項のいずれか1項に記載の光源装置。

【請求項 17】

前記発光素子は、レーザダイオードであることを特徴とする請求の範囲第16項に記載の光源装置。

20

【請求項 18】

前記光学素子を用いずに前記断面の形状が真円形のビームを出射する第1光源部と、前記発光素子と前記光学素子とを有し、前記光学素子によって整形された、前記断面の形状が真円形のビームを出射する第2光源部の少なくとも2種類の光源部を備えていることを特徴とする請求の範囲第17項に記載の光源装置。

【請求項 19】

前記第1光源部は、前記発光素子と前記発光素子が発するビームによって励起して蛍光を発する蛍光体とを有することを特徴とする請求の範囲第18項に記載の光源装置。

【請求項 20】

内視鏡と内視鏡に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、

30

前記光源装置は、

発散するビームを発する発光素子であり、前記ビームは、その断面における第一方向と前記第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なる発光素子と、

前記発光素子が発するビームが入射する入射面と、前記入射されたビームを出射する出射面と、前記入射面から前記出射面に向かって長手方向に延びる長手軸とを有し、入射したビームを内部で反射させながら前記長手方向に伝播する光学素子であり、前記長手軸と直交する平面において前記ビームの前記第一及び前記第二の方向のうち少なくとも一つの方向と斜交する反射側面を有する光学素子とを備え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】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、内視鏡に光を供給するための光源装置、及び光源装置を用いた内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

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、生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端に観察部位に照明光を照射する照明窓と前記観察部位を撮影するための観察窓が配された内視鏡と、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

50

いる。内視鏡内には、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おり、ライトガイドは、光源装置から供給された光を、挿入部先端の照明窓に導光する。

【 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組織の表面の全体的な性状を観察する通常観察に加えて、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るようになってきている。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利用して撮影を行い、血管が強調された観察画像や、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、血管のパターンや酸素飽和度などの性状を観察するものがある。

10

【 0 0 0 4 】

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を使用するものが一般的であるが、これらに代えて、レーザダイオード (L D) のような発光素子を用いる光源装置も提案されている (例えば、特許文献 1)。特許文献 1 に記載の光源装置では、通常観察用の白色光を生成する白色光源として、青色光を発光する発光素子と、青色光によって励起された黄色の蛍光を発する蛍光体とを組み合わせ、青色光と蛍光の混合光を発する通常観察用の半導体光源が用いられている。さらに、特定の波長域に制限された狭帯域光を発する発光素子からなる特殊光観察用の半導体光源が設けられている。

【 0 0 0 5 】

図 5 4 に示すように、レーザダイオード L D は、半導体で構成された発光素子であり、P 型半導体からなる P 層、活性層 K、N 型半導体からなる N 層が積層された構造を有しており、活性層 K からレーザ光を発する。レーザ光は、発光中心 O P から略円錐状に広がる発散光である。また、レーザダイオード L D は、活性層 K と平行な水平方向 (X 方向) に広がる光を発する発光点と活性層に対して垂直な垂直方向 (Y 方向) に広がる光を発する発光点との間に光軸方向における非点隔差 ΔA_s があるため、光軸と直交する、光束 (ビーム) B M の断面形状は、Y 方向に長い縦長の略楕円形状になることが知られている。これは、レーザダイオード L D が発するビームは、短軸に相当する X 方向と長軸に対応する Y 方向のそれぞれの発散角が異なることを意味する。

20

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 に記載されているように、ビームの断面形状を略楕円形状から略真円形状に整形するビーム整形機能を有する光源装置が知られている。この光源装置は、カップリングレンズと集光レンズの 2 枚のレンズを有しており、これらの 2 枚のレンズを、レーザダイオード L D が発するビームの光路上に配置することにより、レーザダイオード L D のビーム整形を行っている。

30

【 0 0 0 7 】

カップリングレンズは、発散角を持つビームをいったん平行光化して出射し、集光レンズにカップリングするレンズである。カップリングレンズは、入射面と出射面が、焦点距離が異なる 2 つの第 1 及び第 2 のシリンドリカルレンズ面で構成されている。第 1 シリンドリカルレンズ面は、ビームの短軸に相当する X 方向のみに屈折力を持ち、第 2 シリンドリカルレンズ面は、ビームの長軸に相当する Y 方向のみに屈折力を持つレンズ面である。第 1 シリンドリカルレンズ面と第 2 シリンドリカルレンズ面は、焦点距離が異なるため (屈折力が異なるため)、各レンズ面の屈折作用によってビームの長軸と短軸の発散角が一致するように補正されて、ビームの断面形状が、略楕円形状から略真円形に整形される。カップリングレンズを出射したビームは、平行光化されているため、集光レンズによって発散角を持つビームに変換される。

40

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 1 - 0 4 1 7 5 8 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 0 - 3 0 4 9 9 3 号 公 報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1のように異なる種類の複数の光源を使用する場合において、一方の光源にビームの断面形状が略真円形の光源を使用し、他方の光源としてレーザダイオードのようにビームの断面形状が略楕円形の光源を使用する場合が考えられる。このように、複数の光源間でビームの断面形状が異なると、観察画像において色ムラが発生するという問題が生じる。

【0010】

ビームの断面形状は、内視鏡内のライトガイドによる導光過程においても保存されるので、照明窓から観察部位に照明光が照射されたときの照射スポット形状にも反映される。そのため、複数の光源の一方から略真円形のビームを、他方から略楕円形のビームを観察部位に照射すると、形状の違いにより各ビームの照射スポットが重なる部分と重ならない部分が生じる。このような各照射スポットの重なり具合に応じて、各ビームの混合割合が変化するため、色ムラが生じる。

10

【0011】

色ムラは、観察画像の画質の低下を招く。また、特殊光観察においては、取得した複数の色の画像信号の比較結果を数値化して算出するなどの画像間演算を行うことがあるが、その場合には、照射スポット形状の違いに起因する色ムラは、画像間演算の信頼性の低下を引き起こす。

20

【0012】

そこで、特許文献1に記載の内視鏡用の光源装置に、特許文献2に記載のビーム整形技術を適用して、略楕円形のビームを略真円形に整形することが考えられる。しかしながら、特許文献2に記載のビーム整形技術のように、レンズの屈折作用を利用してビーム整形を行う場合には、1枚のレンズによってビームをいったん平行光化し、もう1枚の集光レンズで集光する必要があるため、その分、空気とレンズとの境界面の数が多くなり、光伝達損失が大きいという問題がある。なお、特許文献2に記載されているように、2つのシリンドリカルレンズ面を有するカップリングレンズと、カップリングレンズから出射した平行光を集光する集光レンズの2枚のレンズを用いる代わりに、1面にビーム整形用のシリンドリカルレンズ面が形成されたシリンドリカルレンズを2枚組み合わせても、同じようにビーム整形を行うことができる。しかしながら、この場合も、1枚のシリンドリカルレンズによってビームをいったん平行光化した後、もう1枚のシリンドリカルレンズで平行光を、発散角を持つビームに変換するため、2枚のレンズが必要になることに変わりはなく、光伝達損失が大きくなるという問題点を解消することはできない。

30

【0013】

本発明は、光伝達損失を低減しつつ、発光素子のビームの断面形状を整形することが可能な内視鏡用の光源装置及び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】

【0014】

上記目的を達成するために、本発明の光源装置は、内視鏡に光を供給する光源装置であり、発光素子と、光学素子とを備えている。発光素子は、発散するビームを発し、ビームは、その断面における第一方向と第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なる。光学素子は、発光素子が発するビームが入射する入射面と、入射されたビームを出射する出射面と、入射面から出射面に向かって長手方向に延びる長手軸とを有し、入射したビームを内部で反射させながら長手方向に伝播する光学素子であり、長手軸と直交する平面においてビームの第一及び第二の方向のうち少なくとも一つの方角と斜交する反射側面を有する。

40

【0015】

光学素子は、ビームに含まれる光線のうち第一の方向と第二の方向のそれぞれと平行な第一成分及び第二成分の少なくとも一方に対して、反射側面における反射により光軸周り

50

の振れを生じさせることが好ましい。

【0016】

光学素子は、透明材料で形成された柱状体からなる導光ロッドであり、反射側面は空気との境界面であり、反射は全反射であることが好ましい。

【0017】

光学素子において、例えば、長手軸と直交する断面の形状は多角形であり、反射側面は平面で構成されている。多角形は、六角形、四角形、三角形のいずれかであることが好ましい。

【0018】

多角形が六角形である場合は、光学素子は、六角形の対向する2つの頂点を結ぶ軸が、第一方向又は第二方向に対して傾斜した姿勢で配置されていることが好ましい。例えば、第一方向又は第二方向に対する軸の傾斜角は15°である。

10

【0019】

多角形が四角形である場合は、光学素子は、四角形の各辺が第一方向又は第二方向と平行な正姿勢に対して傾斜して配置されていることが好ましい。正姿勢に対する傾斜角は45°であることが好ましい。

【0020】

光学素子は、多角形の断面の中心と発光素子の発光中心とが一致した状態で配置されていることが好ましい。

【0021】

反射側面の少なくとも一部は曲面で構成されていてもよい。ビームに含まれる光線のうち、第一方向及び第二方向の少なくとも一方と平行な光線が反射する曲面の反射点において、平行な光線と反射点における接線とは直交しないことが好ましい。光学素子において、長手軸と直交する断面の形状は、円形、長円形及び楕円形のいずれかであり、光学素子は、断面の中心に対して、発光素子の発光中心がオフセットした状態で配置されていることが好ましい。

20

【0022】

光学素子において、入射面の面積は、複数個の発光素子からの光が入射可能な大きさを有していてもよい。また、光学素子は、反射側面が長手軸に対して傾斜したテーパ形状であってもよい。

30

【0023】

発光素子が発するビームの断面の形状は、例えば、第一方向及び第二方向のそれぞれに対応する長軸及び短軸を有する楕円形であり、光学素子は、例えば、入射面に入射する楕円形のビームを、真円形に整形して出射面から出射する。ここで、楕円形には完全な楕円形に加えて略楕円形も含まれる。真円形についても同様であり、完全な真円形に加えて略真円形も含まれる。発光素子は、例えば、レーザダイオードである。

【0024】

光学素子を用いずに断面の形状が真円形のビームを出射する第1光源部と、発光素子と光学素子とを有し、光学素子によって整形された、断面の形状が真円形のビームを出射する第2光源部の少なくとも2種類の光源部を備えていてもよい。

40

【0025】

第1光源部は、例えば、発光素子と発光素子が発するビームによって励起して蛍光を発する蛍光体とを有する。

【0026】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡と内視鏡に光を供給する光源装置とを有する。光源装置は、発光素子と光学素子とを備えている。発光素子は、発散するビームを発する発光素子であり、ビームは、その断面における第一方向と第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なる。光学素子は、発光素子が発するビームが入射する入射面と、入射されたビームを出射する出射面と、入射面から出射面に向かって長手方向に延びる長手軸とを有し、入射したビームを内部で反射させながら長手方向に伝播する光学素子であり、

50

長手軸と直交する平面においてビームの第一及び第二の方向のうち少なくとも一つの方向と斜交する反射側面を有する。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、光伝達損失を低減しつつ、発光素子のビームの断面形状を整形することが可能な内視鏡用の光源装置及び内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【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。

10

【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。

【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8A】通常観察モードの照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図8B】血管強調観察モードの照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図8C】酸素飽和度観察モードの照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

20

【図9A】通常観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図9B】血管強調観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図9C】酸素飽和度観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図10】分岐型ライトガイドと光源モジュールの斜視図である。

【図11】分岐型ライトガイドの出射端における光ファイバの配置の説明図である。

【図12】ホモジナイザの説明図である。

【図13】第1光源モジュールの斜視図である。

【図14】第1光源モジュールの発散角補正部の説明図である。

【図15】第2光源モジュールの斜視図である。

30

【図16】第2光源モジュールの発散角補正部の側面図である。

【図17】発散角補正後の照射スポット径の説明図である。

【図18】ビーム整形部と入射ビームの説明図である。

【図19】入射ビームの強度分布を示すグラフである。

【図20】光線の短軸成分の軌跡の説明図である。

【図21】光線の短軸成分の内部反射と光軸周りの捩れの説明図である。

【図22】光線の長軸成分の軌跡の説明図である。

【図23】光線の長軸成分の内部反射と光軸周りの捩れの説明図である。

【図24】光線の他の成分の内部反射と光軸周りの捩れの説明図である。

【図25】光軸周りの捩れが生じない光線の説明図である。

40

【図26】入射ビームと出射ビームの形状の説明図である。

【図27】出射ビームの強度分布を示すグラフである。

【図28】発散角補正後の出射ビームの強度分布を示すグラフである。

【図29】ビーム整形部による効果の説明図である。

【図30】図18とは別の姿勢で配置したビーム整形部の説明図である。

【図31】図30とは別の姿勢で配置したビーム整形部の説明図である。

【図32】中心をオフセットさせて配置したビーム整形部の説明図である。

【図33】断面が四角形のビーム整形部の斜視図である。

【図34】図33のビーム整形部の入射端の説明図である。

【図35】図34とは別の姿勢で配置したビーム整形部の説明図である。

50

【図 3 6】比較例の説明図である。

【図 3 7】断面が三角形のビーム整形部の斜視図である。

【図 3 8】図 3 7 のビーム整形部の入射端の説明図である。

【図 3 9】図 3 8 とは別の姿勢で配置したビーム整形部の説明図である。

【図 4 0】図 3 9 とは別の姿勢で配置したビーム整形部の説明図である。

【図 4 1】断面が真円のビーム整形部の斜視図である。

【図 4 2】図 4 1 のビーム整形部の入射端の説明図である

【図 4 3】図 4 1 の比較例の説明図である。

【図 4 4】短軸方向にオフセットさせて配置したビーム整形部の説明図である。

【図 4 5】長軸方向にオフセットさせた配置したビーム整形部の説明図である。

【図 4 6】複数のビームを導光するビーム整形部の説明図である。

【図 4 7】図 4 6 のビーム整形部の斜視図である。

【図 4 8】断面が長円形のビーム整形部の説明図である。

【図 4 9】断面が四角形で、側面部がテーパ形状のビーム整形部の斜視図である。

【図 5 0】断面が真円で、側面部がテーパ形状のビーム整形部の斜視図である。

【図 5 1】ビーム整形部の各態様の評価結果を表す表である。

【図 5 2】ミラーパイプの斜視図である。

【図 5 3】ビーム整形部を用いたプロジェクタ装置の説明図である。

【図 5 4】レーザダイオードのビーム形状の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

「第 1 実施形態」

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態の内視鏡システム 10（以下、内視鏡システムという）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などの操作入力部であるコンソール 15 が設けられている。

【0030】

内視鏡システム 10 は、白色光のもとで観察部位を観察するための通常観察モードと、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情報観察モードを備えている。血管情報観察モードは、血管のパターンや酸素飽和度などの性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別などの診断を行うための特殊光観察モードであり、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。血管情報観察モードには、血管が強調された血管強調画像を表示する血管強調観察モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が表示された酸素飽和度画像を表示する酸素飽和度観察モードがある。

【0031】

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 及び光源装置 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。

【0032】

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、観察部位で反射した像光が入射する観察窓 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る鉗子出口 25 などが設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 44（図 3 参照）や結像用の光学系が内蔵されている。

【0033】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲部からなり、操作部 17 のアングルノブ 26 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 20 が湾曲することにより、先

10

20

30

40

50

端部 19 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、食道や腸など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 16 には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 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 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 43 (図 3 参照) が挿通されている。

【0034】

操作部 17 には、アンプルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

【0035】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 43 が挿通されている。ユニバーサルコード 18 の一端は内視鏡 11 に固定されており、開放端となる他端にはコネクタ 28 が設けられている。コネクタ 28 は、通信用コネクタ 28a と光源用コネクタ 28b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 28a には通信ケーブルの一端が配設されており、通信用コネクタ 28a はプロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。光源用コネクタ 28b にはライトガイド 43 の入射端が配設されており、光源用コネクタ 28b は光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0036】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、それぞれ発光波長が異なる 3 種類の第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 31 ~ 33 と、これらを駆動制御する光源制御部 34 とを備えている。光源制御部 34 は、光源装置 13 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

