

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6314041号
(P6314041)

(45) 発行日 平成30年4月18日 (2018. 4. 18)

(24) 登録日 平成30年3月30日 (2018. 3. 30)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/07 (2006. 01)

A 6 1 B 1/07 7 3 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-124758 (P2014-124758)
 (22) 出願日 平成26年6月17日 (2014. 6. 17)
 (65) 公開番号 特開2016-2302 (P2016-2302A)
 (43) 公開日 平成28年1月12日 (2016. 1. 12)
 審査請求日 平成29年5月30日 (2017. 5. 30)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100140176
 弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡スコープが接続される内視鏡光源装置であって、
 第一の光源光を出射する第一の光源部と、
 第二の光源光を出射する第二の光源部と、
 前記第一の光源光の光路と前記第二の光源光の光路を合流させる光路合流部材を有して
 おり、
 前記第一の光源部のエタンドュは、前記第二の光源部のエタンドュよりも小さく、
 前記光路合流部材は、前記第二の光源光を偏向する光偏向面を有し、前記光偏向面の領
 域内に前記第一の光源光を通過させる開口を有しており、
 前記光路合流部材は、前記光偏向面によって偏向された前記第二の光源光の光路の中心
 軸が前記開口を通過した前記第一の光源光の光路の中心軸に一致するように、前記第二の
 光源光を偏向し、
 前記第一の光源光と前記第二の光源光は、互いの中心軸が一致するそれぞれの光路を通
 って前記内視鏡スコープに入射する、内視鏡光源装置。

【請求項 2】

前記内視鏡光源装置に前記内視鏡スコープが接続された状態において、前記第一および
 第二の光源光の光路の中心軸が前記内視鏡スコープの入射端の光軸と一致する、請求項 1
 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 3】

前記内視鏡光源装置は、前記第一の光源部から出射された前記第一の光源光を収束光に変換する光収束手段をさらに有し、

前記光路合流部材の前記開口は、前記第一の光源光の光路に沿って、前記収束光の集光点またはその近傍の位置に配置されている、請求項 2 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 4】

前記第一の光源光の光路の中心軸に垂直な平面への投影において、前記開口の形状は、前記第一の光源光のビーム形状と同じ形状である、請求項 3 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 5】

前記第一の光源部は、前記第一の光源光を導光する光ファイバをさらに有しており、前記第一の光源光は、前記開口の近傍の位置、または、前記光路合流部材よりも前記内視鏡スコープに近い位置から出射される、請求項 2 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 6】

前記第一の光源部は、レーザ光源を有し、前記第二の光源部は、ランプ光源または LED 光源を有している、請求項 1 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれかひとつに記載の内視鏡光源装置と、

前記内視鏡光源装置に接続される前記内視鏡スコープを含む内視鏡装置であり、

前記内視鏡スコープは、前記第一および第二の光源光を取り込むための光入射部と、前記光入射部に入射した前記第一および第二の光源光を導光する導光部材を有している、内視鏡装置。

【請求項 8】

前記内視鏡スコープの前記導光部材はバンドルファイバである、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記内視鏡スコープの前記導光部材は単線光ファイバである、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡スコープが接続される内視鏡光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡検査では白色光を用いた通常光観察の他に、狭帯域な波長の光を利用することで生体の視認性を向上させる特殊光観察が行われている。特殊光を生成する光源として、特に狭帯域性の高さからレーザ光の利用が注目されており、様々な組み合わせの特殊光が開発されてきている。特許文献 1 には、一例として表層血管の酸素飽和度を観察可能とするために、白色光の光路内に配置したレーザ光を反射する反射板により、レーザ光の光路を白色光の光路に合流させる構成が開示されている。これにより、従来から利用されている内視鏡スコープでも、新規の特殊光を利用することが可能となる。一般に、従来の内視鏡スコープでは、光は、バンドルファイバにより先端まで導光され、レンズ等により配光が調整されて照明光として出射される。

【0003】

一方、近年、通常観察においても、従来のランプ、LED 等の光源ではなく、レーザ光源を使用する構成の内視鏡が開発されている。そのような内視鏡では、導光部材として単線の光ファイバを利用して、内視鏡スコープの先端部に搭載した蛍光体をレーザ光で励起することで、その組み合わせにより白色光または任意の特殊光を作りだすことが可能であり、レーザ光源のみで、通常観察、特殊光観察を行うことが可能である。単線光ファイバを利用した内視鏡スコープは、ファイバを単線としたことにより、内視鏡スコープの細径化が実現出来るとともに、内視鏡システムの低電力化も達成出来る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-013560号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1は、白色光とレーザ光の両方を利用出来る構成であるが、光路合流部とスコープ接続部の関係を考慮したアプローチが十分になされていない。そのため、光学的、製造プロセス的に不都合を生じ、このことが設計上の制約となってしまう問題がある。

【0006】

本発明の目的は、高い設計自由度の元に、内視鏡スコープへの光結合効率が向上された内視鏡光源装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、内視鏡スコープが接続される内視鏡光源装置に関し、この内視鏡光源装置は、第一の光源光を出射する第一の光源部と、第二の光源光を出射する第二の光源部と、前記第一の光源光の光路と前記第二の光源光の光路を合流させる光路合流部材を有している。前記第一の光源部のエタンドュは、前記第二の光源部のエタンドュよりも小さい。前記光路合流部材は、前記第二の光源光を偏向する光偏向面を有し、前記光偏向面の領域内に前記第一の光源光を通過させる開口を有している。前記光路合流部材は、前記光偏向面によって偏向された前記第二の光源光の光路の中心軸が前記開口を通過した前記第一の光源光の光路の中心軸に一致するように、前記第二の光源光を偏向する。前記第一の光源光と前記第二の光源光は、互いの中心軸が一致するそれぞれの光路を通過して前記内視鏡スコープに入射する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、高い設計自由度の元に、内視鏡スコープへの光結合効率が向上された内視鏡光源装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、内視鏡光源装置の第一の実施形態を示している。

