

(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2009-72213

(P2009-72213A)

(43) 公開日 平成21年4月9日(2009.4.9)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	B	2H040	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/06	A	4C061	
G02B	23/26	(2006.01)	A61B	1/00	300D	5C054	
HO4N	7/18	(2006.01)	G02B	23/26	B		
			HO4N	7/18	M		

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-241240 (P2007-241240)
 (22) 出願日 平成19年9月18日 (2007.9.18)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

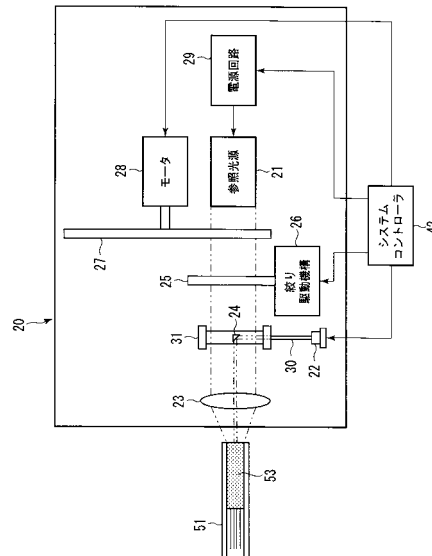
(54) 【発明の名称】 内視鏡光源ユニットおよび内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】簡易な構成で単一の入射端に入射する2種類の光における一部の帯域の光量の減衰を抑制する。

【解決手段】内視鏡光源ユニット20は参照光源21、励起光源22、ミラー24を有する。参照光源21はライトガイド51の入射端に入射するように白色光を出射する。励起光源22は励起光を出射する。白色光の光路上にミラー24を配置する。白色光の照射範囲の一部と重なる大きさのミラー24が用いられる。ミラー24は励起光源22が出射した励起光をライトガイド51の入射端に向かって反射する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡により観察される被写体に照射する第 1 の光、および前記第 1 の光と帯域の異なる第 2 の光を前記内視鏡のライトガイドに供給する内視鏡光源ユニットであって、
前記第 1、第 2 の光をそれぞれ出射する第 1、第 2 の光源と、
前記第 1 の光源から前記ライトガイドの入射端までの光路上において前記第 1 の光の照射範囲の一部の領域に重なるように配置され、前記第 2 の光を前記入射端に伝達する光伝達部材とを備える
ことを特徴とする内視鏡光源ユニット。

10

【請求項 2】

前記光伝達部材は、入射する前記第 2 の光を前記入射端に向けて反射することにより光を伝達するミラーであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡光源ユニット。

【請求項 3】

前記光伝達部材は、入射する前記第 2 の光を前記第 1 の光路に沿って前記入射端に向けて出射する光ファイバであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡光源ユニット。

【請求項 4】

前記第 1 の光源と前記光伝達部材との間に、前記入射端に入射する第 1 の光の光量を調整するための絞りを備えることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源ユニット。

20

【請求項 5】

第 1 の光および前記第 1 の光とは帯域の異なる第 2 の光を入射端から出射端まで伝達するライトガイドを有する内視鏡と、
前記第 1、第 2 の光をそれぞれ出射する第 1、第 2 の光源と、
前記第 1 の光源から前記ライトガイドの入射端までの光路上において前記第 1 の光の照射範囲の一部の領域に重なるように配置され、前記第 2 の光源から出射した前記第 2 の光を前記入射端に伝達する光伝達部材とを備える
ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

前記ライトガイドの入射端に入射する第 1、第 2 の光を拡散させる拡散部材を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、例えば自家蛍光内視鏡に用いる内視鏡光源ユニットのように、複数の種類の光源から出射するそれぞれの光を単一のライトガイドに供給する内視鏡光源ユニットに関する。

【背景技術】**【0002】**

自家蛍光内視鏡に用いる内視鏡光源ユニットには、白色光を出射する参照光源と生体組織に蛍光を発生させる励起光を出射する励起光源とが設けられ、白色光および励起光は単一のライトガイドに供給される（特許文献 1、特許文献 2 参照）。

40

【0003】

通常、参照光源からライトガイドに向かって光を出射するようにライトガイドの入射端に対する参照光源の位置が決められる。また、参照光源からライトガイドの入射端までの間の光路上にダイクロイックミラーを設け、励起光源から出射する励起光をライトガイドの入射端に向かって反射させる。

【0004】

例えば、青色などの可視光領域の光が励起光として用いられることがある。このような場合に、励起光を反射するダイクロイックミラーを用いることにより白色光に含まれる青色成分がダイクロイックミラーに反射されてしまうため、出射した可視光領域すべての光

50

を被写体に照射させることが難しかった。

【0005】

そこで、ダイクロミックミラーを白色光の光路への挿入と離脱とを切替可能とするミラー移動機構が設けられ、白色光による観察を行う時にはミラーが白色光の光路から離脱され、自家蛍光の観察を行う時にはミラーが白色光の光路に挿入される。このようにミラーを移動させることにより出射した可視光領域のすべての光を被写体に照射することが可能になる。

【0006】

しかし、このようなミラー移動機構を搭載することは内視鏡光源ユニットの構成の複雑化、大型化、高コスト化を招いていた。さらに、白色光を照射するときの参照光画像と励起光を照射するときの自家蛍光画像を同時にモニタに表示させる場合には、ミラーの移動を高速化させる必要があり、制御の複雑化、更なる高コスト化を招いていた。