【0037】

第 1 ~ 第 3 光源モジュール 31 ~ 33 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 LD1 ~ LD3 を有している。レーザダイオード LD1 ~ LD3 は、半導体で構成された発光素子である。図 4 に示すように、レーザダイオード LD1 は、青色 (B 色) 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 N1 を発光する。レーザダイオード LD2 は、青色 (B 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 の狭帯域光である狭帯域光 N2 を発光する。レーザダイオード LD3 は、青色 (B 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 の狭帯域光である狭帯域光 N3 を発光する。レーザダイオード LD1、LD2、LD3 としては、InGaIn 系、InGaNA 系、GaNA 系のものを用いることができる。また、レーザダイオード LD1 ~ LD3 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。

【0038】

第 1 光源モジュール 31 は、通常観察用の白色光を発する光源部である。第 1 光源モジュール 31 は、レーザダイオード LD1 に加えて、蛍光体 36 を有している。図 4 に示すように、蛍光体 36 は、レーザダイオード LD1 が発する 445 nm の青色領域の狭帯域光 N1 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 FL を発光する。蛍光体 36 は、狭帯域光 N1 の一部を吸収して蛍光 FL を発光するとともに、残りの狭帯域光 N1 を透過させる。蛍光体 36 を透過する狭帯域光 N1 は、蛍光体 36 によって拡散される。透過する狭帯域光 N1 と励起される蛍光 FL が混合することによって白色光が生成される。蛍光体 36 としては、例えば、YAG 系、BAM (B₂G₂MgAl₁₀O₁₇) 系等の蛍光体が使用される。第 1 光源モジュール 31 は、白色光の光量が多くなるように 2 個設けられている。

【0039】

第 2 光源モジュール 32 は、血管強調観察用の光源部である。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、波長が 450 nm 以下の領域において急激に上昇し、 405 nm 付近において

10

20

30

40

50

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、血管とその周辺部分とのコントラストが大きな像が得られる。

【0040】

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

【0041】

第2光源モジュール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ので、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、第1光源モジュール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、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

【0042】

第3光源モジュール33は、酸素飽和度観察用の光源部である。図5において、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、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、第3光源モジュール33が発する波長473nmの狭帯域光N3が用いられて、酸素飽和度が測定される。

30

【0043】

光源制御部34は、ドライバ37を介してレーザダイオードLD1～LD3の点灯、消灯、及び光量の制御を行う。具体的には、光源制御部34は、レーザダイオードLD1～LD3に対して駆動パルスを与えることにより、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）制御などでもよい。

【0044】

第1～第3の光源モジュール31～33の光路の下流側には、分岐型ライトガイド41が設けられている。分岐型ライトガイド41は、後で詳述するように、第1～第3の光源モジュール31～33の光路を1つの光路に統合する光路統合部である。内視鏡11のライトガイド43の入射端は1つであるため、分岐型ライトガイド41によって、第1～第3の光源モジュール31～33の光を内視鏡11に供給する前段において、各モジュール31～33の光の光路が統合される。分岐型ライトガイド41は、入射端が複数に分岐した分岐部41a～41dを有し、各分岐部41a～41dから入射した光を、1つの出射端41eから出射する。

40

【0045】

2つの第1光源モジュール31はそれぞれ、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41bの入射面と対向するように配置され、第2及び第3光源モジュール32、33はそ

50

れぞれ、分岐部 4 1 c、4 1 d の入射面と対向するように配置される。

【0046】

分岐型ライトガイド 4 1 の出射端 4 1 e は、内視鏡 1 1 のコネクタ 2 8 b が接続されるレセプタクルコネクタ 4 2 の近くに配置されている。出射端 4 1 e には、後述するホモジナイザ 5 0 が設けられており、分岐型ライトガイド 4 1 に入射した第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 3 1 ~ 3 3 の光は、ホモジナイザ 5 0 を経由して、コネクタ 2 8 b に配された内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 に供給される。

【0047】

内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、撮像素子 4 4、アナログ処理回路 4 5 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 は、複数本の光ファイバ (図 1 8 の符号 2 0 1 参照) をバンドル化したファイババンドルであり、コネクタ 2 8 が光源装置 1 3 に接続されたときに、ライトガイド 4 3 の入射端が光源装置 1 3 のホモジナイザ 5 0 の出射端と対向する。ライトガイド 4 3 の出射端は、2 つの照明窓 2 2 に光が導光されるように、照明窓 2 2 の前段で 2 本に分岐している。

10

【0048】

照明窓 2 2 の奥には、照射レンズ 4 8 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された光はライトガイド 4 3 により照射レンズ 4 8 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 4 8 は凹レンズからなり、ライトガイド 4 3 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。

【0049】

観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 5 1 と撮像素子 4 4 が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 5 1 に入射し、対物光学系 5 1 によって撮像素子 4 4 の撮像面 4 4 a に結像される。

20

【0050】

撮像素子 4 4 は、CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサなどからなり、フォトダイオードなど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 4 4 a を有している。撮像素子 4 4 は、撮像面 4 4 a 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 4 4 から出力されて、画像信号は A F E 4 5 に送られる。

30

【0051】

撮像素子 4 4 は、カラー撮像素子であり、撮像面 4 4 a 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、第 1 光源モジュール 3 1 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。

【0052】

図 8 A に示すように、通常観察モードにおいては、撮像素子 4 4 は、1 フレームの取得期間内で、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が行なわれる。通常観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせてレーザダイオード L D 1 が点灯し、照明光として狭帯域光 N 1 と蛍光 F L とからなる白色光が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子 4 4 に入射する。撮像素子 4 4 において、白色光はマイクロカラーフィルタで色分離されて、狭帯域光 N 1 に対応する反射光を B 画素が受光し、蛍光 F L の中の G 成分を G 画素が、蛍光 F L の中の R 成分に対応する反射光を R 画素が受光する。撮像素子 4 4 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、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

40

【0053】

図 8 B に示すように、血管強調観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせて第 1 光源モジュール 3 1 に加えて、第 2 光源モジュール 3 2 が点灯する。第 1 光源モジュール 3 1 が点灯すると、通常観察モードと同様に、照明光として狭帯域光 N 1 と蛍光 F L とか

50

らなる白色光 (N 1 + F L) が観察部位に照射される。第 2 光源モジュール 3 2 が点灯すると、白色光 (N 1 + F L) に、狭帯域光 N 2 が追加されて、これらが照明光として観察部位に照射される。

【 0 0 5 4 】

白色光に狭帯域光 N 2 が追加された照明光は、通常観察モードと同様に、撮像素子 4 4 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 4 4 において、B 画素は、狭帯域光 N 1 に加えて、狭帯域光 N 2 を受光する。G 画素は、蛍光 F L の G 成分を受光する。R 画素は、蛍光 F L 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 4 4 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に設定されている間、繰り返される。

10

【 0 0 5 5 】

図 8 C に示すように、酸素飽和度観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせて第 1 光源モジュール 3 1 が点灯する。第 1 光源モジュール 3 1 が点灯すると、通常観察モードと同様に、白色光 (N 1 + F L) が観察部位に照射される。次のフレームにおいては、第 1 光源モジュール 3 1 が消灯して、代わりに第 3 光源モジュール 3 3 が点灯して、狭帯域光 N 3 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 4 4 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。

【 0 0 5 6 】

20

ただし、酸素飽和度観察モードでは、通常観察モードや血管強調観察モードと異なり、白色光 (N 1 + F L) と狭帯域光 N 3 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 N 3 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に設定されている間、繰り返される。

【 0 0 5 7 】

図 3 において、A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、及びアナログ/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。C D S は、撮像素子 4 4 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。A G C は、C D S によりノイズが除去された画像信号を増幅する。A / D は、A G C 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 1 2 に入力する。

30

【 0 0 5 8 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 6 に接続されており、コントローラ 5 6 から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子 4 4 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 4 4 は、撮像制御部 4 6 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 A F E 4 5 に出力する。

【 0 0 5 9 】

40

プロセッサ装置 1 2 は、コントローラ 5 6 の他、D S P (Digital Signal Processor) 5 7、画像処理部 5 8 と、フレームメモリ 5 9 と、表示制御回路 6 0 を備えている。コントローラ 5 6 は、C P U、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M、プログラムをロードして作業メモリとして機能する R A M (Random Access Memory) などからなり、C P U 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 1 2 の各部を制御する。

【 0 0 6 0 】

D S P 5 7 は、撮像素子 4 4 が出力する画像信号を取得する。D S P 5 7 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、D S P 5 7 は、ガンマ補正や、B、G

50

、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。

【0061】

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などのビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

【0062】

図9Aに示すように、通常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、通常観察用の表示画像を生成する。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。

10

【0063】

図9B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。癌などの病変においては、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など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。

20

【0064】

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などを施す。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。

【0065】

血管強調観察用の表示画像は、通常観察用と同様に、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。

30

【0066】

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チャンネル及び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など、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。

40

【0067】

図9C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（濃度）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。

50

【 0 0 6 8 】

具体的には、画像処理部 5 8 は、各画像信号 B 2、G 1、R 1 の同じ位置の画素値を照合して、画像信号 B 2 の画素値と画像信号 G 1 の画素値の信号比 B / G と、画像信号 R 1 の画素値と画像信号 G 1 の画素値の信号比 R / G を求める。画像信号 G 1 は、画像信号 B 2 と画像信号 R 1 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 B / G 及び R / G と酸素飽和度及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 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

【 0 0 6 9 】

図 1 0 において、光源装置 1 3 に設けられる分岐型ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 と同様に、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。分岐型ライトガイド 4 1 は、出射端 4 1 e において全ての光ファイバが 1 つに束ねられており、入射端に向かう途中で全ての光ファイバを 4 つに分割して、分割された各光ファイバをそれぞれ束ねることで複数の分岐部 4 1 a ~ 4 1 d が形成される。

【 0 0 7 0 】

分岐部 4 1 a、4 1 b と分岐部 4 1 c、4 1 d は、光ファイバを束ねる本数を変えることで太さが変えられており、それぞれの直径は D 1、D 2 である。分岐部 4 1 a、4 1 b の直径 D 1 の方が、分岐部 4 1 c、4 1 d の直径 D 2 よりも太い。このように太さが違う理由は、1 つには、分岐部 4 1 a、4 1 b と対向する第 1 光源モジュール 3 1 が蛍光体 3 6 を使用しているため、蛍光体 3 6 を使用しない第 2 光源モジュール 3 2、3 3 と比較して、発光するビームの直径が大きくなるためである。もう 1 つの理由は、第 1 光源モジュール 3 1 は通常観察用の白色光を発光するので、特殊光観察用の第 2 光源モジュール 3 2、3 3 よりも大きな光量を確保するためである。

20

【 0 0 7 1 】

具体的な寸法は、内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 の直径が約 2 mm 程度であり、分岐型ライトガイド 4 1 の出射端 4 1 e の直径もそれに合わせて約 2 mm 程度である。分岐部 4 1 a、4 1 b の直径 D 1 は、約 1 . 0 ~ 1 . 4 mm 程度であり、分岐部 4 1 c、4 1 d の直径 D 2 は、約 0 . 5 ~ 0 . 8 mm 程度である。

30

【 0 0 7 2 】

分岐型ライトガイド 4 1 の出射端 4 1 e にはホモジナイザ 5 0 が設けられている。ホモジナイザ 5 0 は、内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 の前段において、第 1 ~ 第 3 の光源モジュール 3 1 ~ 3 3 が発し、出射端 4 1 e が出射する各色の光の光量分布を均一化するものである。ホモジナイザ 5 0 は、透明ガラスなどの透明材料で形成され、光軸と直交する断面形状が円形の柱状体であり、入射端 5 0 a から入射した光を、空気との界面となる内部側面 5 0 b で全反射させながら光軸方向に伝播して出射端 5 0 c から出射する。

【 0 0 7 3 】

図 1 1 に示すように、分岐型ライトガイド 4 1 は、例えば、出射端 4 1 e において二点鎖線で区画された各領域 a ~ d に一端が位置する光ファイバが、それぞれ各分岐部 4 1 a ~ 4 1 d に割り当てられており、出射端 4 1 e において各分岐部 4 1 a ~ 4 1 d に対応するそれぞれの光ファイバが居所的に偏在している。分岐部 4 1 a ~ 4 1 d から入射した光は、それぞれの光ファイバ内で伝播され、当然ながら光ファイバ間で伝播は無い。そのため、出射端 4 1 e においては、左上、右上の領域 a、b から第 1 光源モジュール 3 1 が発する白色光が出射し、領域 c から第 2 光源モジュール 3 2 が発する狭帯域光 N 2 が出射し、領域 d から第 3 光源モジュール 3 3 が発する狭帯域光 N 3 が出射するというように、各色の光が偏在することになる。そのため、出射端 4 1 e から出射するビームの断面内においては、各色の光量分布が不均一になる。

40

【 0 0 7 4 】

図 1 2 に示すように、ホモジナイザ 5 0 は、入射端 5 0 a の端面から入射した光を側面

50

50bで全反射させながら光を光軸方向に伝播するため、光軸と直交する断面内において光の入射位置と出射位置が変化する。こうした作用により、分岐型ライトガイド41の出射端41eにおける各色の光の偏在が解消されて、ライトガイド43に入射する入射ビームの断面内において各色の光の光量分布が均一化される。ホモジナイザ50と出射端41eは、端面同士を突き当てて熱融着されて一体化される。

【0075】

図13及び図14に示すように、第1光源モジュール31は、レーザモジュール61と、蛍光部62と、レーザモジュール61の光を蛍光部62に導光する単線の光ファイバ63と、蛍光部62の先端に取り付けられる発散角補正部64とを備えている。レーザモジュール61は、レーザダイオードLD1を有する発光素子部66と、発光素子部66を収容するケース67とを備えており、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が内蔵された、いわゆるレセプタクル型のモジュールである。

【0076】

発光素子部66は、支持体となる円板状のステム66aの一面に発光素子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。

【0077】

レーザダイオードLD1は、図54に示したとおり、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ものであり、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。ビームの光軸と直交する断面形状は略楕円形状をしている。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。

【0078】

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は、遮光性を有する円筒状の保護ケース62a内に蛍光体36を充填したものである。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。

【0079】

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ある。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の出射端面の全域となる。また、蛍光体36を透過するレーザ光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、出射端面の全域が発光点となる。

【0080】

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、発光点の面積及びビームの発散角が大きい。

【0081】

蛍光部62の前方には、蛍光体36の出射端面36aから発する光の発散角を補正する発散角補正部64が設けられている。発散角補正部64は、先端に向かって直径が広がる円筒形状をしており、遮光性の材料で形成されている。発散角補正部64は、蛍光体36が発する発散光の広がりを規制して発散角を小さくする。また、発散角補正部64は、内壁面64aに反射材がコーティングされることにより鏡面が形成されており、内壁面64aはリフレクタとして機能する。そのため、光を内壁面64aで鏡面反射させながら光軸方向に伝播する。内壁面64aを鏡面にすることで光の吸収を減らしているため、光伝達損失が少ない。

【0082】

発散角補正部64は、分岐部41a、41bの直径D1を考慮して、直径や光軸に対する傾斜角が設定されており、直径や傾斜角は、第1光源モジュール31から分岐部41a

10

20

30

40

50

、41bに入射するビームのスポット径が分岐部41a、41bの直径D1とほぼ一致するように、設定される。

【0083】

また、発散角は、分岐型ライトガイド41や内視鏡11のライトガイド43などのファイババンドルの素線となる光ファイバのNA（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入射光は、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。

【0084】

NA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 $\sin$ で定義される（ $NA = \sin \theta_{\max}$ ）。最大受光角 $\theta_{\max}$ が大きいほどNAの値は大きい。光ファイバに入射する入射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、入射光線は光軸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、全反射せずに透過してしまうため、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。光伝達損失を低減するために、発散角補正部64は、第1光源モジュール31のビームの発散角を、最大受光角 $\theta_{\max}$ 以下に規制する。