【図2】図2は、図1に示された光路合流部材の側断面図である。

【図3】図3は、左側に、図2の矢印aの方向から見たときの光路合流部材を示し、右側に、図2の矢印bの方向から見たときの光路合流部材を示している。

【図4】図4は、バンドルファイバースコープの照明系の概略構成を示している。

【図5】図5は、単線ファイバースコープの照明系の概略構成を示している。

【図6】図6は、図5の単線ファイバースコープが接続された内視鏡光源装置を示している。

【図7】図7は、凹面状の反射面を有する光路合流部材を備えた内視鏡光源装置を示している。

【図8】図8は、赤色光と緑色光と青色光をそれぞれ発する複数のLED光源を有するLED光源部を備えた内視鏡光源装置を示している。

【図9】図9は、内視鏡光源装置の第二の実施形態を示している。

【図10】図10は、図9のレーザ光出射部と光路合流部材の断面を示している。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。

〔第一の実施形態〕

〔構成〕

図1は、内視鏡光源装置の第一の実施形態を示している。

【 0 0 1 1 】

本実施形態における内視鏡光源装置 1 0 0 は、第一の光源光を出射する第一の光源部としてのレーザ光源部 1 1 0 と、第二の光源光を出射する第二の光源部としての L E D 光源部 1 3 0 と、レーザ光源部 1 1 0 と L E D 光源部 1 3 0 を制御する光源制御部 1 4 0 と、任意の内視鏡スコープを接続可能なスコープコネクタ 1 7 0 と、レーザ光源部 1 1 0 から出射される第一の光源光と L E D 光源部 1 3 0 から出射される第二の光源光を、スコープコネクタ 1 7 0 に接続された内視鏡スコープに導くための導光光学系 1 5 0 を備えている。

【 0 0 1 2 】

レーザ光源部 1 1 0 は、発光波長が異なる複数のレーザ光源 1 1 2 を備えている。複数のレーザ光源 1 1 2 は、例えば、発光波長がそれぞれ 4 0 5 n m、4 4 5 n m、5 1 5 n m であるレーザダイオード (L D) を含んでいる。レーザ光源部 1 1 0 はまた、複数のレーザ光源 1 1 2 から発せられたレーザ光をそれぞれ導光する複数の光ファイバ 1 1 4 と、複数の光ファイバ 1 1 4 によって導光されたレーザ光を合成する光コンバイナ 1 1 6 と、光コンバイナ 1 1 6 によって合成されたレーザ光を導光する一本の光ファイバ 1 1 8 と、光ファイバ 1 1 8 によって導光されたレーザ光を空間内に射出するレーザ光射出部 1 2 0 を備えている。

10

【 0 0 1 3 】

このように構成されたレーザ光源部 1 1 0 では、それぞれのレーザ光源 1 1 2 は、光ファイバ 1 1 4 に光学的に接続されており、各光ファイバ 1 1 4 により導光されたレーザ光を光コンバイナ 1 1 6 により 1 本の光ファイバ 1 1 8 に合流させて、レーザ光射出部 1 2 0 へ導光する。レーザ光射出部 1 2 0 は、光コンバイナ 1 1 6 と光学的に接続された光ファイバ 1 1 8 と、光ファイバ 1 1 8 を保持する部材により構成され、光ファイバ 1 1 8 の先端から空間中にレーザ光を一定の広がり角をもって射出させることが出来る。光ファイバ 1 1 8 の先端は、例えば、平面研磨された状態であってよいが、射出光の広がり角制御のためにレンズ加工されていてもよい。

20

【 0 0 1 4 】

L E D 光源部 1 3 0 は、例えば、可視光域のブロードな波長成分を持った白色光を出射可能な光源で構成されている。例えば、L E D 光源部 1 3 0 は、白色光を出射可能な L E D 光源を有している。L E D 光源部 1 3 0 は、空間中に L E D 光を一定の広がり角をもって射出させることが出来る。

30

【 0 0 1 5 】

レーザ光源部 1 1 0 のエタンデュは、L E D 光源部 1 3 0 のエタンデュよりも小さい。

【 0 0 1 6 】

レーザ光源部 1 1 0 と L E D 光源部 1 3 0 は光源制御部 1 4 0 によって制御される。光源制御部 1 4 0 は、レーザ光源部 1 1 0 の複数のレーザ光源 1 1 2 の点灯・消灯および射出光量を個別に制御可能となっている。光源制御部 1 4 0 はまた、L E D 光源部 1 3 0 の点灯・消灯および射出光量を制御可能となっている。

【 0 0 1 7 】

スコープコネクタ 1 7 0 には、さまざまな種類の内視鏡スコープの一つを用途に応じて選択して接続することが可能である。スコープコネクタ 1 7 0 には、例えば、後述する図 4 に示されるバンドルファイバスコープ 2 0 0 A や後述する図 5 に示される単線ファイバスコープ 2 0 0 B が接続され得る。図 1 には、バンドルファイバスコープ 2 0 0 A である内視鏡スコープが接続された状態が示されている。

40

【 0 0 1 8 】

導光光学系 1 5 0 は、レーザ光源部 1 1 0 から射出される発散光を収束光に変換する光収束手段であるレーザ用レンズ 1 5 2 と、L E D 光源部 1 3 0 から射出される発散光を略平行光に変換するコリメート手段である L E D 用レンズ 1 5 4 と、レーザ光源部 1 1 0 から射出されるレーザ光の光路と L E D 光源部 1 3 0 から射出される L E D 光の光路を合流させる光路合流部材 1 6 0 と、光路合流部材 1 6 0 を過ぎたレーザ光および / または L E

50

D光を、スコープコネクタ170に接続された内視鏡スコープに結合するためのスコープ接続用レンズ156を備えている。

【0019】

レーザ用レンズ152とスコープ接続用レンズ156は、両者の光軸（光学的中心軸）が一致するように配置されており、レーザ光を導光する光学系を構成している。レーザ光出射部120は、その光軸（出射光のビームの中心軸）が、レーザ用レンズ152とスコープ接続用レンズ156から成る光学系の光軸と一致するように配置されている。

