

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2016-2302
(P2016-2302A)

(43) 公開日 平成28年1月12日 (2016.1.12)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B	2 H 0 4 O	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 U	4 C 1 6 1	
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B		

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2014-124758 (P2014-124758)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年6月17日 (2014. 6. 17)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(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

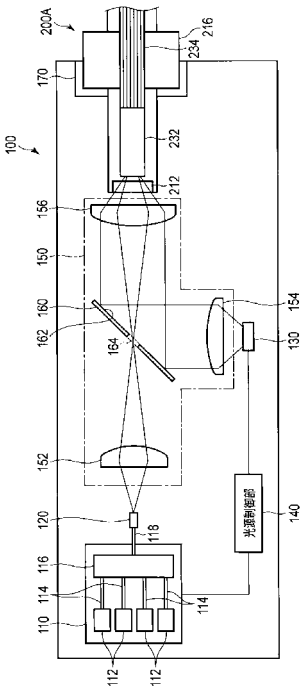
(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 内視鏡光源装置100は、レーザ光を出射するレーザ光源部110と、LED光を出射するLED光源部130と、レーザ光の光路とLED光の光路を合流させる光路合流部材160を有している。レーザ光源部110のエタンドュは、LED光源部130のエタンドュよりも小さい。光路合流部材160は、LED光を反射する反射面162を有し、反射面162の領域内にレーザ光を通過させる開口164を有している。光路合流部材160は、反射面162によって反射されたLED光の光路の中心軸が開口164を通過したレーザ光の光路の中心軸に一致するように、LED光を反射する。

【選択図】 図1

図 1



【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過し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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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出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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

【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스코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스코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스코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。

【0011】

本実施形態における内視鏡光源装置 100 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 110 と、第二の光源光を出射する第二の光源部としての LED 光源部 130 と、レーザ光源部 110 と LED 光源部 130 を制御する光源制御部 140 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 170 と、レーザ光源部 110 から出射される第一の光源光と LED 光源部 130 から出射される第二の光源光を、スコープコネクタ 170 に接続された内視鏡スコープに導くための導光光学系 150 を備えている。

【0012】

レーザ光源部 110 は、発光波長が異なる複数のレーザ光源 112 を備えている。複数のレーザ光源 112 は、例えば、発光波長がそれぞれ 405 nm、445 nm、515 nm であるレーザダイオード (LD) を含んでいる。レーザ光源部 110 はまた、複数のレーザ光源 112 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 114 と、複数の光ファイバ 114 によって導光されたレーザ光を合成する光コンバイナ 116 と、光コンバイナ 116 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 118 と、光ファイバ 118 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出射部 120 を備えている。

【0013】

このように構成されたレーザ光源部 110 では、それぞれのレーザ光源 112 は、光ファイバ 114 に光学的に接続されており、各光ファイバ 114 により導光されたレーザ光を光コンバイナ 116 により 1 本の光ファイバ 118 に合流させて、レーザ光出射部 120 へ導光する。レーザ光出射部 120 は、光コンバイナ 116 と光学的に接続された光ファイバ 118 と、光ファイバ 118 を保持する部材により構成され、光ファイバ 118 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 118 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。

【0014】

LED 光源部 130 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、LED 光源部 130 は、白色光を出射可能な LED 光源を有している。LED 光源部 130 は、空間中に LED 光を一定の広がり角をもつ

10

20

30

40

50

て出射させることが出来る。

【0015】

レーザ光源部110のエタンデュは、LED光源部130のエタンデュよりも小さい。

【0016】

レーザ光源部110とLED光源部130は光源制御部140によって制御される。光源制御部140は、レーザ光源部110の複数のレーザ光源112の点灯・消灯および出射光量を個別に制御可能となっている。光源制御部140はまた、LED光源部130の点灯・消灯および出射光量を制御可能となっている。

【0017】

スコープコネクタ170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170には、例えば、後述する図4に示されるバンドルファイバースコープ200Aや後述する図5に示される単線ファイバースコープ200Bが接続され得る。図1には、バンドルファイバースコープ200A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。

【0018】

導光光学系150は、レーザ光源部110から出射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152と、LED光源部130から出射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LED用レンズ154と、レーザ光源部110から出射されるレーザ光の光路とLED光源部130から出射されるLED光の光路を合流させる光路合流部材160と、光路合流部材160を過ぎたレーザ光および／またはLED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。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