【0085】

また、上述のとおり、レーザダイオードLD1が発するレーザ光のビームにおいて、光軸と直交する断面形状は略楕円形をしている。しかし、レーザ光に含まれる光線は、蛍光体36内で拡散されるため、蛍光体36の出射端面のほぼ全域から四方八方に出射される。発散角補正部64は断面形状が略真円形をしているので、蛍光体36から出射したレーザ光は、発散角補正部64により、ビームBM（図54参照）の断面形状が略真円形に整形される。また、レーザ光によって励起された蛍光についても、同様に、発散角補正部64の作用により、略真円形に整形される。そのため、第1光源モジュール31からは、レーザ光（狭帯域光N1）及び蛍光（FL）が混合された混合光が出射されるが、混合光は、断面形状が略真円形状のビームとして出射される。

【0086】

図15に示すように、第2光源モジュール32は、発光素子部71と、発散角補正部72と、ビーム整形部73とからなる。発光素子部71は、レーザダイオードLD2を備えており、その形態は、第1光源モジュール31の発光素子部66と同様である。発散角補正部72及びビーム整形部73は、ともに、石英などの透明材料で形成された柱状体である導光ロッドであり、ライトパイプ、ライトトンネルなどとも呼ばれる。

【0087】

発光素子部71は、ビーム整形部73の入射端73aの端面（入射面）と対向して配置され、ビーム整形部73の出射端73cの端面（出射面）と、発散角補正部72の入射端72aの端面が対向して配置される。発散角補正部72は、例えば、入射端72aの端面とビーム整形部73の出射端73cの端面が熱融着されており、ビーム整形部73の入射端73aの端面は発光素子部71の先端の端面と熱融着されている。これにより、発散角補正部72、ビーム整形部73、発光素子部71の3つの部品が一体化されている。熱融着により一体化されているため、各部が一体化されておらず各部の間に空気が介在している場合と比較して、その光路中において空気との境界面が少ない。そのため、境界面によるフレネルロスが少なく、光伝達損失を低減できる。

【0088】

図16に示すように、発散角補正部72及びビーム整形部73は、ホモジナイザ50と同様に、入射面から入射した光を、空気との境界面となる、側面部の内面（反射側面）において全反射させながら光軸方向に伝播して出射面から出射する光学素子である。

【0089】

発散角補正部72は、入射端72aよりも出射端72cの径が細い先細形状をしており

10

20

30

40

50

、側面 7 2 b は光軸に対して傾斜したテーパ形状となっている。そのため、入射した光は、1 回目の反射角 θ_1 よりも 2 回目の反射角 θ_2 が小さくなるというように、側面 7 2 b で反射を繰り返すと、反射角 θ が徐々に小さくなっていく。反射角 θ の減少は、発散角が拡大することを意味する。発散角補正部 7 2 の作用により、レーザダイオード LD 2 が発する光の発散角を β_1 とすると、発散角補正部 7 2 の出射端 7 2 c における発散角は β_2 に拡大される。

【0090】

発散角補正部 7 2 の光軸方向の長さが長いほど、側面 7 2 b における反射回数が多くなるため、発散角の拡大効果は大きい。また、側面 7 2 b の傾斜角が大きいほど、1 回の反射による発散角の拡大効果は大きい。

10

【0091】

発散角補正部 7 2 の補正量は、発散角 β_2 が、第 1 光源モジュール 3 1 が出射する発散角 α (図 1 4 参照) とほぼ一致するように設定される。発散角は、ホモジナイザ 5 0 や内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 での導光過程においても保存される。そのため、図 1 7 に示すように、ライトガイド 4 3 の 1 本 1 本の光ファイバ 2 0 1 が出射する、第 1 光源モジュール 3 1 の光の発散角 α と、第 2 光源モジュール 3 2 の光の発散角 β (図 1 6 における β_2) を一致させることで、観察部位 SB における、第 1 光源モジュール 3 1 の光の照射スポット径 SD α と、第 2 光源モジュール 3 2 の光の照射スポット径 SD β を同じにすることができる。照射スポット径 SD α 、SD β が一致していないと、両者の重なり方にムラが生じるため、色ムラの原因となる。発散角補正部 7 2 により、発散角 β を発散角 α と一

20

【0092】

図 1 5 において、ビーム整形部 7 3 は、入射端 7 3 a の端面 (入射面) から出射端 7 3 c の端面 (出射面) に向かって長手方向に延びる、光軸と平行な長手軸を有する柱状体であり、長手軸と直交する断面形状が六角形の六角柱である。側面部 7 3 b は長手方向に沿って形成されており、断面形状が六角柱であるので、当然ながら、側面部 7 3 b は 6 つの平面で構成される。

【0093】

図 1 6 に示すように、ビーム整形部 7 3 の入射端 7 3 a には、レーザダイオード LD 2 が発するビームが入射する。側面部 7 3 b の内面は、空気との境界面となる。そのため、側面部 7 3 b の内面は、ビーム整形部 7 3 内に入射したビームのうち、全反射条件を満たす角度で側面部 7 3 b の内面に入射する光線が全反射する反射側面となる。ビーム整形部 7 3 は、入射端 7 3 a に入射したビームを、側面部 7 3 b の内面で全反射させながら光軸方向に導光する。

30

【0094】

レーザダイオード LD 2 が発するビームは、レーザダイオード LD 1 と同様に光軸と直交する断面形状が略楕円形をしている (図 5 4 参照)。ビーム整形部 7 3 は、導光中にビームの略楕円形の断面形状を略真円形に整形して、整形後のビームを出射端 7 3 c から出射する。

40

【0095】

図 1 8 に示すように、ビーム整形部 7 3 は、六角形の中心を通る光軸 A と、レーザダイオード LD 2 から入射する入射ビーム B M i n の発光中心 O P がほぼ一致するように、発光素子部 7 1 との相対的な位置が位置決めされている。入射ビーム B M i n は、例えば、長軸 LA が垂直方向 (Y 方向) に、短軸 SA が水平方向 (X 方向) に位置するような縦長の状態で、ビーム整形部 7 3 に入射する。入射ビーム B M i n に含まれる光線は、発光中心 O P から放射状に広がる。

【0096】

図 1 9 に示すように、断面形状が略楕円形をしている入射ビーム B M i n の強度分布は、異方性を有しており、実線で示す長軸 LA 方向と、点線で示す短軸 SA 方向の強度分布

50

が異なる。

【0097】

ここで、強度分布のグラフは、縦軸に放射強度を、横軸に放射強度を測定する測定位置の角度（放射角度）をとったグラフである。強度分布は、レーザダイオードを中心に、測定部を回転させながら各放射角度における放射強度を測定し、測定した放射強度をプロットした分布である。測定方法は、測定部とレーザダイオードの光軸（発光中心）が一致する位置を放射角度が 0° の測定位置とし、その位置を基準として測定部を正方向及び負方向に回転させて、各測定位置（放射角度）における放射強度を測定する。放射強度は、放射角度が 0° の測定位置において最大となり、強度分布は、周辺に向かうにつれて（放射角度が大きくなるにつれて）低下する山形の分布となる。レーザダイオードの発散角 θ は、グラフにおいて、放射強度のピーク値（max）に対して半値（half）を示すときの全幅の $1/2$ である半値半幅（half width at half maximum, HWHM）で表される。長軸LA方向の発散角 θ_{yin} が広く、短軸SA方向の発散角 θ_{xin} が狭くなる。具体的には、長軸LA方向の発散角 θ_{yin} は約 $11^\circ \sim 14^\circ$ であり、短軸SA方向の発散角 θ_{xin} は、その半分の約 $5^\circ \sim 7^\circ$ である。

10

【0098】

また、図18において、ビーム整形部73は、長軸LA及び短軸SAに対して、光軸A周りに角度 ϕ_L だけ傾いた姿勢で配置されている。角度 ϕ_L は、ビーム整形部73の六角形の断面内において、対向する2つの頂点同士を結び、光軸Aを通る軸をA1とし、軸A1と直交し、対向する2つの辺Sの中点同士を結び、光軸Aを通る軸をA2としたときに、軸A1及び軸A2が、長軸LA及び短軸SAのそれぞれとの間で成す角度である。角度 ϕ_L は、本例においては 15° である。

20

【0099】

このようにビーム整形部73を傾けると、入射ビームBM_{in}の長軸LA及び短軸SAの両方が、ビーム整形部73の側面部73bの内面を構成する、六角形の各辺Sと直交しない状態となる。これは、長軸LA及び短軸SAと、側面部73bの内面（反射側面）とが、垂直以外の角度で交差する斜交した状態と言い換えることができる。これにより、入射ビームBM_{in}に含まれる光線のうち、長軸LA及び短軸SAのそれぞれと平行な長軸成分及び短軸成分の両方が、各辺Sに対して垂直以外の角度で入射することになる。このように、各辺Sに対して垂直以外の角度で入射した場合の光線の軌跡は、次のようになる。

30

【0100】

図20、21に示すように、入射ビームBM_{in}の光線の短軸成分をRSとすると、短軸成分RSは、発光中心OPからビーム整形部73の入射端73aに入射する。発光中心OPと光軸Aは一致しているため、ビーム整形部73の通る光軸A（Z方向）と直交する断面内においては、短軸成分RSは、光軸Aを基点として短軸SAと平行なX方向に放射される。そして、側面部73bの内面を構成する、六角形の一つの辺Sに入射する。ここを1回目の反射点P1として短軸成分RSは全反射する。ここで、ビーム整形部73の角度 ϕ_L の傾斜により、短軸成分RSは、辺Sに対して垂直以外の角度、つまり、辺Sの法線Hに対して角度 ϕ_L の入射角が付いた状態で入射するため、反射点P1において反射角 ϕ_L の角度で反射する。これは反射点P1における反射により短軸成分RSに対して光軸A周りで捩れが生じることを意味する。

40

【0101】

反射点P1で反射した短軸成分RSは別の辺Sに入射して、ここが2回目の反射点P2となる。反射点P1における反射により、短軸成分RSは光軸A周りの捩れが生じているため、反射点P2においても、辺Sに対して垂直以外の角度で入射する。そして、辺Sの法線に対して 0° 以上の反射角で反射して、反射点P3に向かう。同様に反射点P3においても、短軸成分RSは、辺Sに対して垂直以外の角度で入射し、反射点P3においても光軸A周りの捩れが生じる。

【0102】

50

短軸成分 RS は、反射点 $P_1 \sim P_3$ のそれぞれにおいて、光軸 A 周りの捩れを繰り返す。そのため、図 2 1 に示す二点鎖線の円弧状の矢印に示すように、短軸成分 RS は、ビーム整形部 7 3 内を、あたかも光軸 A 周りを旋回しながら光軸 A 方向に進行することになる。このように、短軸成分 RS の放射方向は、ビーム整形部 7 3 内の導光中に変化するため、入射時点の放射方向とは、異なる方向に出射する。例えば、仮に導光中の反射点 $P_1 \sim P_3$ の 3 回の反射による光軸 A 周りの捩れ角が 90° だとすると、入射時点における X 方向と平行な短軸成分 RS の放射方向が、出射時点においては Y 方向と直交する成分となる。

【0103】

一方、図 2 0 に示すように、短軸成分 RS は、光軸 A と平行な面内においては、入射時点における発散角 θ_x が導光中においても保存されて、発散角 θ_x が保持された状態で出射される。これは、ビーム整形部 7 3 は、発散角補正部 7 2 (図 1 6 参照) とは異なり、入射端 7 3 a から出射端 7 3 c まで太さが一定であり、側面部 7 3 b が光軸と平行であるためである。

【0104】

図 2 2、2 3 は、短軸成分 RS と直交する長軸成分 RL の軌跡を示している。長軸成分 RL は、光軸 A と直交する断面内においては、光軸 A を基点として Y 方向に放射される。そして、長軸成分 RL は、ビーム整形部 7 3 に入射後の 1 回目の反射点 P_1 において、角度 ϕ_L のビーム整形部 7 3 の傾斜により、辺 S に対して垂直以外の角度、つまり、辺 S の法線 H に対して角度 ϕ_L の入射角が付いた状態で入射する。そのため、長軸成分 RL は、短軸成分 RS と同様に、反射点 P_1 での反射により光軸 A 周りで捩れが生じる。

【0105】

これにより、長軸成分 RL は、反射点 P_2 、 P_3 で反射を繰り返す毎に、光軸 A 周りの捩れを繰り返すため、図 2 3 に示す二点鎖線の円弧状の矢印に示すように、あたかも、光軸 A 周りを旋回しながら進行する。そのため、長軸成分 RL も、短軸成分 RS と同様に、その放射方向がビーム整形部 7 3 内の導光中に変化するため、入射時点の放射方向とは、異なる方向に出射する。例えば、仮に導光中の反射点 $P_1 \sim P_3$ の 3 回の反射による光軸 A 周りの捩れ角が 90° だとすると、入射時点における放射方向が Y 方向と平行な長軸成分 RL は、出射時点においては X 方向と平行な成分となる。

【0106】

一方、図 2 2 に示すように、長軸成分 RL についても、短軸成分 RS と同様に、光軸と平行な面内においては、入射時点における発散角 θ_y が導光中においても保存されて、発散角 θ_y が保持された状態で出射される。

【0107】

以上の説明では、入射ビーム B_{Min} に含まれる光線のうちの短軸成分 RS と長軸成分 RL について説明したが、短軸成分 RS と長軸成分 RL の間の中間成分の多くについても、同様に、光軸 A 周りの捩れが生じる。

【0108】

例えば、図 2 4 に示す光線 R_1 は、入射ビーム B_{Min} における放射方向が短軸成分 RS と長軸成分 RL との間にある中間成分である。光線 R_1 は、短軸成分 RS や長軸成分 RL と同様に、辺 S に対して垂直以外の角度で入射するため、反射点 $P_1 \sim P_3$ における反射により、光軸 A 周りで捩れが生じて放射方向が変化する。ただし、光線 R_1 は、入射時点における放射方向が短軸成分 RS や長軸成分 RL と異なるので、1 回目の反射点 P_1 における辺 S に対する入射角は短軸成分 RS や長軸成分 RL と異なる。そのため、光線 R_1 の光軸 A 周りの捩れ角の大きさや、捩れの向き (円弧状の矢印で示すように光線 R_1 が光軸 A 周りに旋回する向き) が異なる。

【0109】

また、中間成分の中には、図 2 5 に示す光線 R_2 のように、辺 S に対して垂直 (辺 S の法線と平行) に入射する光線もある。この場合には、辺 S の法線に対する光線 R_2 の入射角は 0° であり反射点 P_1 における反射角も 0° になる。光線 R_2 の基点は、光軸 A (発

10

20

30

40

50

光中心 O_P) であるため、反射角が 0° の場合には、光線 R_2 の反射点 P_1 における反射後の軌跡も反射点 P_1 への入射軌跡と同じ軌跡となる。そのため、光線 R_2 は、最初に入射した辺 S とそれに対向する辺 S の 2 辺の間で反射を繰り返すのみとなり、光軸 A 周りの捩れは生じない。

【0110】

このように、入射ビーム B_{Min} に含まれる光線には、ビーム整形部 73 内において、光線 R_2 のように光軸 A 周りの捩れが生じない光線もあるが、短軸成分 R_S と長軸成分 R_L を含むほとんどの光線が辺 S に対して垂直以外の角度で入射するため、それらの光線は、光軸 A 周りの捩れが生じる。また、捩れ角の大きさは様々である。これは、入射ビーム B_{Min} に含まれる各光線の放射方向が、ビーム整形部 73 内の内部反射によって、光軸 A と直交する断面内において分散されることを意味する。

10

【0111】

こうした分散作用により、図 26 に示すように、入射時点においては断面形状が略楕円形をした入射ビーム B_{Min} が、出射端 73c から出射する出射時点の出射ビーム B_{Mout} においては、その断面形状が真円形に整形されることになる。

【0112】

図 27 は、出射ビーム B_{Mout} の強度分布を、図 19 と同じ条件で測定したグラフである。図 19 に示すように、入射ビーム B_{Min} においては、 X 方向の発散角 θ_{xin} が狭く、 Y 方向の発散角 θ_{yin} が広いというように、両者に差があるが、出射ビーム B_{Mout} においては、ビーム整形部 73 の作用により、 X 方向の発散角 θ_{xout} が広げられる一方、 Y 方向の発散角 θ_{yout} が狭められて、図 27 に示すように、両者がほぼ一致する。これにより、出射ビーム B_{Mout} の断面形状が略真円形に整形されていることが分かる。具体的には、入射時点において、 Y 方向 (長軸 LA 方向) の発散角 θ_{yin} が約 $11^\circ \sim 14^\circ$ 、 X 方向 (短軸 SA 方向) の発散角 θ_{xin} が約 $5^\circ \sim 7^\circ$ であった入射ビーム B_{Min} が、ビーム整形部 73 の整形作用により、発散角 $\theta_{yout} = \theta_{xout}$ が約 10° の略真円形の出射ビーム B_{Mout} に整形される。