【0020】

レーザ光源部110の光ファイバ118の先端は、通常、50～300μmと微細であり、出射レーザのエネルギー集中による異物の焼きつきなどが発生する可能性がある。このため、図1には図示されていないが、レーザ光出射部120とレーザ用レンズ152の間の空間は、保持部材によって覆われ、封止されていることが望ましい。

【0021】

光路合流部材160は、第二の光源光であるLED光を偏向する光偏向面たとえば反射面162を有している。光路合流部材160はまた、反射面162の領域内に第一の光源光であるレーザ光を通過させる開口164を有している。

【0022】

LED光源部130は、例えば、そのLED出射光の光路の中心軸が、レーザ光源部110のレーザ出射光の光路の中心軸に対して90°の角度を成すように配置されている。光路合流部材160は、その反射面162が、レーザ出射光の光路の中心軸とLED出射光の光路の中心軸のそれぞれに対して45°の角度を成すように配置されている。言い換えれば、光路合流部材160は、レーザ用レンズ152とスコープ接続用レンズ156から成る光学系の光軸に対して45°傾けて配置されている。さらに光路合流部材160は、その開口164の中心が、レーザ光の光路の中心軸上に位置し、また、その開口164が、レーザ光の光路に沿って、収束光に変換されたレーザ光の集光点またはその近傍に位置するように配置されている。LED光源部130は、そのLED出射光の光路の中心軸が光路合流部材160の中心と一致するように配置されている。このような配置関係により、光路合流部材160は、光偏向面すなわち反射面によって偏向すなわち反射されたLED光の光路の中心軸と開口164を通過したレーザ光の光路の中心軸が一致するように、LED光を偏向すなわち反射する。

【0023】

この構成によりレーザ光の光路とLED光の光路を互いの中心軸が一致するように合流させることが可能となる。

【0024】

レーザ光源部110から出射されたレーザ光は、レーザ用レンズ152によって光路合流部材160の開口164の内側に集光されることにより、光路合流部材160を通過し、その後、発散光となってスコープ接続用レンズ156に向かう。レーザ光源部110からスコープ接続用レンズ156に至る間、レーザ光の光路は、いっさい曲げられない。

【0025】

また、LED光源部130から出射されたLED光は、LED用レンズ154によって平行光にされた後、光路合流部材160の反射面162によって反射され、スコープ接続用レンズ156に向かう。

【0026】

光路合流部材160とスコープ接続用レンズ156の間では、LED光の光路の中心軸は、レーザ光の光路の中心軸と一致している。したがって、レーザ光の光路は曲げられることなく、まっすぐに延びており、一方、LED光の光路は、光路合流部材160によって、その中心軸がレーザ光の光路の中心軸と一致するように曲げられている。

【0027】

スコープ接続用レンズ156に向かうレーザ光とLED光は、スコープ接続用レンズ156によって集光され、スコープコネクタ170に接続された内視鏡スコープに入射する

10

20

30

40

50

。つまり、光路合流部材 160 を通過したレーザ光と LED 光は、互いの中心軸が一致するそれぞれの光路を通して、スコープコネクタ 170 に接続された内視鏡スコープ（例えばバンドルファイバースコープ 200A）に入射する。

【0028】

光路合流部材 160 の開口 164 に入射する LED 光は反射されずに損失となるが、光路合流部材 160 の開口 164 の面積を実質的に影響のない大きさまで小さくすることが可能である。

【0029】

図 2 と図 3 を参照し、光路合流部材 160 の詳細について説明する。図 2 は、光路合流部材 160 の側断面図であり、図 3 は、左側に、図 2 の矢印 a の方向から見たときの光路合流部材 160 を示し、右側に、図 2 の矢印 b の方向から見たときの光路合流部材 160 を示している。

【0030】

光路合流部材 160 は、前述したように、白色光を反射可能な反射面 162 と、その領域内にレーザ光を通過させる開口 164 を備えている。反射面 162 は、LED 光を反射するのに十分な面積を有していればよい。例えば、反射面 162 は、開口 164 を除いて光路合流部材 160 の一面の全体に設けられ、光路合流部材 160 は、実装のしやすさを考慮して、LED 光のビーム径よりも大きい長方形とすることが出来る。

【0031】

開口 164 の形状は、反射面 162 の面積をなるべく多く確保するために、レーザ光の光路の中心軸に垂直な平面への投影において、レーザ光のビーム形状と略同じ形状であることが望ましい。ここで、ビーム形状とは、レーザ光をその光路の中心軸の方向（図 2 に矢印 b で示される方向）から見た場合の光強度分布において、ピーク光量に対して一定の光量比、例えば $1/e^2$ 以上となるビームの領域のことを指す。例えば、ビーム形状が円形である場合には、開口 164 の形状は、レーザ光の光路の中心軸に垂直な平面への投影において円形となるようにするのがよく、従って、光路合流部材 160 の反射面 162 に垂直な方向（図 2 中に矢印 a で示される方向）から見た場合に楕円形となるようにするのがよい。本実施形態では、光路合流部材 160 は、光軸に対して 45° 傾けて配置されているので、光路合流部材 160 の反射面 162 に垂直な方向（図 2 中に矢印 a で示される方向）から見た場合に、反射面 162 に投影されたレーザ光の光路の中心軸が延びる方向に、 $1/\sin 45^\circ = 2^{1/2}$ 倍扁平した楕円形とすることにより、レーザ光の光路の中心軸に垂直な平面への投影において開口 164 の形状を円形とすることが出来る。