10

20

30

40

50

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ドュー一定の法則（光学系内でエタンドューを 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、

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

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】

10

20

30

40

50

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 200 A）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 415 nm、515 nm 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。

10

【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 200 B）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 200 B 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 200 B は、バンドルファイバスコープ 200 A 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。これらの構成は、バンドルファイバスコープ 200 A と同じである。単線ファイバスコープ 200 B は、バンドルファイバスコープ 200 A に対して内部の光学系が異なっている。単線ファイバスコープ 200 B 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。

20

【0043】

単線ファイバスコープ 200 B は、バンドルファイバスコープ 200 A 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、単線ファイバスコープ 200 B 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。

30

【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、445 nm 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、415 nm 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。

40

【0045】

このタイプの内視鏡装置（内視鏡光源装置 100 と単線ファイバスコープ 200 B）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

50

るため、内視鏡光源装置 100 から単線ファイバスコープ 200 B 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スコープ 200 B 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 ~ 300 μm 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。

10

【0048】

しかし、従来構成では光出射部と単線ファイバスコ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、単線ファイバスコ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、単線ファイバスコ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。

20

【0049】

これに対して、本実施形態の構成では、レーザ光出射部 120 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 200 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 170）に対する単線ファイバスコープ 200 B とバンドルファイバスコープ 200 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 160 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。

30

【0050】

なお、光路合流部材 160 の開口 164 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。

【0051】

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ふ。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。

40

【0052】

本実施形態の構成では、レーザ光は、光路合流部材 160 の開口 164 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 164 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ドュであるため、ごく細い径まで集光出来ることから、開口 164 はごく小さくすることが可

50

能である。仮に出射ファイバのコア径が $100\text{ }\mu\text{m}$ 、出射NAが0.2で、レーザ用レンズ152により $\text{NA}=0.05$ 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164における光束径は $400\text{ }\mu\text{m}$ 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 1mm 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162の径を仮に 20mm とすると、開口164は反射面162に対して0.25%の面積比率の大きさであり、開口164による損失はごく小さく抑えることが出来る。開口164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164を広げて、 20mm 径の反射面162に対して開口164の径を 4mm 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164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160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ドのレーザ光源部110のレーザ光出射部120を同軸に配置することが有用である。

【0053】

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ある。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

〔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。

【0058】

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

10

20

30

40

50

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ー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。

【0059】

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ー光と同等の広がり角をもつ光としてもよい。この場合、レーザー光と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。

【0060】

レーザー光源部110内のレーザー光源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。

【0061】

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184Aは、赤色光を反射する機能を有し、反射透過素子184B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184C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132A、132B、132C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184A、184B、184Cによって合成されて白色光になる。

【0062】

〔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10は、図9のレーザー光出射部120と光路合流部材160の断面を示している。

【0063】

本実施形態の内視鏡光源装置100Cにおいては、図9に示すように、レーザー光出射部120は、光路合流部材160の開口164を貫通するように配置されている。レーザー光出射部120は、図10に示すように、光ファイバ118を固定する固定部材122と、光ファイバ118から出射されるレーザー光の広がり角を制御するためのレーザー用レンズ124を備えている。光ファイバ118の出射端126は、レーザー光の光路に沿って、光路合流部材160の開口164の近傍に配置されている。従って、レーザー光は、開口164の近傍の位置から出射される。

【0064】

レーザー光は、光ファイバ118によって導光され、光ファイバ118の出射端126から拡散光として出射される。出射されたレーザー光は、レーザー用レンズ124により広がり角が調整された後、スコープ接続用レンズ156により集光され内視鏡スコープへと入射される。

【0065】

LED光に関しては第一の実施形態と同様に、光路合流部材160の開口164を除いた反射面162により反射されてレーザー光と同一の光路に合流することが出来る。

【0066】

〔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120を配置することが可能となる。一般に、レーザ光出射部120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。

【0067】

〔変形例〕

レーザ光出射部120は、必ずしも光路合流部材160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118は、光路合流部材160の開口164を貫通して延び、レーザ光出射部120は、レーザ光の光路に沿って、光路合流部材160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160よりも内視鏡スコープに近い位置から出射される。

【0068】

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】

【0069】

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…光コンバイナ、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。