20

【0113】

なお、図 28 に示すグラフは、出射ビーム B_{Mout} が、さらに図 16 に示す発散角補正部 72 に入射し、発散角補正部 72 から出射した後のビームの強度分布を示す。このグラフに示すように、出射ビーム B_{Mout} の発散角 θ_{out} は、発散角補正部 72 によって広げられる。発散角の補正量は、発散角補正部 72 の側面 72b の光軸に対する傾斜角の大きさや、反射回数を規定する側面 72b の光軸方向の長さによって決められる。本例においては、発散角 θ が約 10° からほぼ 2 倍の約 20° に広げられている。

30

【0114】

第 3 光源モジュール 33 については、第 2 光源モジュール 32 の発光素子部 71 の代わりに、レーザダイオード LD_3 (図 3 参照) を有する発光素子部 76 (図 10 参照) を備えている点を除いて、第 2 光源モジュール 32 と同様の構成を有する。発散角補正部 72 及びビーム整形部 73 については、同様の構成及び作用を有するため、説明を省略する。

【0115】

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。

40

【0116】

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。通常観察モードでは、図 8A に示すように、第 1 光源モジュール 31 が点灯して、レーザダイオード LD_1 が発する狭帯域光 N_1 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。

【0117】

レーザダイオード LD_1 が発する狭帯域光 N_1 のビームの光軸と直交する断面形状は、略楕円形状をしているが、蛍光体 36 内で拡散されることにより、略真円形に整形される

50

。そして、蛍光は断面が円形の蛍光体 3 6 から発光されるため、そのビームの断面形状も略真円形である。そのため、図 2 9 に示すように、蛍光体 3 6 からは略真円形の白色光（混合光）のビーム B M が出射して、分岐型ライトガイド 4 1 の分岐部 4 1 a、4 1 b に入射する。白色光は、分岐型ライトガイド 4 1 の出射端 4 1 e に導光されて、ホモジナイザ 5 0（図 1 0 参照）に入射する。

【0 1 1 8】

図 1 1 に示すように、各分岐部 4 1 a、4 1 b から導光された白色光は、出射端 4 1 e の端面において偏在しているが、図 1 2 に示すように、ホモジナイザ 5 0 の作用によって光量分布が均一化される。これにより、ビームの断面において光量ムラの無い白色光が、内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 に入射する。白色光は、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照射される。

10

【0 1 1 9】

図 8 A 及び図 9 A に示すように、白色光（N 1 + F L）を照射中に撮像素子 4 4 によって観察部位が撮像されて、D S P 5 7 によって B、G、R の画像信号が生成される。通常観察モードにおいては、画像処理部 5 8 は、B、G、R の画像信号に基づいて、通常観察用の表示画像を生成する。表示制御回路 6 0 は、通常観察用の表示画像をビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に表示する。通常観察モードにおいては、こうした処理が繰り返される。

【0 1 2 0】

血管強調観察を行う場合には、コンソール 1 5 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 1 2 が血管強調観察モードに設定される。

20

【0 1 2 1】

血管強調観察モードでは、図 8 B に示すように、第 1 光源モジュール 3 1 に加えて、第 2 光源モジュール 3 2 が点灯して、白色光（N 1 + F L）と狭帯域光 N 2 が観察部位に照射される。レーザダイオード L D 2 が発する狭帯域光 N 2 のビーム B M は、図 2 0、2 2 に示すように、ビーム整形部 7 3 の入射端 7 3 a に入射して、ビーム整形部 7 3 内の内部反射により光軸 A 方向に導光される。

【0 1 2 2】

図 1 9 に示すように、入射時点においては、入射ビーム B M i n の発散角 $\theta_{x\ i\ n}$ 、 $\theta_{y\ i\ n}$ は、一致しておらず、断面形状は略楕円形をしている。入射ビーム B M i n は、ビーム整形部 7 3 内において、図 2 0 ~ 図 2 6 に示すように、ビーム整形部 7 3 内の内部反射によって、短軸成分 R S 及び長軸成分 R L を含む光線の多くが光軸 A 周りで挟れる。そのため、入射ビーム B M i n に含まれる各光線の放射方向が、導光中に変化して、出射時点において分散される。これにより、図 2 6、図 2 7 に示すように、出射ビーム B M o u t は、発散角 $\theta_{x\ o\ u\ t}$ 、 $\theta_{y\ o\ u\ t}$ が一致した、略真円形に整形されて、ビーム整形部 7 3 から出射する。

30

【0 1 2 3】

整形後のビーム B M は、ビーム整形部 7 3 から発散角補正部 7 2 の入射端 7 2 a に入射して、図 1 6 に示す発散角補正部 7 2 の作用によって、発散角 θ が広げられる。これにより、ビーム B M の発散角 θ が、図 2 7 に示す発散角 θ から図 2 8 に示す発散角 θ に広げられる。

40

【0 1 2 4】

このように、レーザダイオード L D 2 が発する狭帯域光 N 2 のビーム B M は、ビーム整形部 7 3 により断面形状が略真円形に整形され、発散角補正部 7 2 により発散角 θ が広げられた後、図 2 9 に示すように、分岐型ライトガイド 4 1 の入射端 4 1 c に入射する。狭帯域光 N 2 のビーム B M は、第 1 光源モジュール 3 1 が発する白色光のビーム B M と同様に、断面形状が略真円形に整形され、かつ、発散角 θ も白色光のビーム B M の発散角とほぼ一致するように補正される。

【0 1 2 5】

白色光及び狭帯域光 N 2 は、それぞれ、分岐型ライトガイド 4 1 の分岐部 4 1 a、4 1

50

b、41cに入射して、出射端41eに導光されて、ホモジナイザ50に入射する。そして、白色光及び狭帯域光N2は、ホモジナイザ50で光量分布が均一化された後、内視鏡11のライトガイド43に供給される。白色光及び狭帯域光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。

【0126】

図8B及び図9Bに示すように、白色光(N1+FL)及び狭帯域光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通常観察モードと同様に、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。血管強調観察モードにおいては、こうした処理が繰り返される。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に対応する信号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。

10

【0127】

血管強調観察モードでは、第1及び第2光源モジュール31、32が発する白色光と狭帯域光N2が用いられるが、各光源モジュール31、32は、発散角補正部64、72によってそれぞれの発散角がほぼ一致するように補正される。そのため、図17に示すように、観察部位SBに照射される、白色光及び狭帯域光N2のビームの照射スポットの大きさがほぼ一致する。さらに、第2光源モジュール32は、ビーム整形部73によってビームの断面形状を略真円形状に整形するため、狭帯域光N2の照射スポット形状は、第1光源モジュール31が発する白色光の照射スポット形状と同じになるため、色ムラの無い観察画像が得られる。

20

【0128】

酸素飽和度観察を行う場合には、コンソール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。

【0129】

酸素飽和度観察モードでは、図8Cに示すように、第1光源モジュール31と、第3光源モジュール33が1フレーム毎に交互に点灯し、白色光(N1+FL)と、狭帯域光N3が交互に観察部位に照射される。

30

【0130】

補正後の白色光及び狭帯域光N3は、それぞれの照射タイミングにおいて、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41b、41dに入射して、出射端41eに導光されてホモジナイザ50に入射する。そして、白色光及び狭帯域光N3は、ホモジナイザ50で光量分布が均一化された後、内視鏡11のライトガイド43に供給される。白色光及び狭帯域光N3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順次照射される。

【0131】

図8C及び図9Cに示すように、撮像素子44は、白色光(N1+FL)及び狭帯域光N3に対応する画像信号をDSP57に順次出力する。DSP57は、白色光の元で取得した画像信号に基づいて、B1、G1、R1の各色の画像信号を生成して、狭帯域光N3の元で取得した画像信号に基づいて、B2の画像信号を生成する。画像処理部58は、画像信号B2、G1、R1の画像間演算を行うことにより、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、酸素飽和度観察用の表示画像を生成する。

40

【0132】

このように酸素飽和度観察モードでは、第1及び第3光源モジュール31、33が用いられる。第3光源モジュール33は、第2光源モジュール32と同様に、ビーム整形部73によって狭帯域光N3のビームBMの断面形状が略真円形に整形され、発散角補正部72によって発散角が広げられる。そのため、各光源モジュール31、33が発する白色光

50

及び狭帯域光 N 3 は、照射スポットの大きさや照射スポット形状が一致するため、観察画像における色ムラは生じない。また、酸素飽和度観察モードにおいては、血管強調観察モードと異なり、白色光と狭帯域光 N 3 に対応する画像信号は面順次で取得されるが、それぞれの画像信号に基づいて画像間演算が行われるため、白色光と狭帯域光 N 3 の色ムラを解消することで、画像間演算の信頼性も向上する。

【 0 1 3 3 】

また、本発明では、導光ロッドで形成されたビーム整形部 7 3 によりビーム整形を行っているので、2つのシリンドリカル面を持つカップリングレンズと集光レンズの2枚のレンズの組み合わせや、2枚のシリンドリカルレンズの組み合わせなど、2枚のレンズの組み合わせによりビーム整形を行う従来技術（特許文献2）と比較して、空気との境界面の数が減るため、フレネルロスが少なくなり、光伝達効率を低減することができる。また、2枚のレンズを使用する場合には、光軸合わせなど位置合わせの精度に高い精度が要求される。これに対して、導光ロッドを使用する場合には、レンズほど高い精度は要求されないもので、組み立て性もよい。また、2枚のレンズを使用する場合と比較して、部品点数も少ないというメリットもある。

【 0 1 3 4 】

上記例において、図18に示したように、六角形の断面形状を持つビーム整形部 7 3 において、X方向及びY方向に対する、六角形の軸 A 1、軸 A 2 の角度 ϕL を 15° 傾けた例で説明したが、角度 ϕL は、 15° でなくてもよく、 $0^\circ \sim 60^\circ$ の範囲の任意の角度でよい。

【 0 1 3 5 】

図30は、角度 $\phi L = 0^\circ$ の例である。角度 ϕL が 0° の場合には、入射ビーム B M i n に含まれる光線の短軸成分 R S と軸 A 2 が、長軸成分 R L と軸 A 1 がそれぞれ一致する。この場合、光軸 A を基点とする短軸成分 R S は、六角形の辺 S に対して垂直に入射するので、1回目の反射点 P x 1 における反射角（辺 S の法線に対する角度）は 0° になる。そのため、短軸成分 R S は、対向する2つの反射点 P x 1 の2点間を往復することになり、光軸 A 周りの捩れは生じない。

【 0 1 3 6 】

一方、長軸成分 R L は、六角形の頂点に入射するため、頂点が1回目の反射点 P y 1 になる。長軸成分 R L と頂点は、垂直以外の角度で交差するので斜交している。そのため、反射点 P y 1 においては反射角が 0° 以上になるため、長軸成分 R L は光軸 A 周りで捩れる。また、短軸成分 R S と長軸成分 R L の間の中間成分についても、辺 S に対して垂直以外の角度で入射するため、光軸 A 周りで捩れる。これにより、入射ビーム B M i n に含まれる光線が、光軸 A と直交する断面内において分散されるため、ビーム B M の断面形状が略真円形に整形される。

【 0 1 3 7 】

また、図31は、角度 $\phi L = 30^\circ$ の例である。この場合、図30の例とは反対に、長軸成分 R L については、辺 S に対して垂直に入射するため、光軸 A 周りの捩れは生じないが、短軸成分 R S については、六角形の頂点が1回目の反射点 P x 1 であり、辺 S に対して垂直以外の角度で入射することになるので、光軸 A 周りの捩れが生じる。また、短軸成分 R S と長軸成分 R L の間の中間成分は、図30の例と同様に、光軸 A 周りの捩れが生じる。これにより、ビーム B M の断面形状が略真円形に整形される。

【 0 1 3 8 】

このように、短軸成分 R S と長軸成分 R L の少なくとも一方に対して光軸 A 周りの捩れが生じれば、ビーム整形の効果が得られることが実験やシミュレーションにより分かっている。もちろん、図18に示すように、短軸成分 R S と長軸成分 R L の両方が辺 S に対して垂直以外の角度で入射する方が、整形効果が高いので好ましい。その中でも、六角形の断面を持つビーム整形部 7 3 の場合には、図18で示したように、角度 ϕL が 15° の場合が最も好ましいことが実験やシミュレーションにより分かっている。

【 0 1 3 9 】

また、図 3 2 に示すように、ビーム整形部 7 3 の六角形の中心である光軸 A に対して、入射ビーム B M i n の発光中心 O P をオフセットさせてもよい。こうしても、短軸成分 R S と長軸成分 R L の一方（図 3 2 の例では長軸成分 R L ）を、辺 S に対して垂直以外の角度で入射させることができるからである。これにより、短軸成分 R S と長軸成分 R L の一方について、光軸 A 周りの捩れが生じるため、ビーム整形効果が得られる。ただし、光軸 A に対して発光中心 O P をオフセットした場合、オフセットが無い場合と比較すると、入射ビーム B M i n の大きさに対してビーム整形部 7 3 の断面積を大きくしなければならないというデメリットがある。1つの発光素子部 7 1 の入射ビームを導光する場合には、デメリットが大きいので、光軸 A と発光中心 O P は一致していることが好ましい。

【 0 1 4 0 】

10

「第 2 実施形態」

図 3 3、3 4 に示すビーム整形部 8 1 のように、断面形状は四角形でもよい。ビーム整形部 8 1 は、断面形状が異なる点を除いて、材質や導光機能についてはビーム整形部 7 3 と同様である。ビーム整形部 8 1 は、入射端 8 1 a と出射端 8 1 c と、入射端 8 1 a から出射端 8 1 c に向かって長手方向に延びる側面部 8 1 b とを有する柱状体で構成された導光ロッドである。断面形状は正方形である。発光素子部 7 1 から入射端 8 1 a に入射するビームは、側面部 8 1 b の内面（反射側面）における全反射によって光軸 A 方向に導光されて、出射端 8 1 c から出射される。

【 0 1 4 1 】

ビーム整形部 8 1 は、光軸 A とレーザダイオード L D 2 の発光中心 O P とを一致させて配置されている。また、ビーム整形部 8 1 は、四角形の対向する 2 つの頂点をそれぞれ結ぶ直交する 2 つの軸が、X 方向（入射ビーム B M i n の短軸方向）と Y 方向（入射ビーム B M i n の長軸方向）のそれぞれと一致するように配置される。これは、四角形の対向する 2 つの辺を、X 方向と Y 方向のそれぞれと平行になるように配置した正姿勢（図 3 6 参照）に対して、光軸 A 周りに 4 5 ° 回転させた姿勢である。

20

【 0 1 4 2 】

ビーム整形部 8 1 をこのような姿勢とすることにより、入射ビーム B M i n の短軸成分 R S と長軸成分 R L の 1 回目の反射点 P x 1、P y 1 は、四角形の対向する 2 つの頂点となる。短軸成分 R S と長軸成分 R L のそれぞれと四角形の頂点とは、垂直以外の角度で交差するので斜交する。そのため、光軸 A を基点として放射される、短軸成分 R S と長軸成分 R L は、反射点 P y 1、P x 1 のそれぞれに入射して、光軸 A 周りの捩れが生じる。これにより、略楕円形の入射ビーム B M i n を略真円形にするビーム整形効果が生じる。

30

【 0 1 4 3 】

図 3 5 に示すように、ビーム整形部 8 1 は、図 3 4 の姿勢を基準として、その姿勢から光軸 A 周りに角度 ϕ L 傾けた姿勢でもよい。角度 ϕ L は例えば 5 ° である。この姿勢は、正姿勢（図 3 6 参照）に対しては、約 4 0 ° 傾けた姿勢である。この姿勢の場合には、短軸成分 R S と長軸成分 R L は、1 回目の反射点 P x 1、P y 1 において、それぞれ辺 S に対して垂直以外の角度で入射することになる。これにより、略楕円形の入射ビーム B M i n を略真円形にするビーム整形効果が生じる。