【0032】

開口 164 の大きさは、レーザ光を通過させるために、レーザ光の光路の中心軸に垂直な平面への投影において少なくともレーザ光の集光径よりも大きい必要がある。レーザ光の集光径はエタンデュ一定の法則（光学系内でエタンデュを E、面積を S、光の放射立体角を πNA^2 とした場合に、

$$E = \pi \cdot S \cdot NA^2 \quad (1)$$

が一定となる）により制限され、一定の大きさを持つ。したがって、具体的には、レーザ光出射部 120 における光ファイバ 118 の出射端の面積 S_1 、出射角を θ_1 、 NA_1 を $\sin \theta_1$ 、開口 164 の面積 S_2 、開口 164 への入射角を θ_2 、 NA_2 を $\sin \theta_2$ としたときに、

$$S_2 = S_1 \cdot (NA_1^2 / NA_2^2) \quad (2)$$

の関係とするのがよい。

【0033】

また、上に述べたのと同様の理由から、光路合流部材 160 の反射面 162 上に形成される LED 光の照射領域の輪郭 162a は、光路合流部材 160 の反射面 162 に垂直な方向（図 2 中に矢印 a で示される方向）から見たときに楕円形となり、レーザ光の光路の中心軸の方向（図 2 に矢印 b で示される方向）からときに円形になる。

【0034】

本実施形態の内視鏡光源装置 100 は、異なる光学特性を持つスコープに対して使用することが可能である。

【0035】

図4は、一例として導光部材として複数の光ファイバを束ねたバンドルファイバを利用した内視鏡スコープ（バンドルファイバスコープ200A）の照明系の概略構成を示している。

【0036】

バンドルファイバスコープ200Aは、内視鏡光源装置100の内部に挿入される光接続部214と、内視鏡光源装置100のスコープコネクタ170に接続されるスコープコネクタ部216と、軟性部218を備えている。光接続部214には、内視鏡光源装置100の導光光学系150からの光（レーザ光および/またはLED光）を取り込むための光入射部であるカバーガラス212が設けられている。バンドルファイバスコープ200Aはまた、カバーガラス212に入射した光を受ける光接続部214内に配されたロッドレンズ232と、ロッドレンズ232と光学的に接続された導光部材であるバンドルファイバ234と、軟性部218の先端部に配された光特性変換部材236（たとえばレンズ群）を備えている。バンドルファイバ234は、軟性部218内をほぼ全長にわたって延びており、光特性変換部材236と光学的に接続されている。

【0037】

バンドルファイバスコープ200Aは、内視鏡光源装置100のスコープコネクタ170とスコープコネクタ部216の係合によって、内視鏡光源装置100に接続される。この状態において、レーザ光の光路の中心軸とLED光の光路の中心軸は、バンドルファイバスコープ200Aの入射端の光軸と一致する。言い換えれば、内視鏡光源装置100とバンドルファイバスコープ200Aは、内視鏡光源装置100にバンドルファイバスコープ200Aが接続されたときに、そのようになるようにあらかじめ設計されている。

【0038】

ここで、入射端の光軸は、実質的に光特性に影響を与えない要素たとえばカバーガラス212を除いて、内視鏡光源装置100内のスコープ接続用レンズ156に最も近くに配置される内視鏡スコープ内の光学素子の光軸（光学的中心軸）を意図している。この場合、入射端の光軸は、ロッドレンズ232の光軸と一致している。

【0039】

内視鏡光源装置100からの入射光（レーザ光および/またはLED光）は、光入射部であるカバーガラス212に入射し、その後、ロッドレンズ232内において複数回反射することにより強度均一化されて、バンドルファイバ234へ導光される。入射光はさらに、バンドルファイバ234によって、軟性部218の先端部に配置された光特性変換部材236であるレンズ群まで導光され、レンズ群により出射配光が広げられて照明光として出射される。

【0040】

このタイプの内視鏡装置（内視鏡光源装置100とバンドルファイバスコープ200A）では、白色光観察光としてLED光、特殊観察光としてレーザ光を切り替えて使用することが出来る。特殊光として例えば血中ヘモグロビンに吸収されやすい415nm、515nmの波長のレーザ光を照射することにより、粘膜表面の血管の強調表示をするNBI特殊光観察が可能である。レーザ光の組み合わせはこれに限るものではなく、様々な波長の組み合わせにより様々な特殊光を生成することが可能である。

【0041】

図5は、他の例として単線の光ファイバを利用した内視鏡スコープ（単線ファイバスコープ200B）の照明系の概略構成を示している。また図6は、単線ファイバスコープ200Bが内視鏡光源装置100に接続された状態を示している。

【0042】

単線ファイバスコープ200Bは、バンドルファイバスコープ200Aと同様に、光接続部214と、スコープコネクタ部216と、軟性部218を備えている。これらの構成

10

20

30

40

50

は、バンドルファイバ스코ープ200Aと同じである。単線ファイバ스코ープ200Bは、バンドルファイバ스코ープ200Aに対して内部の光学系が異なっている。単線ファイバ스코ープ200Bはまた、カバーガラス212に入射した光を受ける光接続部214内に配されたファイバ接続用レンズ252と、ファイバ接続用レンズ252と光学的に接続された導光部材である単線光ファイバ254と、軟性部218の先端部に配された光特性変換部材256（たとえば蛍光体ユニット）を備えている。単線光ファイバ254は、軟性部218内をほぼ全長にわたって延びており、光特性変換部材256と光学的に接続されている。

【0043】

単線ファイバ스코ープ200Bは、バンドルファイバ스코ープ200Aと同様にして、内視鏡光源装置100に接続される。この状態では、レーザ光の光路の中心軸とLED光の光路の中心軸は、単線ファイバ스코ープ200Bの入射端の光軸と一致する。この場合、入射端の光軸は、ファイバ接続用レンズ252の光軸と一致している。