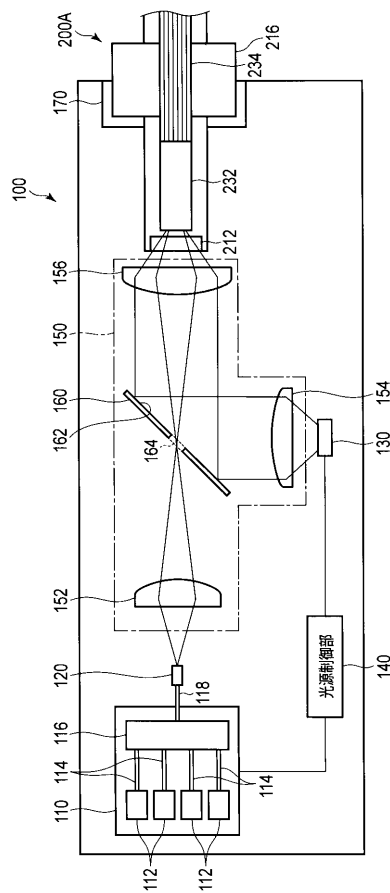
10

20

30

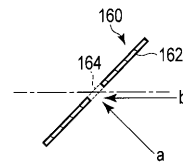
【図 1】

図 1



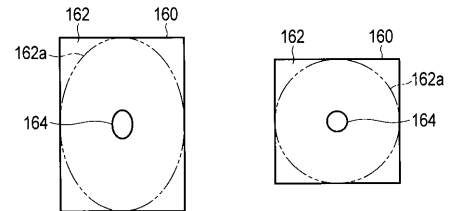
【図 2】

図 2



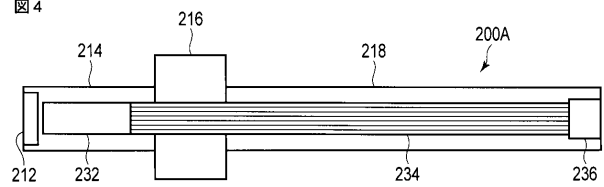
【図 3】

図 3



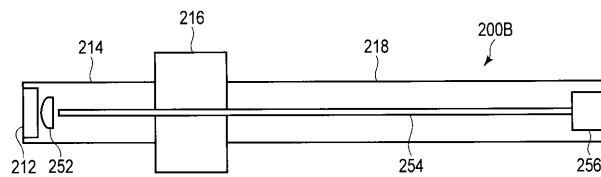
【図 4】

図 4



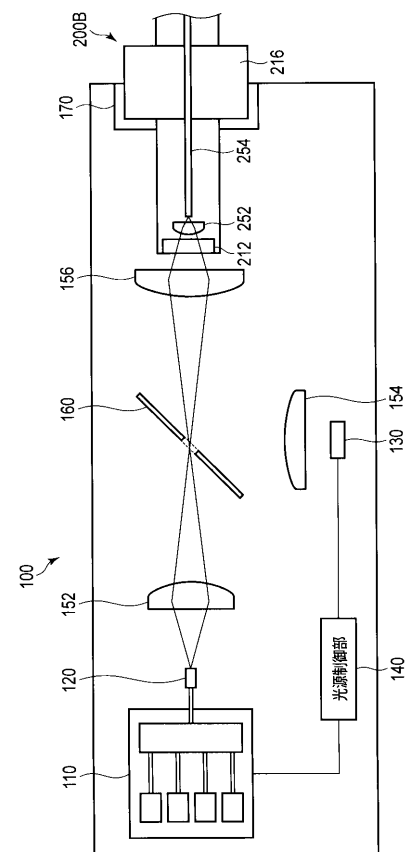
【図 5】

図 5



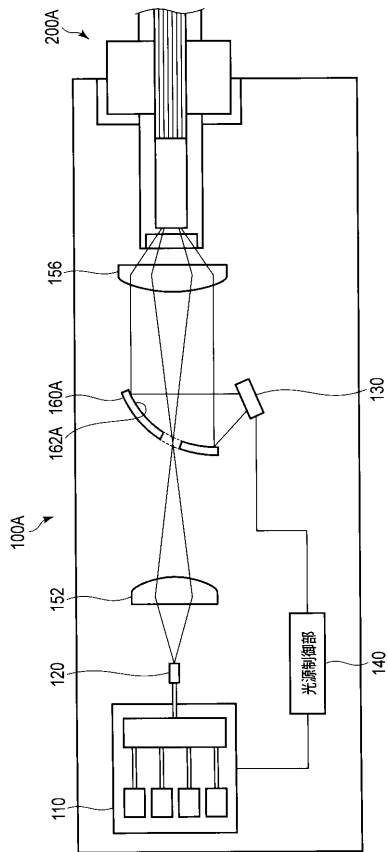
【図 6】

図 6



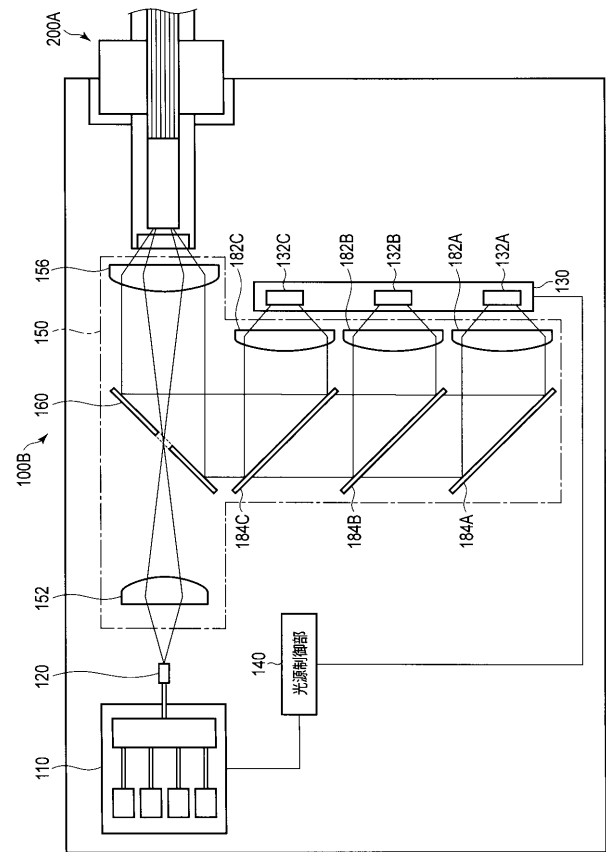
【図 7】

図 7



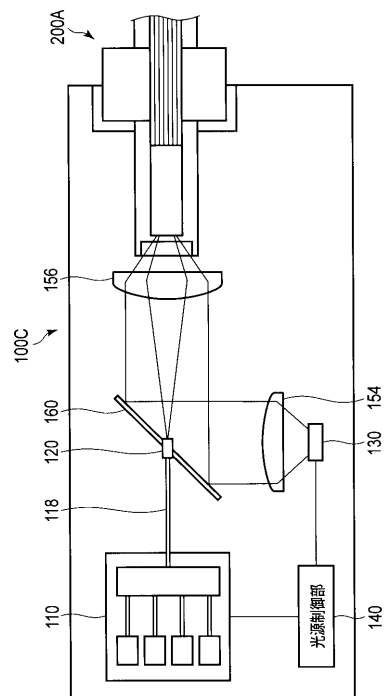
【図 8】

図 8



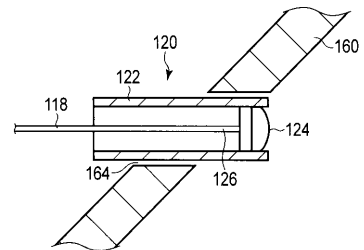
【図 9】

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npas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npas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npas株式会社内
- Fターム(参考) 2H040 CA02 CA07 CA13
4C161 GG01 JJ06 NN01 QQ01 QQ02 QQ07

专利名称(译)	内视镜光源装置		
公开(公告)号	JP2016002302A	公开(公告)日	2016-01-12
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		
[标]发明人	田端基希 伊藤毅 大原聡		
发明人	田端 基希 伊藤 毅 大原 聡		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/06 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.U G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.732 A61B1/06.510 A61B1/07.731 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	JP6314041B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，该内窥镜光源装置在设计上具有高度的自由度，从而提高了与内窥镜镜体的光耦合效率。内窥镜光源装置（100）包括：发出激光的激光光源单元（110）；发出LED光的LED光源单元（130）；以及将激光的光路与LED的光路接合的光路接合部件（160）。有激光光源单元110的集光率小于LED光源单元130的集光率。光路结合构件160具有反射LED光的反射表面162，并且在反射表面162的区域中具有允许激光穿过的开口164。光路结合构件160反射LED光，使得被反射面162反射的LED光的光路的中心轴与穿过开口164的激光的光路的中心轴一致。[选型图]图1

(21) 出願番号	特願2014-124758 (P2014-124758)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成26年6月17日 (2014. 6. 17)	(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