40

【 0 1 4 4 】

なお、ビーム整形部 8 1 の断面が四角形の場合には、本発明の比較例である図 3 6 に示すように、四角形の対向する 2 辺が X 方向及び Y 方向のそれぞれと平行となる正姿勢では、良好なビーム整形効果が得られないことが実験やシミュレーションの結果から分かっている。これは、以下に示すように、正姿勢においては、短軸成分 R S と長軸成分 R L の両方が辺 S に対して垂直に入射するため、反射点における光軸 A 周りの捩れが生じないことが理由と考えられる。

【 0 1 4 5 】

図 3 6 に示すように、ビーム整形部 8 1 が正姿勢の場合には、短軸成分 R S と長軸成分 R L は、1 回目の反射点 P x 1、P y 1 において、辺 S に対して垂直に入射することになる。そのため、短軸成分 R S と長軸成分 R L は、その光軸 A 周りの捩れが生じることはな

50

い。これは2回目以降の反射においても同様である。そのため、短軸成分RSと長軸成分RLは、入射時点と出射時点のどちらにおいても放射方向に変化は無く、出射時点においても短軸成分RSはX方向に、長軸成分RLはY方向に出射される。

【0146】

もちろん、正姿勢の場合でも、入射ビームBMinの光線のうち、短軸成分RSと長軸成分RLの間の中間成分については、辺Sに対して垂直以外の角度で入射するため、光軸A周りの捩れが生じる。しかし、略楕円形を規定する短軸成分RSと長軸成分RLについては、光軸A周りの捩れが生じないため、略真円形に整形されることはない。

【0147】

以上のとおり、ビーム整形部81は、正姿勢で配置した場合には良好なビーム整形効果は得られないが、正姿勢から少しでも傾いた姿勢であれば、短軸成分RS及び長軸成分RLの両方が、辺Sに対して垂直以外の角度で入射することになるため、良好なビーム整形効果が得られる。実験やシミュレーションの結果によれば、その中でも最も好ましい姿勢は、図34に示すように、正姿勢に対して45°傾けた姿勢である。

10

【0148】

また、六角形のビーム整形部73において述べたとおり、ビーム整形部81の四角形の中心である光軸Aに対して、入射ビームBMinの発光中心OPをオフセットさせてもよい。こうしても、正姿勢以外であれば、短軸成分RSと長軸成分RLの一方を、辺Sに対して垂直以外の角度で入射させることができるからである。ただし、オフセットが無い場合と比較すると、入射ビームBMinの大きさに対してビーム整形部73の断面積を大きくしなければならないというデメリットがあるので、1つの発光素子部71のビームを導光する場合には、光軸Aと発光中心OPは一致していることが好ましい。

20

【0149】

また、本例においては、四角形として正方形を例示したが、長方形でもよいし、平行四辺形でもよい。もちろん、正方形が最も作成が容易であると考えられるので、製造適性を考慮すると、正方形が最も好ましい。

【0150】

「第3実施形態」

図37、38に示すビーム整形部86のように、断面形状は三角形でもよい。ビーム整形部86は、断面形状が異なる点を除いて、材質や導光機能についてはビーム整形部73、81と同様である。ビーム整形部86は、入射端86aと出射端86cと、入射端86aから出射端86cに向かって延びる側面部86bとを有する柱状体で構成された導光ロッドである。断面形状は正三角形である。発光素子部71から入射端86aに入射するビームは、側面部86bの内面（反射側面）における全反射によって光軸A方向に導光されて、出射端86cから出射される。

30

【0151】

ビーム整形部86は、発光中心OPと光軸Aを一致させた状態で配置される。また、図38に示すように、ビーム整形部86は、1つの頂点を上方に、頂点に対向する1つの辺を下方にし、下方の辺がX方向と平行となる正姿勢で配置されている。

40

【0152】

このようにビーム整形部86を配置すると、入射ビームBMinの長軸成分RLは、一方が頂点、他方については辺Sが1回目の反射点Py1となる。長軸成分RLは頂点に対しては斜交している。長軸成分RLは、辺Sに対しては、垂直で入射することになるが、辺Sに垂直に入射した長軸成分RLは、辺Sで垂直に反射して頂点に入射するため、2回目の反射点Py2は頂点となる。光線の入射角度は、頂点においては垂直以外の角度になるため、長軸成分RLには光軸A周りの捩れが生じる。一方、短軸成分RSは、対向する2つの辺Sに入射する。対向する2つの辺と、短軸成分RSとは斜交するため、反射点Px1に対しては垂直以外の角度で入射することになる。そのため、光軸A周りの捩れが生じる。このように、短軸成分RSと長軸成分RLの両方に関して光軸A周りの捩れが生じる。そのため、入射ビームBMinの断面形状を略真円形にするビーム整形作用が生じる

50

。

【 0 1 5 3 】

また、図 3 9、4 0 に示すように、ビーム整形部 8 6 は、図 3 8 に示す正姿勢以外の姿勢でもよい。図 3 9 は、正姿勢から光軸 A を中心に 180° 回転させた姿勢であり、図 4 0 は、図 3 9 の姿勢から、約 5° 傾斜させた姿勢である。三角形は、六角形や四角形と異なり、点対象であるので、どのような傾斜角度でも、短軸成分 RS と長軸成分 RL の両方に関して、光軸 A 周りの捩れを生じさせて放射方向を変化させることができる。

【 0 1 5 4 】

なお、ビーム整形部 8 6 のように断面形状が三角形の場合には、光軸 A に対して、発光中心 OP をオフセットしてもよい。また、本例では正三角形の例で説明したが、正三角形でなくてもよく、直角三角形や二等辺三角形でもよい。もちろん、正三角形が最も作成が容易であると考えられるので、製造適性を考慮すると正三角形が最も好ましい。

10

【 0 1 5 5 】

第 1 ~ 第 3 実施形態では、ビーム整形部の断面形状が六角形、四角形、三角形の例で説明したが、五角形でもよいし、六角形以上の多角形でもよい。しかし、ビーム整形部の直径が数 mm、あるいはそれ以下の場合には、製造適性を考えると、六角形以下であることが好ましい。

【 0 1 5 6 】

「第 4 実施形態」

また、ビーム整形部の断面形状は多角形でなくてもよい。例えば、図 4 1、4 2 に示すビーム整形部 9 1 のように、断面形状は真円でもよい。

20

【 0 1 5 7 】

ビーム整形部 9 1 は、断面形状が異なる点を除いて、材質や導光機能についてはビーム整形部 7 3、8 1、8 6 と同様である。ビーム整形部 9 1 は、入射端 9 1 a と出射端 9 1 c と、入射端 9 1 a から出射端 9 1 c に向かって伸びる側面部 9 1 b とを有する柱状体で構成された導光ロッドである。発光素子部 7 1 から入射端 9 1 a に入射するビームは、側面部 9 1 b の内面における全反射によって光軸 A 方向に導光されて、出射端 9 1 c から出射される。ビーム整形部 9 1 は、断面形状が真円であるため、反射側面となる、側面部 9 1 b の内面は、曲面で構成される。

【 0 1 5 8 】

30

ビーム整形部 9 1 は、図 4 2 に示すように、ビーム整形部 9 1 の光軸 A に対して、レーザダイオード LD 2 の発光中心 OP をオフセットさせて配置されている。発光中心 OP は、光軸 A に対して、X 方向及び Y 方向の両方においてオフセットされている。オフセットにより、短軸成分 RS の 1 回目の反射点は $P_x 1$ となるが、反射点 $P_x 1$ の接線 TL と、短軸成分 RS は直交しない。そのため、反射点 $P_x 1$ において、側面部 9 1 の内面（反射側面）と短軸成分 RS とが斜交することになり、短軸成分 RS は、反射点 $P_x 1$ で反射すると反射角が付く。これにより、光軸 A 周りの捩れが生じて、短軸成分 RS の放射方向が変化する。長軸成分 RL についても、1 回目の反射点は $P_y 1$ となるが、反射点 $P_y 1$ の接線 TL と長軸成分 RL は直交しない。そのため、側面部 9 1 の内面（反射側面）と長軸成分 RL とが斜交することになり、長軸成分 RL は、反射点 $P_y 1$ で反射すると反射角が付く。これにより、光軸 A 周りの捩れが生じて、長軸成分 RL の放射方向が変化する。こうした作用により、ビームの断面形状を略真円形にするビーム整形効果が得られる。

40

【 0 1 5 9 】

ビーム整形部 9 1 のように、断面形状が真円の場合には、光軸 A に対して、発光中心 OP をオフセットさせることが、ビーム整形効果を得るための必須条件である。比較例として示す図 4 3 のように、ビーム整形部 9 1 の光軸 A と発光中心 OP を一致させると、短軸成分 RS と長軸成分 RL の 1 回目の反射点となる $P_x 1$ 、 $P_y 1$ において、その接線 TL が短軸成分 RS と長軸成分 RL と直交することになる。そのため、光軸 A 周りの捩れは生じない。さらに、ビーム整形部 9 1 の断面形状が真円形の場合には、オフセットが無く、光軸 A と発光中心 OP が一致していると、短軸成分 RS と長軸成分 RL の間の中間成分に

50

についても放射方向の変化が生じないため、ビーム整形効果は期待できず、出射端 9 1 c においては、入射ビーム B M i n と同じ、略楕円形のビームが出射することになる。

【 0 1 6 0 】

また、図 4 2 の例では、ビーム整形部 9 1 の光軸 A に対して、発光中心 O P を X 方向と Y 方向の両方においてオフセットしているが、図 4 4 に示すように、短軸成分 R S と平行な X 方向にのみオフセットさせてもよいし、図 4 5 に示すように、長軸成分 R L と平行な Y 方向にのみオフセットさせてもよい。このように一方向のみオフセットさせても、ビーム整形効果があることが、実験やシミュレーションによって確認されている。もちろん、X 方向と Y 方向の 2 方向においてオフセットさせる方が、ビーム整形効果は高いので好ましい。

10

【 0 1 6 1 】

また、本例においては、断面形状が真円形のビーム整形部を例に説明したが、楕円形でもよい。また、側面部の内面の一部が平面となる長円形でもよい（図 4 8 参照）。

【 0 1 6 2 】

「第 5 実施形態」

図 4 6、4 7 に示すビーム整形部 9 4 のように、複数の発光素子部 7 1 からの入射ビームを導光するようにしてもよい。ビーム整形部 9 4 は、断面形状が真円であり、入射面は、4 つの発光素子部 7 1 の入射ビーム B M i n を受け入れ可能な大きさを有する。材質や導光機能など他の点については、ビーム整形部 9 1 と同様である。

【 0 1 6 3 】

20

第 4 実施形態で説明したように、断面形状が真円のビーム整形部の場合には、光軸 A に対して発光中心 O P をオフセットさせることが必須条件となる。複数の入射ビーム B M i n を 1 つのビーム整形部で整形する場合には、図 4 7 に示すように、1 つの入射端に複数の発光素子部 7 1 を配置することになるため、レイアウト上の制約から、各発光素子部 7 1 の発光中心 O P は、光軸 A に対してオフセットされることになる。上述のとおり、オフセットさせる形態は、1 つの入射ビーム B M i n を導光する場合には、オフセットが無い場合と比較して断面積が大きくなるというデメリットはあるが、複数の発光素子部 7 1 からの複数の入射ビーム B M i n を導光させる場合には、レイアウト上の制約からオフセットが必要になるため、逆に有効である。

【 0 1 6 4 】

30

また、図 4 8 に示すビーム整形部 9 6 のように、断面形状は、側面部の内面の一部が平面となる長円形でもよい。また、図示は省略するが、楕円形でもよい。

【 0 1 6 5 】

「第 6 実施形態」

図 4 9 に示すビーム整形部 9 8 のように、側面部 9 8 b にテーパを付けることにより、発散角補正機能を付与してもよい。ビーム整形部 9 8 は、入射端 9 8 a と出射端 9 8 c と、入射端 9 8 a から出射端 9 8 c に延びる側面部 9 8 b を有しており、断面形状が四角形の柱状体で構成された導光ロッドである。ビーム整形部 9 8 は、その側面部 9 8 b において光軸 A に対するテーパが付けられており、出射端 9 8 c よりも入射端 9 8 a が細くなる先細形状をしている。このように側面部 9 8 b にテーパを付けることで、ビーム整形部 9 8 に、発散角補正部 7 2（図 1 5、1 6 参照）と同様の発散角補正機能が付与される。

40

【 0 1 6 6 】

これによれば、ビーム整形部とは別に発散角補正部 7 2 を設ける必要がなくなるので、第 1 ～ 第 5 実施形態と比較して、部品点数の削減や省スペース化を実現することができる。その反面、側面部にテーパを付与することは製造が難しいため、製造適性の点では、第 1 ～ 第 5 実施形態のように側面部を光軸と平行に形成する方が有利である。

【 0 1 6 7 】

ビーム整形部 9 8 は、断面形状を四角形としているが、もちろん、六角形、三角形などの四角形以外の多角形でもよい。また、図 5 0 に示すビーム整形部 9 9 のように、断面形状を円形としてもよい。ただし、断面形状が真円形の場合には、図 4 1 で示した形態と同

50

様に、光軸 A に対して発光中心 O P をオフセットさせることが必要である。

【 0 1 6 8 】

図 5 1 に示す表は、上記第 1 ～ 第 6 実施形態のビーム整形部について、製造適性と、発光素子との相対的な位置合わせの容易性の 2 つの観点で評価した評価結果に加えて、それらを総合的に評価した評価結果をまとめたものである。製造適性については、導光ロッドの直径が数ミリからそれ以下のオーダの製品についての適性を評価している。側面部にテーパを付けないテーパ無しの場合の製造適性は、断面が三角形以外は、非常に良く（評価 A）、三角形はやや悪い（評価 C）。六角形については、導光ロッドとして六角柱のものが既製品として存在し、それを利用することもできるため特に良い。

【 0 1 6 9 】

テーパを付けるテーパ有りの場合の製造適性は、断面形状に関わらず、テーパ無しに比べて悪い。断面形状別で比較すると、円錐以外、製造が非常に難しい。そのため、製造適性の評価は、断面形状が円形の場合は良く（評価 B）、多角形は悪い。多角形の中では、四角形が最も容易であり（評価 C）、三角形と六角形は非常に難しい（評価 D）。

【 0 1 7 0 】

位置合わせの容易性の評価については、テーパの有無に関わらず、円形がやや悪く（評価 C）、それ以外は非常によい（評価 A）。円形の場合にはオフセットが必要となるのに対して、多角形の場合にはオフセットが有っても無くてもよいからである。総合的に判断すると、テーパ無しの場合には、六角形が非常に良い（評価 A）、円形及び四角形が良い（評価 B）、三角形がやや悪い（評価 C）という評価となる。テーパ有りの場合には、四角形が良い（評価 B）、円形及び六角形がやや悪い（評価 C）、三角形が悪い（評価 D）という評価となる。

【 0 1 7 1 】

上記実施形態では、本発明の光学素子であるビーム整形部を、柱状体で構成した導光ロッドの形態で説明したが、図 5 2 に示すように、内部が中空の円筒状の内面に鏡面 1 0 2 を形成したミラーパイプ 1 0 1 の形態でもよい。ミラーパイプ 1 0 1 でも、入射ビームを、中空内部の側面部の内面である鏡面 1 0 2 によって反射することにより光軸方向に導光することができる。そして、光軸と直交する断面形状を多角形にすれば、ビーム整形を行うことが可能となる。もちろん、断面形状は円形でもよい。この場合には光軸に対して発光素子の発光中心をオフセットする必要がある。なお、鏡面反射は、全反射と比べて反射ロスが大きいいため、光伝達効率を考えると、ミラーパイプ 1 0 1 よりも導光ロッドの方が有利である。

【 0 1 7 2 】

上記実施形態では、ビーム整形部を用いる光源部として、狭帯域光を発する第 2、第 3 の光源モジュール 3 2、3 3 を例に説明したが、ビームの色や発光波長は上記例に限定されず、適宜変更が可能である。また、ビーム整形部を用いない光源部として、白色光を発する第 1 光源モジュール 3 1 を用い、それとの組み合わせで、第 2、第 3 の光源モジュール 3 2、3 3 などのビーム整形部を用いる光源部を使用しているが、もちろん、他の光源部との組み合わせでもよい。例えば、B、G、R の単色光を発する 3 つの光源部を用いて白色光を生成する光源装置において、B、G、R の少なくとも 1 つの光源部にビーム整形部を使用してもよい。