【0044】

内視鏡光源装置100からの入射光（レーザ光および/またはLED光）は、光入射部であるカバーガラス212に入射し、ファイバ接続用レンズ252により単線光ファイバ254の入射端に集光し光結合される。入射光はさらに、単線ファイバ254によって、軟性部218の先端部に配置された光特性変換部材256である蛍光体ユニットに導光される。蛍光体ユニットは、少なくとも一種の蛍光体を備えており、入射した光の波長を変換した上で照明光として出射可能なユニットであり、例えば、青色の光に励起されて黄色の光を発するYAG、青紫色の光に励起されて緑色の光を発するβサイアロン、さらに蛍光と一部の透過したレーザ光を拡散して混ぜ合わせるための光拡散部材などが配置されている。この組み合わせの場合、445nmの波長のレーザ光でYAG蛍光体を励起することで青色成分と黄色成分を含んだ白色光を、また、415nmの波長のレーザ光でβサイアロン蛍光体を励起することで青紫色成分と緑色成分を含んだNBI特殊光を生成することが出来る。

【0045】

このタイプの内視鏡装置（内視鏡光源装置100と単線ファイバ스코ープ200B）は、光特性変換部材256である蛍光体ユニットに含める蛍光体の種類と、蛍光体ユニットに照射するレーザ光の波長の組み合わせによって、白色光、特殊光を生成することが出来るため、内視鏡光源装置100から単線ファイバ스코ープ200Bには、LED光を入射させる必要がなく、レーザ光のみが入射される。

【0046】

〔効果〕

本実施形態では、高い設計自由度の元に、内視鏡スコープへの光結合効率の向上が可能となる。

【0047】

例えば、特許文献1に記載される従来構成のように、白色光の光路に対してレーザ光を合流させる構成では、図5に示したような単線ファイバ스코ープ200Bに対する光結合効率を高くするのが困難である。具体的には、単線光ファイバ254のコア径は50～300μm程度と微細であることからレーザ光を結合させるには光学部材の位置を精密に調整して実装しなければならぬ。

【0048】

しかし、従来構成では光出射部と単線ファイバ스코ープの位置に加えて反射板の角度の位置決めをする必要である。特に反射板の角度がずれた場合には、反射後の光軸は反射板の角度ずれの2倍分ずれてしまうことになり結合効率への影響が大きい。そのため、実質的には結合効率を向上させることが難しい。ひいては、単線ファイバ스코ープに対して光源装置の互換性を持たせようとしても光の利用効率に大きく制限を加えた設計とせざるを得ない。そのため、単線ファイバ스코ープの機能を十分発揮するには、専用の光源装置を用意する必要がある。

【 0 0 4 9 】

これに対して、本実施形態の構成では、レーザ光出射部 1 2 0 から内視鏡スコープの入射端までの光学系の光軸すなわちレーザ光の光路の中心軸が直線であり、それらの間に反射部材が存在しないため、レーザ光の調整が容易であり、精密な調整が必要となる単線ファイバスコープ 2 0 0 B への結合効率を向上させることが出来る。それに伴い、これまで難しかった、共通の接続口（スコープコネクタ 1 7 0 ）に対する単線ファイバスコープ 2 0 0 B とバンドルファイバスコープ 2 0 0 A の接続の互換性の確保も可能となる。一方で、LED 光の光路上には反射部材である光路合流部材 1 6 0 が存在するが、LED 光が必要となるバンドルファイバスコープの入射口径は 1 . 5 ~ 4 mm 程度と、単線ファイバと比較して大きいため、単線ファイバへの接続と比較して位置ずれの影響はごく小さく実質的に問題とならない。

10

【 0 0 5 0 】

なお、光路合流部材 1 6 0 の開口 1 6 4 は透明部材で構成されてもよく、その場合も、反射部材の調整よりは調整誤差を小さくすることが可能である。ただし、レーザ光の光路の中心軸に対して傾けられた平板状の透明部材を透過することにより、屈折率の違いから若干の光路ずれが発生する（光路がわずかにシフトされる）ため、開口としたほうがより効果的である。

【 0 0 5 1 】

また、従来構成は、LED 光の合流における損失に関しても課題がある。従来構成の場合、反射板が光路内に存在するため、その部分で光が蹴られ損失となる。これは、光結合効率の低下をもたらす。反射領域を小さくすることで光結合効率の低下を少なくすることは出来るが、反射板を小さくして細いレーザ光で反射させると、反射面上におけるレーザ光のエネルギー密度が非常に高くなってしまう。その結果、反射面に付着した異物が焼きつくなどの信頼性の問題が生じるため、反射領域はある程度の大きさを確保せざるを得ず、ある程度の光結合効率の低下は避けられない。

20

【 0 0 5 2 】

本実施形態の構成では、レーザ光は、光路合流部材 1 6 0 の開口 1 6 4 を通過するため、どんな部材上におけるエネルギー集中も発生しない。そのため、異物焼き付きの問題がないため、開口 1 6 4 の寸法を小さくすることが出来る。レーザ光は一般に低エタンデュであるため、ごく細い径まで集光出来ることから、開口 1 6 4 はごく小さくすることが可能である。仮に出射ファイバのコア径が 1 0 0 μ m、出射 NA が 0 . 2 で、レーザ用レンズ 1 5 2 により NA = 0 . 0 5 の収束光に変換される光学系を想定すると、(2) 式により開口 1 6 4 における光束径は 4 0 0 μ m となる。実装ずれ等を考慮しても、レーザ光の光路の中心軸に垂直な平面への投影において例えば 1 mm 程度の径の開口を用意することで、十分にレーザ光を通過させることが出来る。この場合、レーザ光の光路の中心軸に垂直な平面への投影における反射面 1 6 2 の径を仮に 2 0 mm とすると、開口 1 6 4 は反射面 1 6 2 に対して 0 . 2 5 % の面積比率の大きさであり、開口 1 6 4 による損失はごく小さく抑えることが出来る。開口 1 6 4 の面積は、光学系や実装の設計に従い自由度高く設定することが可能であり、例えば実装公差をさらに広げるために開口 1 6 4 を広げて、2 0 mm 径の反射面 1 6 2 に対して開口 1 6 4 の径を 4 mm まで広げると、面積比率は 4 % となり、この程度であれば実用上大きな問題にならない。開口 1 6 4 の寸法は、この例に限るものではなく、必要な効率のバランスを見て設計することが出来る。上記から、光路合流部材 1 6 0 における LED 光の損失を考慮しても、合流後の光路の中心軸の延長線上に低エタンデュのレーザ光源部 1 1 0 のレーザ光出射部 1 2 0 を同軸に配置することが有用である。

30

40

【 0 0 5 3 】

また、特許文献 1 にはまた、反射板を、レーザ光波長域成分の光を反射し、その他の白色光波長域成分の光を反射するダイクロイックミラーとする構成が開示されている。しかし、この構成では、レーザ光として可視光波長域成分の光を利用する場合には、白色光からレーザ光波長域の光が欠落することになり、白色光照明の色味が変化してしまう問題が

50

ある。

【 0 0 5 4 】

本実施形態では、このような白色光からの特定波長域の光の欠落は発生せず、照明の色に影響を与えない。この効果により、LED光の光特性に関しても効率を向上し、特定波長域の光の欠落を防止可能であり、任意の照明光特性を実現することが設計上容易となる。

【 0 0 5 5 】

また、本実施形態では、光路合流部材を自由に設計することが出来る。例えば図7に示すように、平面状の反射面162を有する光路合流部材160に代えて、凹面状の反射面162Aを有する光路合流部材160Aを配置することが出来る。この内視鏡光源装置100Aでは、凹面状の反射面162Aは、白色光の反射機能及び集光機能を有しているため、LED用レンズが省かれている。これは、装置の小型化に寄与することが出来る。この例に限らず、反射面の形状は自由に設計可能であり、レーザ光に影響を与えずに光路合流部材にLED光の集光、発散、強度分布制御、複数LED光の合流等の任意の光学的な機能を付与することが可能となり、光学系設計の自由度を向上させることが出来る。

【 0 0 5 6 】

これらの効果により、レーザ光の単線ファイバへの光結合効率を確保した上で、LED光の光学設計の容易性、自由度を向上させることが可能となる。したがって、単線ファイバスコープへの接続の互換性の実現を容易にし、かつ従来のバンドルファイバスコープに対しても光接続特性を向上させた内視鏡光源装置を提供することが出来る。

【 0 0 5 7 】

〔変形例〕

光結合効率向上のためには、内視鏡スコープの接続時にレーザ光出射部120から内視鏡スコープ内の導光部材までの光学系の光軸が直線であることが望ましいが、必ずしもそれに限定されるものではない。例えば、内視鏡光源装置100内のスコープ接続用レンズ156の光軸と内視鏡スコープの入射端の光軸の間にあえて傾きを与えて、内視鏡スコープの導光部材に角度をもたせてレーザ光を入射させることで、内視鏡スコープ先端からの出射配光を調整するような構成としてもよい。

【 0 0 5 8 】

レーザ光の光路の中心軸に対する光路合流部材160に向かうLED光の光路の中心軸の角度は、必ずしも90°である必要はなく、任意に変更されてもよく、それに応じてレーザ光の光路の中心軸に対する光路合流部材160の配置角度と開口164の形状および寸法が調整されるとよい。

【 0 0 5 9 】

光路合流部材160に入射するLED光は、平行光でなくてもよく、例えば、開口164を通過した後のレーザ光と同等の広がり角をもつ光としてもよい。この場合、レーザ光とLED光の内視鏡スコープ内での集光点の位置を揃えやすくなるため、内視鏡スコープの接続位置の設計が容易となる。

【 0 0 6 0 】

レーザ光源部110内のレーザ光源112はLDに限るものではない。また、LED光源部130は、LED光源に限るものではなく、例えば、LED光源を有する代わりに、キセノンランプなどのランプ光源を有していてもよい。

【 0 0 6 1 】

LED光源部130は、必ずしも白色LED光源を有している必要はなく、例えば図8に示されるように、後に合成されて白色光になる赤色光と緑色光と青色光をそれぞれ発する複数のLED光源132A, 132B, 132Cを有していてもよい。この内視鏡光源装置100Bでは、導光光学系150は、LED光源132A, 132B, 132Cから出射される発散光をそれぞれ略平行光に変換するコリメート手段であるLED用レンズ182A, 182B, 182Cと、LED用レンズ182A, 182B, 182Cからの光を合成するための反射透過素子184A, 184B, 184Cを有している。例えば、反

射透過素子 1 8 4 A は、赤色光を反射する機能を有し、反射透過素子 1 8 4 B は、赤色光を透過し、かつ、緑色光を反射する機能を有し、反射透過素子 1 8 4 C は、赤色光と緑色光を透過し、かつ、青色光を反射する機能を有している。LED 光源 1 3 2 A , 1 3 2 B , 1 3 2 C から発せられた赤色光と緑色光と青色光は、反射透過素子 1 8 4 A , 1 8 4 B , 1 8 4 C によって合成されて白色光になる。

【 0 0 6 2 】

[第二の実施形態]

[構成]

図 9 は、内視鏡光源装置の第二の実施形態を示している。図 9 において、図 1 に示した部材と同一の参照符号を付した部材は同様の部材であり、その詳しい説明は省略する。以下、相違部分に重点をおいて説明する。つまり、以下の説明で触れない部材等は、第一の実施形態と同様である。また図 1 0 は、図 9 のレーザ光出射部 1 2 0 と光路合流部材 1 6 0 の断面を示している。

10

【 0 0 6 3 】

本実施形態の内視鏡光源装置 1 0 0 C においては、図 9 に示すように、レーザ光出射部 1 2 0 は、光路合流部材 1 6 0 の開口 1 6 4 を貫通するように配置されている。レーザ光出射部 1 2 0 は、図 1 0 に示すように、光ファイバ 1 1 8 を固定する固定部材 1 2 2 と、光ファイバ 1 1 8 から出射されるレーザ光の広がり角を制御するためのレーザ用レンズ 1 2 4 を備えている。光ファイバ 1 1 8 の出射端 1 2 6 は、レーザ光の光路に沿って、光路合流部材 1 6 0 の開口 1 6 4 の近傍に配置されている。従って、レーザ光は、開口 1 6 4 の近傍の位置から出射される。