【 0 1 7 3 】

また、ビーム整形部を用いずに略真円形のビームを発する光源部として第 1 光源モジュール 3 1 を例に説明したが、略真円形のビームを発する光源部としては、第 1 光源モジュール 3 1 のように蛍光体と発光素子を組み合わせたものでなくてもよい。例えば、レーザダイオード以外の LED や EL などの発光素子を用いたものでよい。また、キセノンランプやハロゲンランプなどの光源でもよい。

【 0 1 7 4 】

上記実施形態では、ビーム整形部を用いる光源部の発光素子としてレーザダイオードを例に説明したが、LED や EL（エレクトロルミネッセンス）などの他の発光素子にビー

10

20

30

40

50

ム整形部を適用してもよい。LEDやELは、一般に、略真円形のビームを発するため、ビーム整形の必要性は低い。LEDやELを使用した発光素子の中にも、種類や仕様によっては略楕円形のビームを発する場合もある。そのような場合には、ビーム整形の必要性が生じるので、本発明のビーム整形部を適用してもよい。

【0175】

上記実施形態では、本発明の光学素子として、略楕円形のビームを略真円形に整形するビーム整形部を例に説明したが、整形元の入射ビームの断面形状は楕円形以外でもよく、断面において第一方向と第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なるビームであればよい。そして、光学素子は、第一方向及び第二方向の少なくとも1つの方向に対して斜交する反射側面を有していればよく、整形後の断面形状についても真円でなくてもよい。

10

【0176】

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。

【0177】

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と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム等、他の形態の内視鏡システムにも適用することができる。

20

【0178】

上記実施形態は、ビーム整形部を内視鏡用光源装置に適用した形態であるが、ビーム整形部を内視鏡用光源装置以外に適用してもよい。内視鏡用光源装置以外のものとしては、例えば、電子顕微鏡用光源装置がある。電子顕微鏡においても、内視鏡と同様に生体組織の観察を行うために、上記実施形態で示した第1～第3の光源モジュール31～33のように、波長が異なる複数の光を発する複数の光源部を設ける場合がある。このような場合に本発明のビーム整形部は有効である。

【0179】

「第7実施形態」

30

電子顕微鏡用光源装置の他に、図53に示すプロジェクタ装置に本発明を適用してもよい。プロジェクタ装置110は、スクリーンに画像情報を担持した光を投写して画像を表示する装置である。

【0180】

プロジェクタ装置110は、レーザダイオードLDを有する発光素子部111と、ビーム整形部112とを有する光源ユニット113を備えている。光源ユニット113の前方には、結像レンズ114と、光変調素子115が配置されている。結像レンズ114は、光源ユニット113が出射するビームを集光して光変調素子115に結像させる。光変調素子115は、画素に対応するセルがマトリックスに配列された液晶素子やDMD（デジタルマイクロミラーデバイス）素子などからなる。光変調素子115は、画像データに基づいて各画素が駆動されて、結像された光を変調して画像情報を担持した画像光を生成する。生成された画像光がスクリーンに投写されて画像が表示される。

40

【0181】

ビーム整形部112は、上記第1～第6実施形態のいずれかのビーム整形部であり、レーザダイオードLDからの入射ビームの断面形状を略楕円形から略真円形に整形する。このビーム整形作用により、光変調素子115に結像される光の照射スポット形状を円形にすることができる。

【0182】

なお、ビーム整形部112を有する光源ユニットの適用例としては、プロジェクタ装置以外に、例えば、情報が記録されたディスクに対して光を照射して情報を読み取る光ディ

50

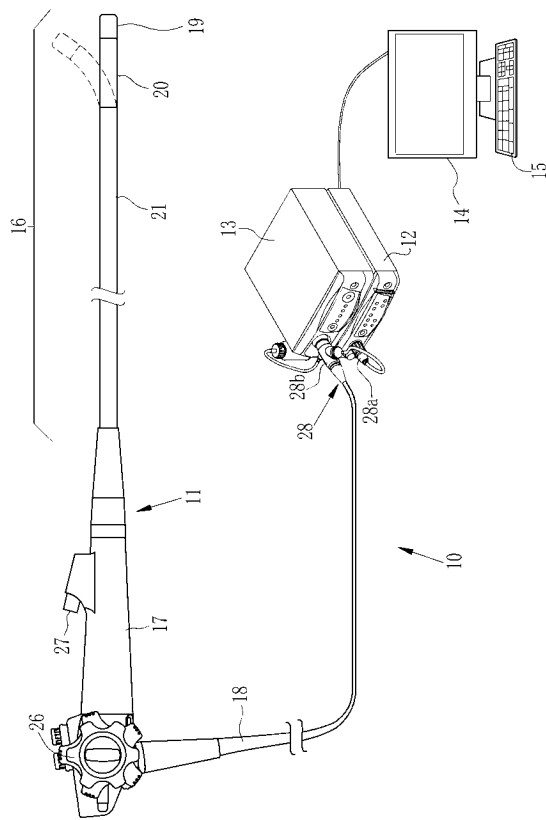
スク装置において、読み取り部を構成する光ピックアップ装置に適用してもよい。

【符号の説明】

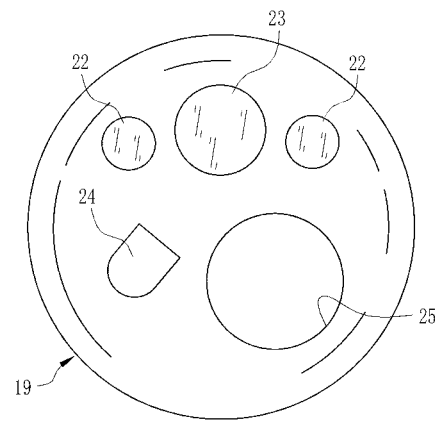
【0183】

10	内視鏡システム	
11	内視鏡	
12	プロセッサ装置	
13	光源装置	
28	コネクタ	
31	第1光源モジュール	
32	第2光源モジュール	10
33	第3光源モジュール	
36	蛍光体	
41	分岐型ライトガイド	
41a ~ 41d	分岐部	
41e	出射端	
42	レセプタクルコネクタ	
43	内視鏡のライトガイド	
50	ホモジナイザ	
61	レーザモジュール	
62	蛍光部	20
64、72	発散角補正部	
66、71、76	発光素子部	
73、81、86、91、94、96、98、99	ビーム整形部（光学素子）	
73a	入射端	
73b	側面部	
73c	出射端	
A	光軸	
BM	ビーム	
BMin	入射ビーム	
BOut	出射ビーム	30
LD1 ~ LD3	レーザダイオード（発光素子）	
OP	発光中心	

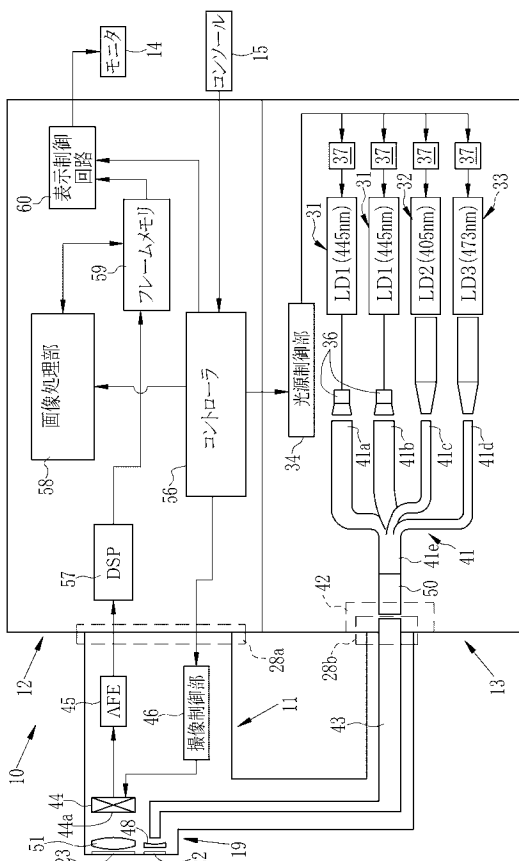
【図 1】



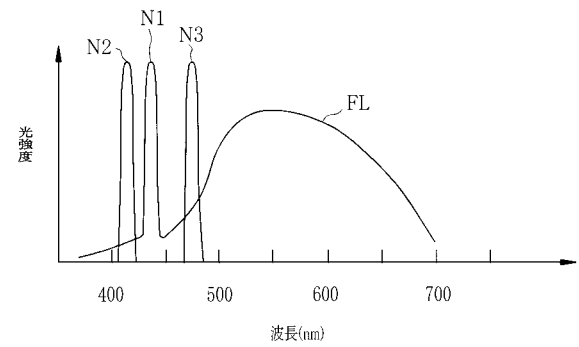
【図 2】



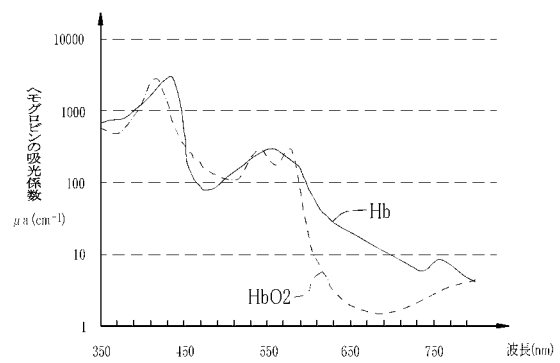
【図 3】



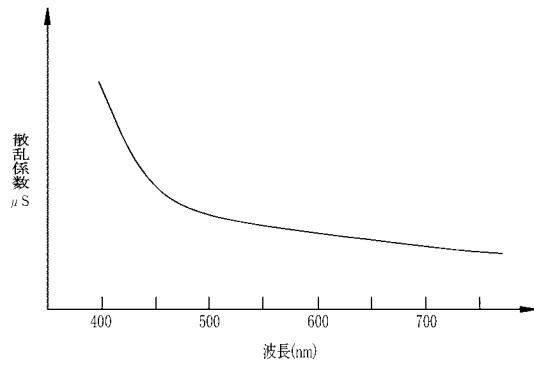
【図 4】



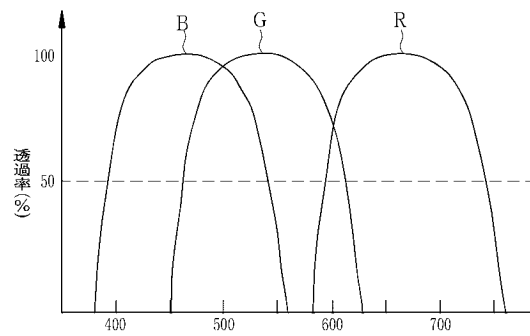
【図 5】



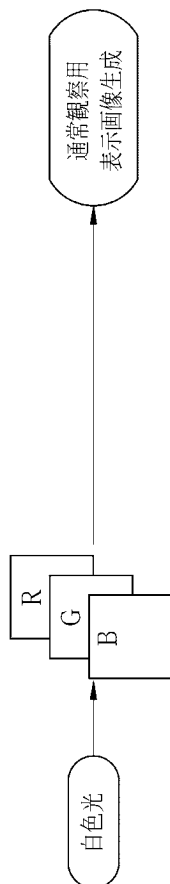
【図 6】



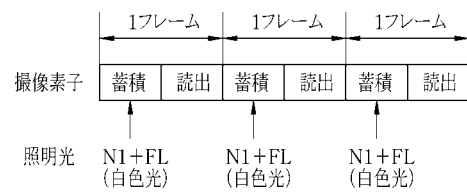
【図 7】



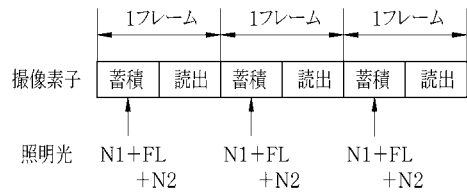
【図 9 A】



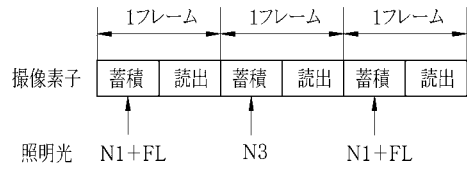
【図 8 A】



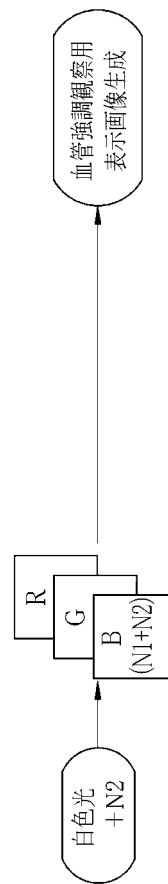
【図 8 B】



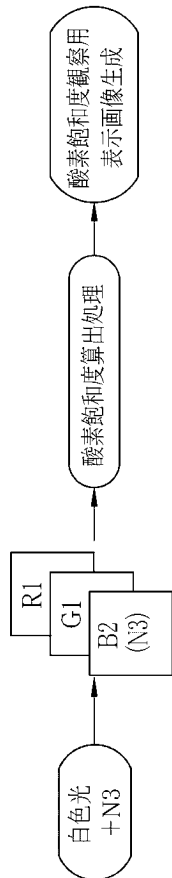
【図 8 C】



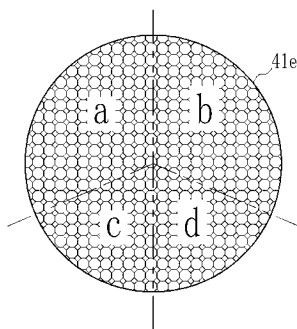
【図 9 B】



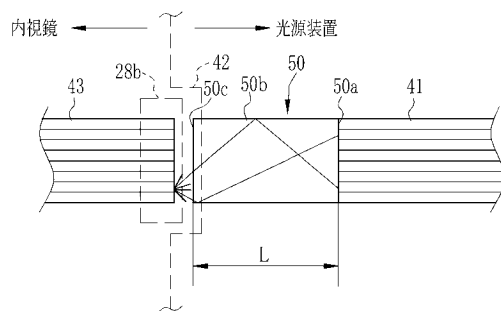
【图 9 C】



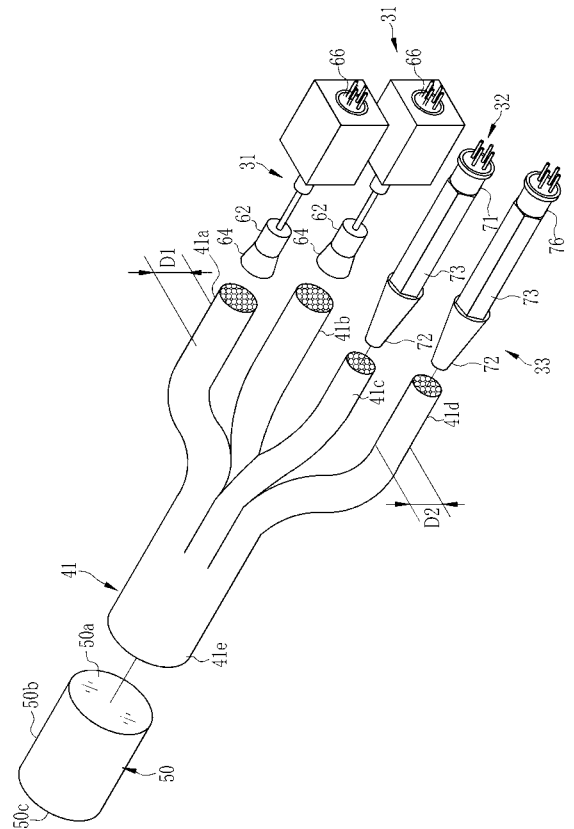
【图 1 1】



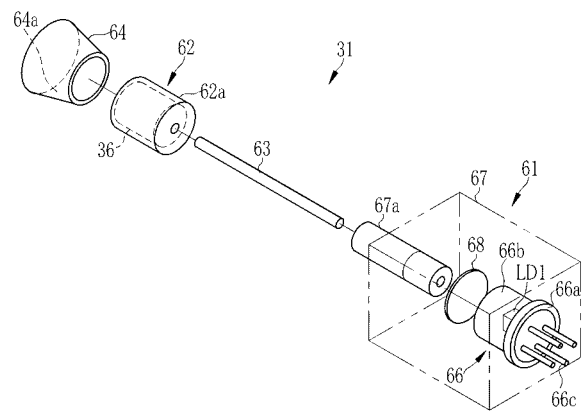
【图 1 2】



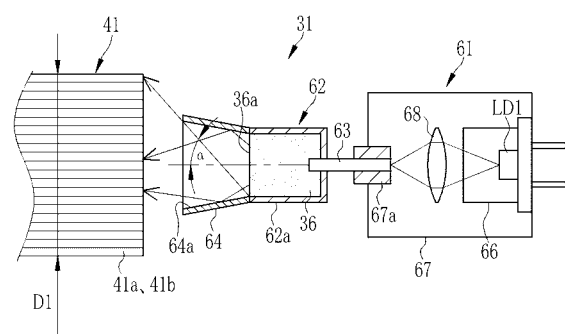
【图 1 0】



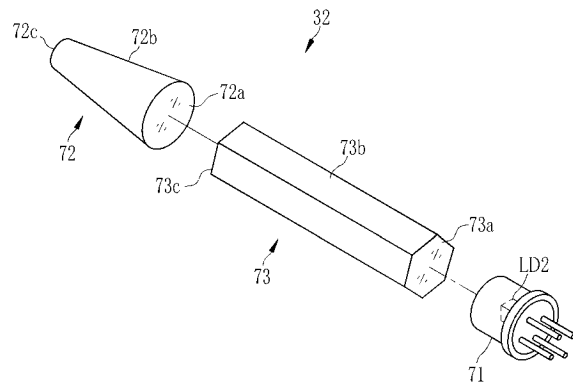
【图 1 3】



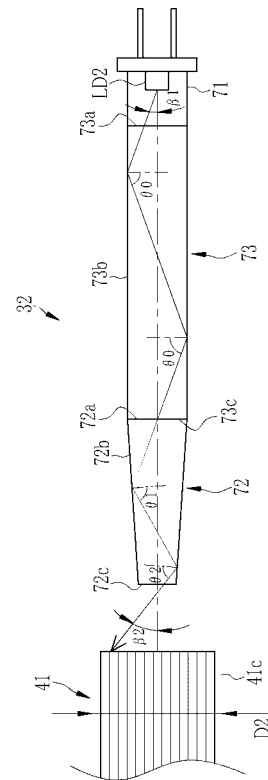
【图 1 4】



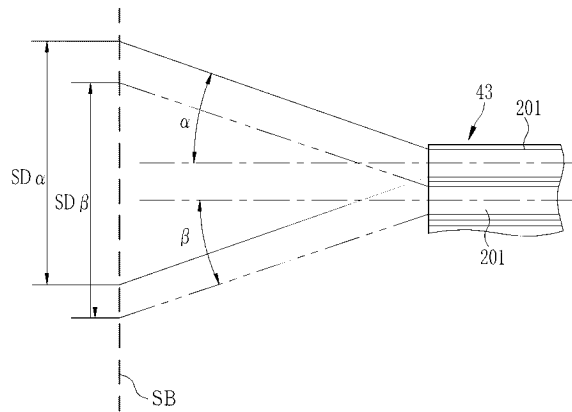
【図 15】



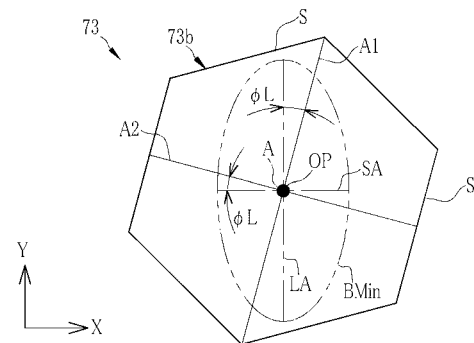
【図 16】



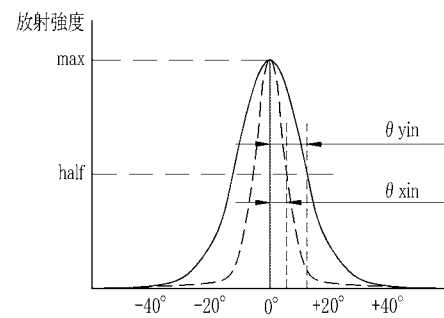
【図 17】



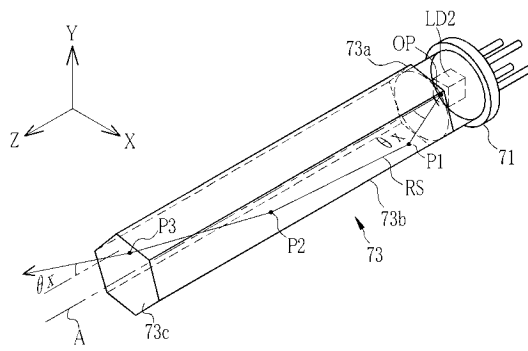
【図 18】



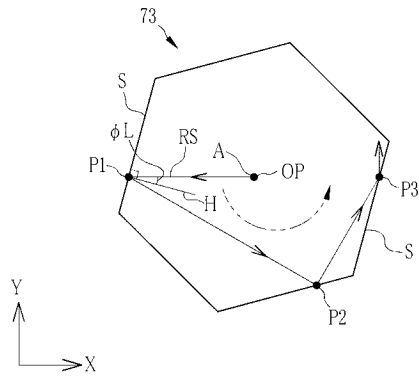
【図 19】



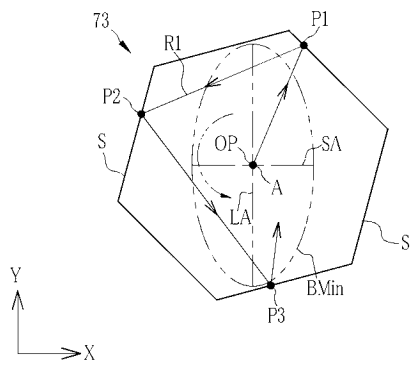
【図 20】



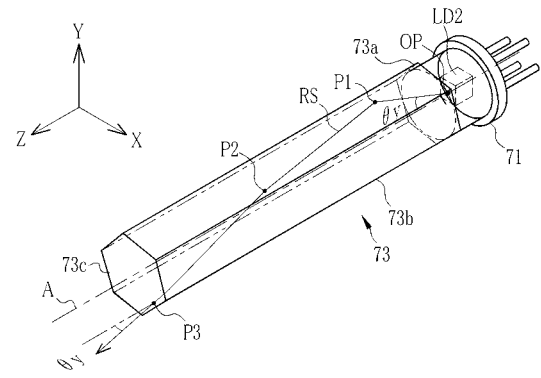
【図 21】



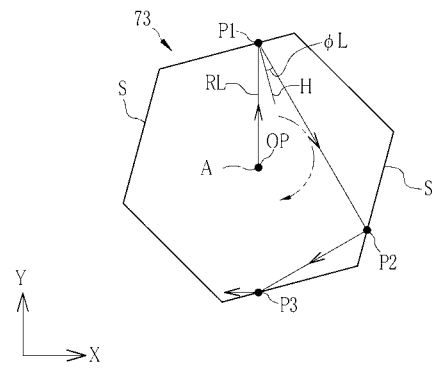
【図 24】



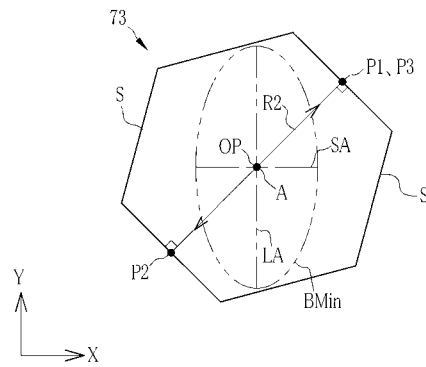
【図 22】



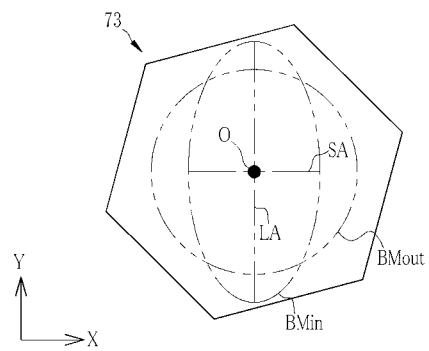
【図 23】



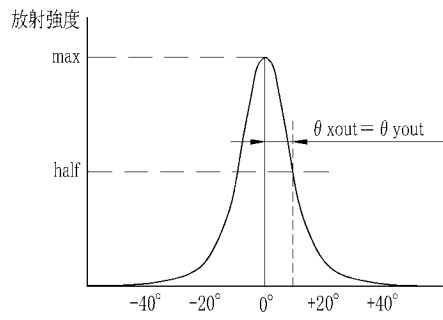
【図 25】



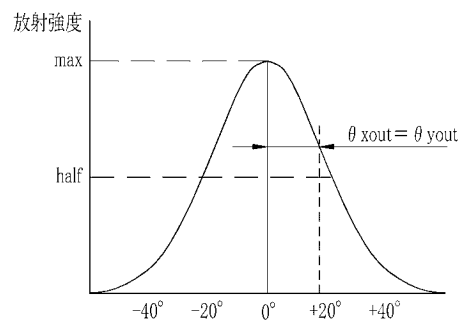
【図 26】



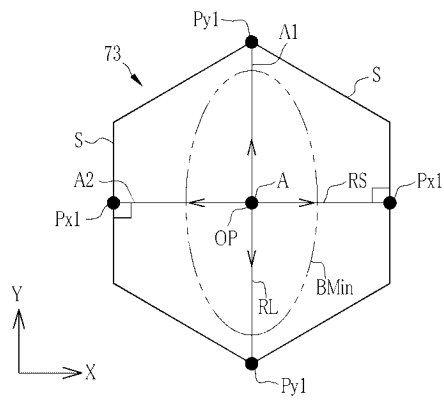
【図 27】



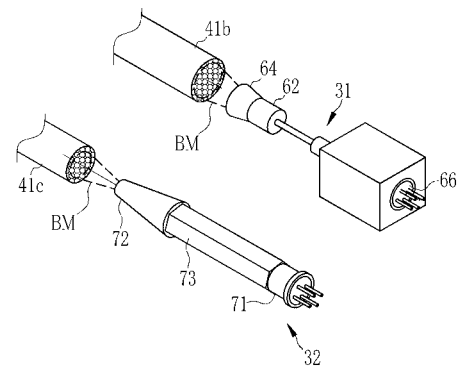
【図 28】



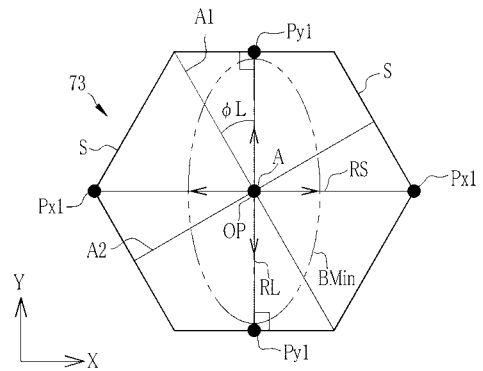
【図 30】



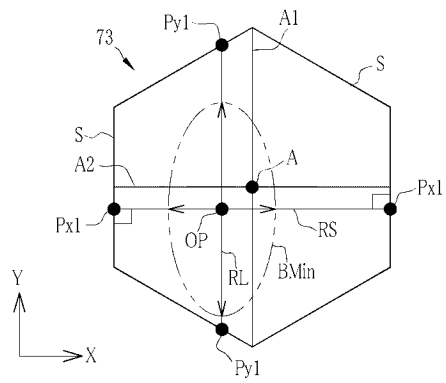
【図 29】



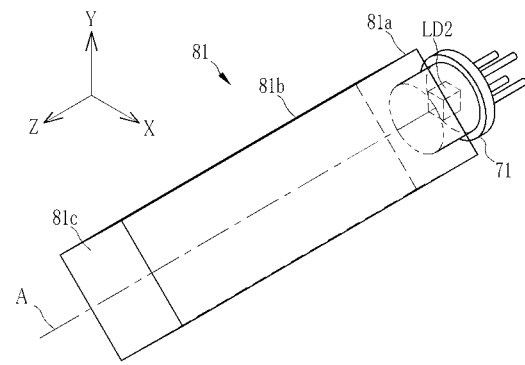
【図 31】



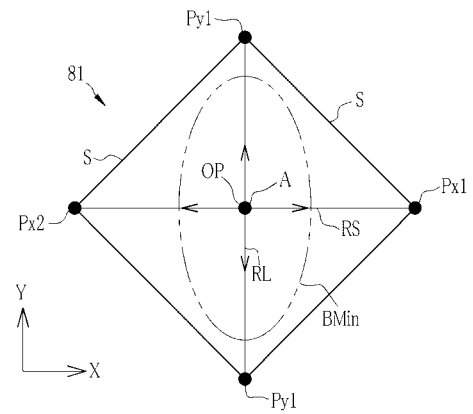
【図 3 2】



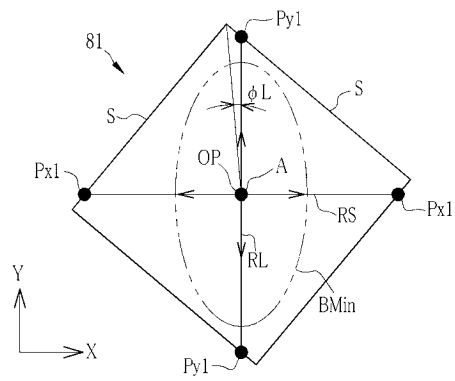
【図 3 3】



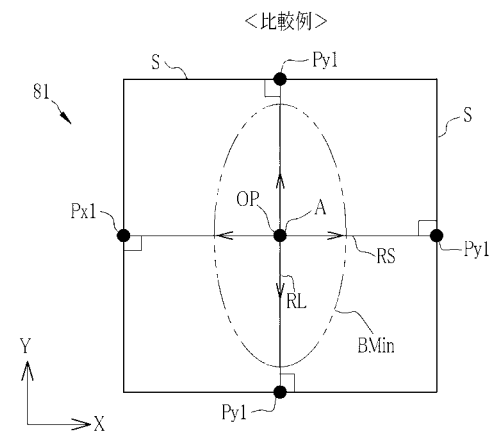
【図 3 4】



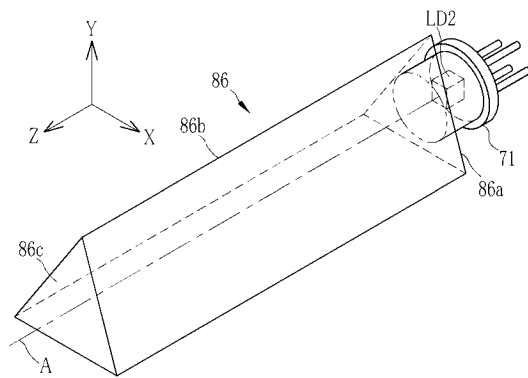
【図 3 5】



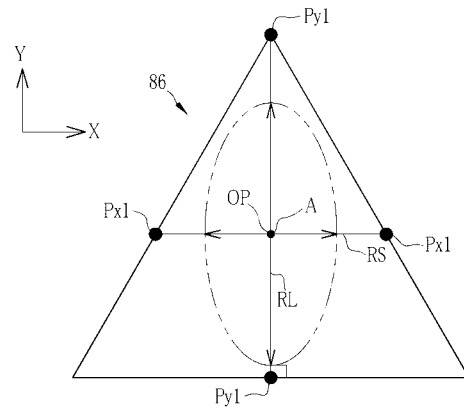
【図 3 6】



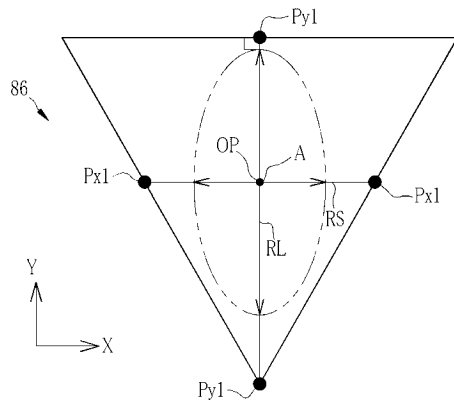
【図 37】



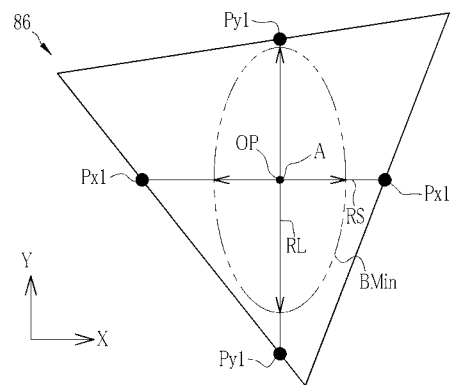
【図 38】



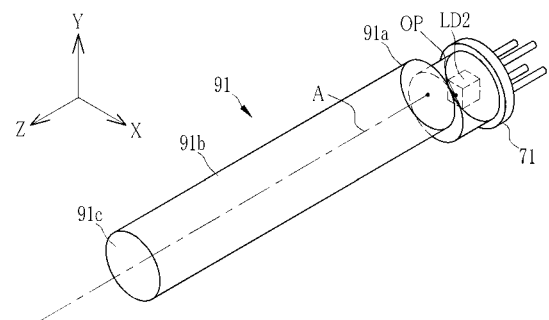
【図 39】



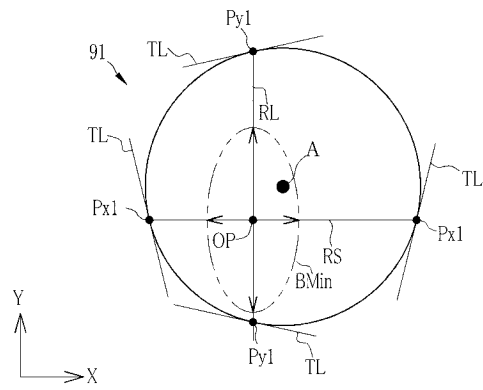
【図 40】



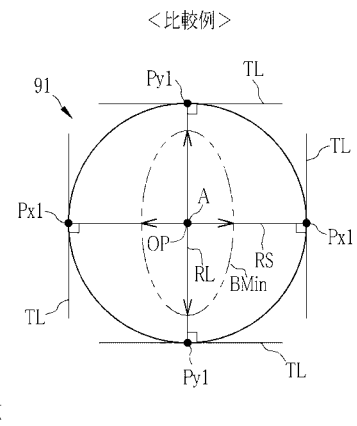
【図 41】



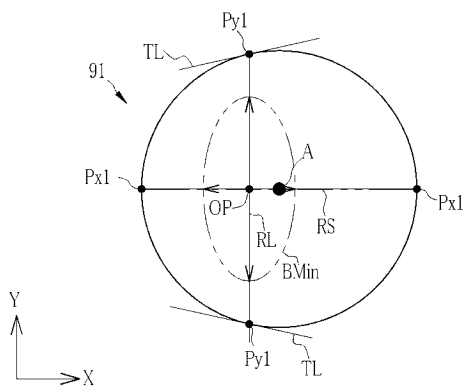
【図 4 2】



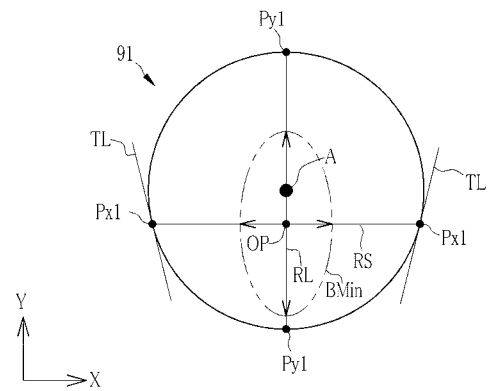
【図 4 3】



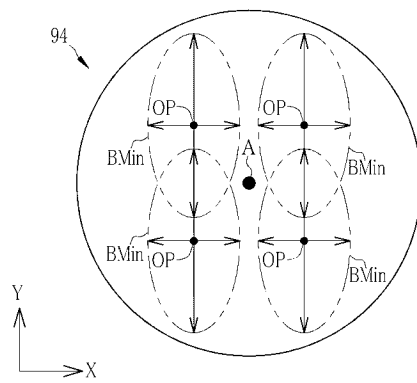
【図 4 4】



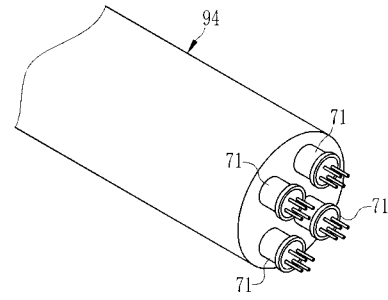
【図 4 5】



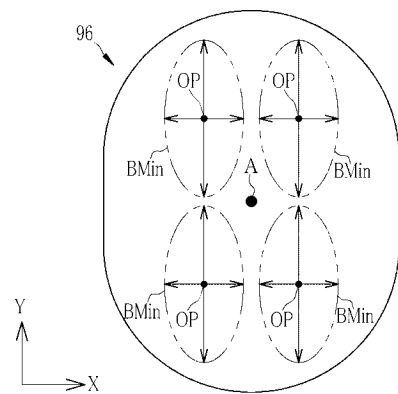
【図 4 6】



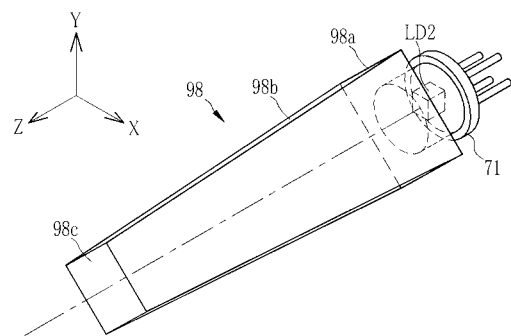
【図 4 7】



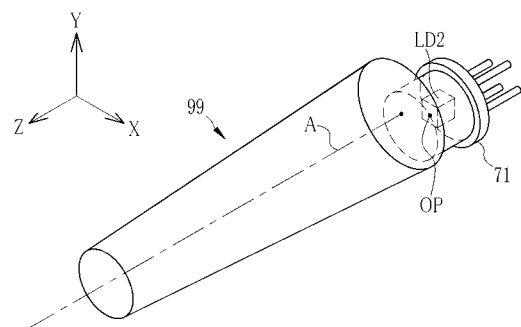
【図 4 8】



【図 4 9】



【図 5 0】

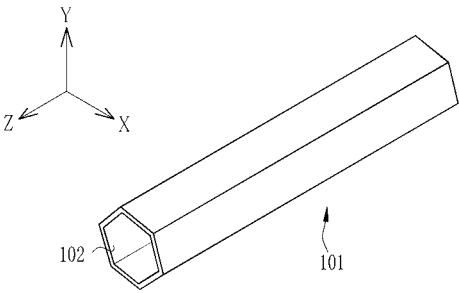


【 図 5 1 】

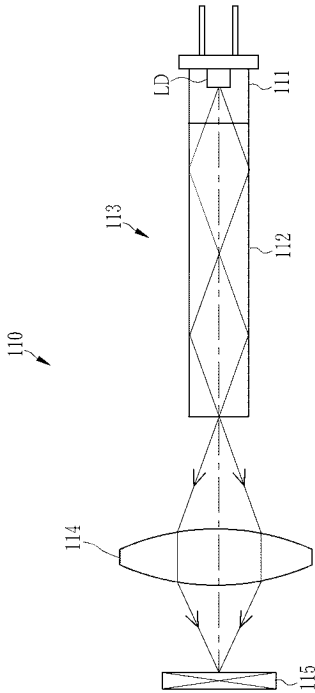
ビーム整形部の各形態の評価					
	製造適性		位置合わせの容易性		総合
	テーパー無し	テーパー有り	テーパー無し	テーパー有り	
六角形	A	D	A	A	C
四角形	A	C	A	A	B
三角形	C	D	A	C	D
円形 (オフセット)	A	B	C	C	C

凡例:A(非常に良い)、B(良い)、C(やや悪い)、D(悪い)

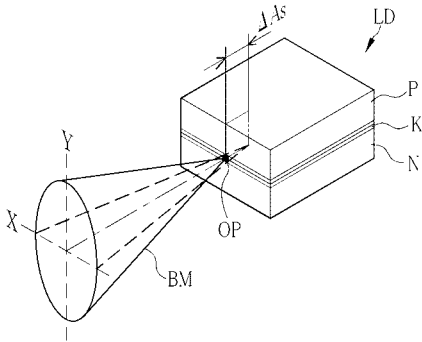
【 図 5 2 】



【 図 5 3 】



【 図 5 4 】



【手続補正書】

【提出日】平成27年8月31日(2015.8.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡と内視鏡に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、

発散するビームを発する発光素子であり、前記ビームは、その断面における第一方向と前記第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なる発光素子と、

前記発光素子が発するビームが入射する入射面と、前記入射されたビームを出射する出射面と、前記入射面から前記出射面に向かって長手方向に延びる長手軸とを有し、入射したビームを内部で反射させながら前記長手方向に伝播する光学素子であり、前記長手軸と直交する平面において前記ビームの前記第一及び前記第二の方向のうち少なくとも一つの方向と斜交する反射側面を有する光学素子とを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光学素子は、前記ビームに含まれる光線のうち前記第一の方向と前記第二の方向のそれぞれと平行な第一成分及び第二成分の少なくとも一方に対して、前記反射側面における反射により光軸周りの捩れを生じさせることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光学素子は、透明材料で形成された柱状体からなる導光ロッドであり、前記反射側面は空気との境界面であり、前記反射は全反射であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光学素子において、前記長手軸と直交する断面の形状は多角形であり、前記反射側面は平面で構成されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記多角形は、六角形、四角形、三角形のいずれかであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記多角形は、六角形であり、

前記光学素子は、前記六角形の対向する 2 つの頂点を結ぶ軸が、前記第一方向又は第二方向に対して傾斜した姿勢で配置されていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第一方向又は第二方向に対する前記軸の傾斜角は 15° であることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記多角形は、四角形であり、

前記光学素子は、前記四角形の各辺が前記第一方向又は第二方向と平行な正姿勢に対して傾斜して配置されていることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記正姿勢に対する傾斜角は 45° であることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記光学素子は、前記多角形の断面の中心と前記発光素子の発光中心とが一致した状態で配置されていることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記反射側面の少なくとも一部は曲面で構成されていることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記ビームに含まれる光線のうち、前記第一方向及び前記第二方向の少なくとも一方と平行な光線が反射する前記曲面の反射点において、前記平行な光線と前記反射点における接線とは直交しないことを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記光学素子において、前記長手軸と直交する断面の形状は、円形、長円形及び楕円形のいずれかであり、