20

【 0 0 6 4 】

レーザ光は、光ファイバ 1 1 8 によって導光され、光ファイバ 1 1 8 の出射端 1 2 6 から拡散光として出射される。出射されたレーザ光は、レーザ用レンズ 1 2 4 により広がり角が調整された後、スコープ接続用レンズ 1 5 6 により集光され内視鏡スコープへと入射される。

【 0 0 6 5 】

LED 光に関しては第一の実施形態と同様に、光路合流部材 1 6 0 の開口 1 6 4 を除いた反射面 1 6 2 により反射されてレーザ光と同一の光路に合流することが出来る。

【 0 0 6 6 】

[効果]

本実施形態では、第一の実施形態よりも内視鏡スコープにより近い位置にレーザ光出射部 1 2 0 を配置することが可能となる。一般に、レーザ光出射部 1 2 0 と内視鏡スコープの距離が遠くなるほど機械的な位置ずれが発生しやすく、光軸角度がずれることによる、内視鏡スコープ側での光線位置ずれも大きくなる。そのため、本実施形態では、レーザ光の単線スコープへの光結合効率をより向上させることが出来る。

30

【 0 0 6 7 】

[変形例]

レーザ光出射部 1 2 0 は、必ずしも光路合流部材 1 6 0 と略同位置に配置されている必要はなく、例えば、光ファイバ 1 1 8 は、光路合流部材 1 6 0 の開口 1 6 4 を貫通して延び、レーザ光出射部 1 2 0 は、レーザ光の光路に沿って、光路合流部材 1 6 0 よりも内視鏡スコープに近い位置に配置されていてもよい。この場合、レーザ光は、光路合流部材 1 6 0 よりも内視鏡スコープに近い位置から出射される。

40

【 0 0 6 8 】

これまで、図面を参照しながら本発明の実施形態を述べたが、本発明は、これらの実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において様々な変形や変更が施されてもよい。ここにいう様々な変形や変更は、上述した実施形態を適当に組み合わせた実施も含む。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

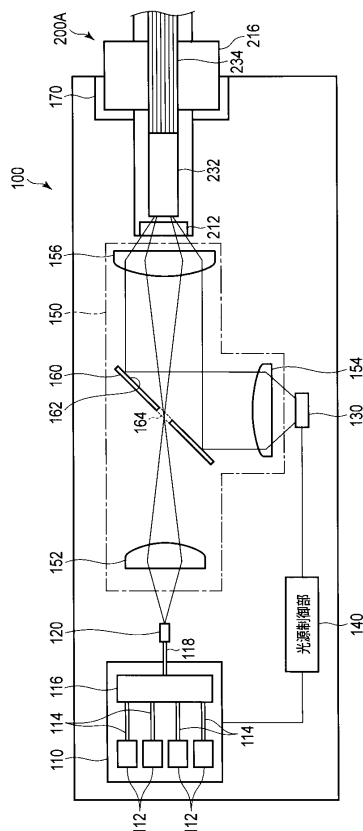
50

100, 100A, 100B, 100C...内視鏡光源装置、110...レーザ光源部、112...レーザ光源、114...光ファイバ、116...光コンパイナ、118...光ファイバ、120...レーザ光出射部、122...固定部材、124...レーザ用レンズ、126...出射端、130...LED光源部、132A, 132B, 132C...LED光源、140...光源制御部、150...導光光学系、152...レーザ用レンズ、154...LED用レンズ、156...スコープ接続用レンズ、160, 160A...光路合流部材、162, 162A...反射面、162a...輪郭、164...開口、170...スコープコネクタ、182A, 182B, 182C...LED用レンズ、184A, 184B, 184C...反射透過素子、200A...バンドルファイバスコープ、200B...単線ファイバスコープ、212...カバーガラス、214...光接続部、216...スコープコネクタ部、218...軟性部、232...ロッドレンズ、234...バンドルファイバ、236...光特性変換部材、252...ファイバ接続用レンズ、254...単線光ファイバ、256...光特性変換部材。

10

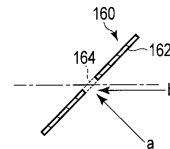
【図1】

図1



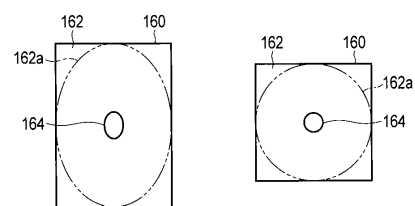
【図2】

図2



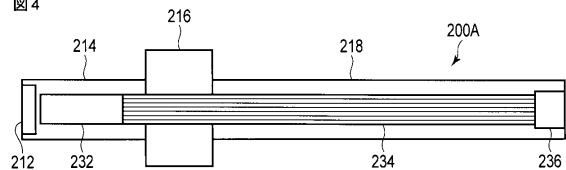
【図3】

図3



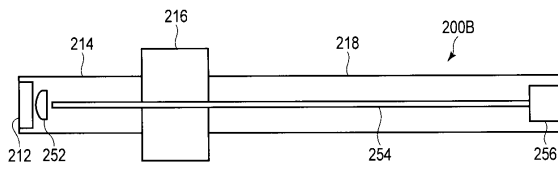
【図4】

図4



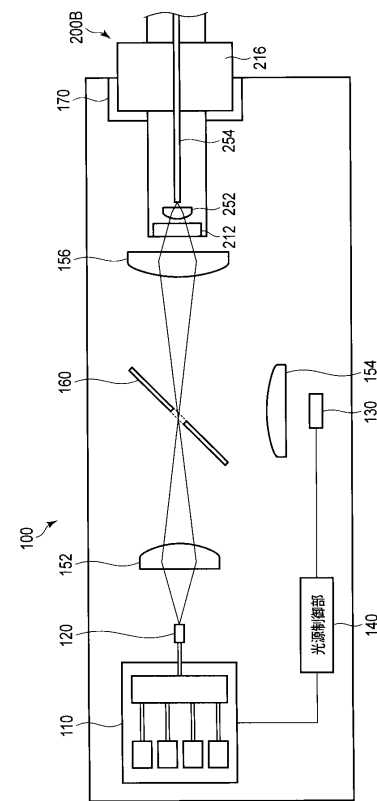
【図 5】

図 5



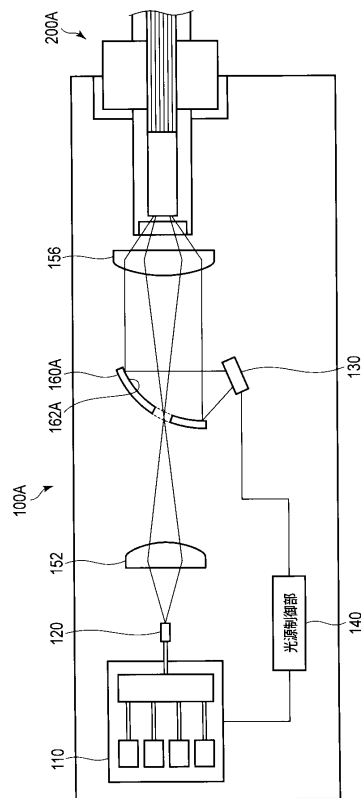
【図 6】

図 6



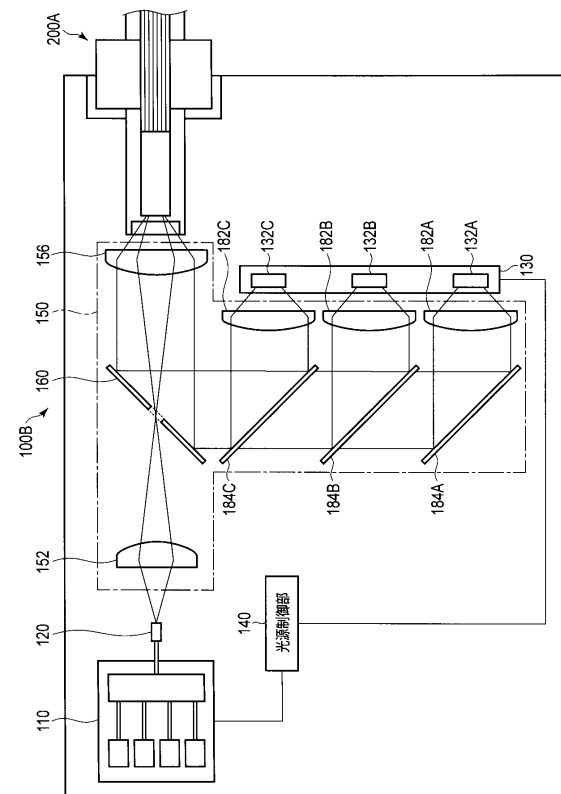
【図 7】

図 7



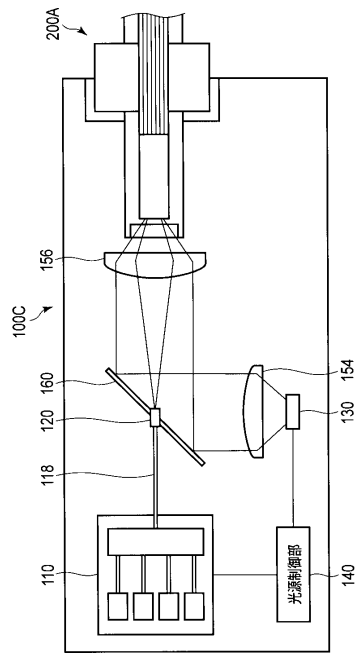
【図 8】

図 8



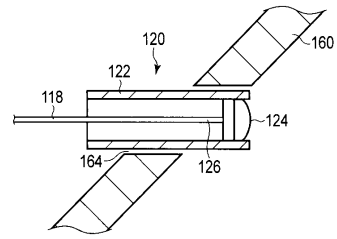
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



フロントページの続き

- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 田端 基希
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 伊藤 毅
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 大原 聡
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 0 1 3 5 6 0 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 3 9 2 1 5 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 9 7 3 1 1 (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

专利名称(译)	内视镜光源装置		
公开(公告)号	JP6314041B2	公开(公告)日	2018-04-18
申请号	JP2014124758	申请日	2014-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田端基希 伊藤毅 大原聪		
发明人	田端 基希 伊藤 毅 大原 聡		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/06 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/07.731 A61B1/00.513 G02B23/26.B A61B1/00.300.U A61B1/00.732 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA07 2H040/CA13 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP2016002302A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，该内窥镜光源装置基于高设计灵活性而改善了与内窥镜镜体的光学耦合效率。 本实用新型的内窥镜光源装置100包括用于发射激光的激光光源单元110，用于发射LED光的LED光源单元130，用于将激光的光路与LED光的光路结合的光路组合构件160该有。激光光源单元110的集光率小于LED光源单元130的集光率。光路汇合构件160具有用于反射LED光的反射面162，并且具有在反射面162的区域中激光透过的开口164。光路接头构件160，使得由所述反射面反射的162 LED光的光路的中心轴与穿过孔164的激光束的光路的中心轴线重合，反映LED灯。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6314041号 (P6314041)
(45) 発行日 平成30年4月18日 (2018. 4. 18)	(24) 登録日 平成30年3月30日 (2018. 3. 30)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/07 (2006.01) A 6 1 B 1/00 (2006.01) G 0 2 B 23/26 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/07 7 3 1 A 6 1 B 1/00 5 1 3 G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 9 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-124758 (P2014-124758) (22) 出願日 平成26年6月17日 (2014. 6. 17) (65) 公開番号 特開2016-2302 (P2016-2302A) (43) 公開日 平成28年1月12日 (2016. 1. 12) 審査請求日 平成29年5月30日 (2017. 5. 30)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊 (74) 代理人 100109830 弁理士 福原 淑弘 (74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久 (74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司 (74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹 (74) 代理人 100140176 弁理士 砂川 克	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置		