前記光学素子は、前記断面の中心に対して、前記発光素子の発光中心がオフセットした状態で配置されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記光学素子において、前記入射面の面積は、複数個の前記発光素子からの光が入射可能な大きさを有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記光学素子は、前記反射側面が前記長手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 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記発光素子が発する前記ビームの断面の形状は、前記第一方向及び前記第二方向のそれぞれに対応する長軸及び短軸を有する楕円形であり、

前記光学素子は、前記入射面に入射する前記楕円形のビームを、真円形に整形して前記出射面から出射することを特徴とする請求項 1 ~ 1 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記発光素子は、レーザダイオードであることを特徴とする請求項 1 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 8】

前記光学素子を用いずに前記断面の形状が真円形のビームを出射する第 1 光源部と、前記発光素子と前記光学素子とを有し、前記光学素子によって整形された、前記断面の形状が真円形のビームを出射する第 2 光源部の少なくとも 2 種類の光源部を備えていることを特徴とする請求項 1 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 9】

前記第 1 光源部は、前記発光素子と前記発光素子が発するビームによって励起して蛍光を発する蛍光体とを有することを特徴とする請求項 1 8 に記載の内視鏡システム。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡に光を供給する光源装置を有する内視鏡システムに関するものである。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 1 3 】

本発明は、光伝達損失を低減しつつ、発光素子のビームの断面形状を整形することが可能な内視鏡用の光源装置を有する内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 手続補正 5 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 1 4

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 1 4 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、内視鏡と内視鏡に光を供給する光源装置とを有する。光源装置は、発光素子と光学素子とを備えている。発光素子は、発散するビームを発する発光素子であり、ビームは、その断面における第一方向と第一方向と直交する第二方向のそれぞれの発散角が異なる。光学素子は、発光素子が発するビームが入射する入射面と、入射されたビームを出射する出射面と、入射面から出射面に向かって長手方向に延びる長手軸とを有し、入射したビームを内部で反射させながら長手方向に伝播する光学素子であり、長手軸と直交する平面においてビームの第一及び第二の方向のうち少なくとも一つの方角と斜交する反射側面を有する。

【 手続補正 6 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 2 6

【 補正方法 】 削除

【 補正の内容 】

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064171

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G02B5/00-5/32, G02B6/26-6/35

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII), WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-47680 A (Ricoh Co., Ltd.), 16 February 2006 (16.02.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2007-94213 A (Rohm Co., Ltd.), 12 April 2007 (12.04.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2006-122251 A (Kyocera Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
16 August, 2013 (16.08.13)Date of mailing of the international search report
27 August, 2013 (27.08.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064171

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 57-142242 A (Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.), 02 September 1982 (02.09.1982), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	Takao ISAWA, "Beam-Shaping Techniques and Focusing Performance for a Diode Bar Used as a Pumping Source", The Review of Laser Engineering, 1998.10, vol.26, no.10, pages 740 to 743	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 4 1 7 1	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26, G02B5/00 - 5/32, G02B 6/26 - 6/35			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), WPI			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2006-47680 A（株式会社リコー）2006.02.16, 全文全図（ファミリーなし）	1-20	
A	JP 2007-94213 A（ローム株式会社）2007.04.12, 全文全図（ファミリーなし）	1-20	
A	JP 2006-122251 A（京セラ株式会社）2006.05.18, 全文全図（ファミリーなし）	1-20	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 16.08.2013		国際調査報告の発送日 27.08.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 渡▲辺▼ 純也	2Q 3606 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 4 1 7 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 57-142242 A (東京芝浦電気株式会社) 1982. 09. 02, 全文全図 (ファミリーなし)	1-20
A	伊沢孝男, 励起用半導体レーザーアレイのビーム整形と集光特性の 評価, レーザー研究, 1998. 10, 第 2 6 巻第 1 0 号, p740 - p743	1-20

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 斎藤 牧

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) 2H040 CA04 CA09 CA11

2H052 BA03 BA09 BA15

4C161 GG01 JJ01

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2013179961A1	公开(公告)日	2016-01-18
申请号	JP2014518399	申请日	2013-05-22
[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 斎藤牧		
发明人	大橋 永治 森本 美範 井上 敏之 斎藤 牧		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 G02B19/00		
CPC分类号	G02B23/2461 A61B1/00126 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 G02B27/0994		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B G02B19/00		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H052/BA03 2H052/BA09 2H052/BA15 4C161/GG01 4C161/JJ01		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2012121030 2012-05-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

成形发光元件的光束横截面，同时减少光传输损耗。内窥镜用光源装置（13）具备光源模块，该光源模块具有具有激光二极管（LD2）的发光元件部（71）和光束整形部（73）。光束整形部（73）是导光杆，其与光轴（A）正交的截面由六方柱状体构成，并且使由激光二极管（LD2）发出的大致椭圆形的光束成为大致正圆。形状。当椭圆光束的短轴分量（RS）进入光束整形部分（73）时，它在光轴A方向上被引导，同时被光束整形部分（73）的侧面部分（73b）的内表面全反射。它在光导过程中，短轴分量（RS）以反射角反射，因为短轴分量（RS）以非垂直的角度入射到六边形的侧面上。因此，发生绕光轴A的扭曲。光束中包含的许多光线被扭曲以将光束的横截面形状成形为基本上完美的圆形。