【特許文献1】特開2005-342033号公報

【特許文献2】特開2005-342034号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、本発明では、一方の光源から出射する光の一部を減衰させること無く、簡易な構成により複数の光源から出射する光を単一のライトガイドの入射端に供給可能な内視鏡光源ユニットの提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡光源ユニットは、内視鏡により観察される被写体に照射する第1の光、および第1の光と帯域の異なる第2の光を内視鏡のライトガイドに供給する内視鏡光源ユニットであって、第1、第2の光をそれぞれ出射する第1、第2の光源と、第1の光源からライトガイドの入射端までの光路上において第1の光の照射範囲の一部の領域に重なるように配置され第2の光を入射端に伝達する光伝達部材とを備えることを特徴としている。

【0009】

なお、光伝達部材は、入射する第2の光を入射端に向けて反射することにより光を伝達するミラーであることが好ましい。あるいは、光伝達部材は、入射する第2の光を第1の光路に沿って入射端に向けて出射する光ファイバであることが好ましい。

【0010】

また、第1の光源と光伝達部材との間に、入射端に入射する第1の光の光量を調整するための絞りを備えることが好ましい。

【0011】

本発明の内視鏡システムは、第1の光および第1の光とは帯域の異なる第2の光を入射端から出射端まで伝達するライトガイドを有する内視鏡と、第1、第2の光をそれぞれ出射する第1、第2の光源と、第1の光源からライトガイドの入射端までの光路上において第1の光の照射範囲の一部の領域に重なるように配置され第2の光源から出射した第2の光を入射端に伝達する光伝達部材とを備えることを特徴としている。

【0012】

なお、ライトガイドの入射端に入射する第1、第2の光を拡散させる拡散部材を備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、一方の光源から出射する光の一部の帯域を減衰させること無く、簡易な構成により複数の光源から出射する光を単一のライトガイドなどの入射端に供給することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態を適用した内視鏡光源ユニットを有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【 0 0 1 5 】

内視鏡システム 1 0 は、内視鏡プロセッサ 4 0、電子内視鏡 5 0、およびモニタ 6 0 によって構成される。内視鏡プロセッサ 4 0 は、電子内視鏡 5 0、及びモニタ 6 0 に接続される。

【 0 0 1 6 】

内視鏡プロセッサ 4 0 から被写体に照射するための白色光または励起光が電子内視鏡 5 0 に供給される。白色光または励起光を照射された被写体が電子内視鏡 5 0 により撮影される。電子内視鏡 5 0 の撮影により生成する画像信号が内視鏡プロセッサ 4 0 に送られる。

10

【 0 0 1 7 】

内視鏡プロセッサ 4 0 では、電子内視鏡 5 0 から得られた画像信号に対して所定の信号処理が施される。所定の信号処理を施した画像信号はビデオ信号としてモニタ 6 0 に送られ、送られたビデオ信号に相当する画像がモニタ 6 0 に表示される。

【 0 0 1 8 】

図 2 に示すように、内視鏡プロセッサ 4 0 には光源ユニット（内視鏡光源ユニット）2 0、映像信号処理回路 4 1、及びシステムコントローラ 4 2 等が設けられる。後述するように、光源ユニット 2 0 は被写体に照射する白色光（第 1 の光）または励起光（第 2 の光）を発光する。また、後述するように、映像信号処理回路 4 1 では画像信号に対して所定の信号処理が施される。システムコントローラ 4 2 により内視鏡プロセッサ 4 0 全体の動作が制御される。

20

【 0 0 1 9 】

内視鏡プロセッサ 4 0 と電子内視鏡 5 0 とを接続すると、光源ユニット 2 0 と電子内視鏡 5 0 に設けられるライトガイド 5 1 とが光学的に接続される。また、内視鏡プロセッサ 4 0 と電子内視鏡 5 0 とを接続すると、映像信号処理回路 4 1 と電子内視鏡 5 0 に設けられる撮像素子 5 2 とが電氣的に接続される。

【 0 0 2 0 】

図 3 に示すように、光源ユニット 2 0 は、参照光源（第 1 の光源）2 1、励起光源（第 2 の光源）2 2、集光レンズ 2 3、ミラー（光伝達部材）2 4、絞り 2 5、絞り駆動機構 2 6、ロータリーシャッタ 2 7、シャッタ駆動モータ 2 8、および電源回路 2 9 によって構成される。

30

【 0 0 2 1 】

参照光源 2 1 は例えばキセノンランプやハロゲンランプであり、参照光源 2 1 から白色光が出射される。後述のように、ミラー 2 4 により照射範囲の一部の白色光が遮光されることにより、ライトガイド 5 1 に供給される白色光の光量が低下するので、出射光量の大きな参照光源 2 1 が用いられる。参照光源 2 1 から照射される白色光をライトガイド 5 1 の入射端に導くための光路中にロータリーシャッタ 2 7、絞り 2 5、ミラー 2 4、および集光レンズ 2 3 が設けられる。

40

【 0 0 2 2 】

ロータリーシャッタ 2 7 は円板上に開口部と遮光部とが設けられる。被写体に白色光を照射するときには、光路上に開口部が挿入される。一方、被写体への白色光の照射を停止するときには、光路上に遮光部が挿入され、白色光が遮光される。なお、ロータリーシャッタ 2 7 は、シャッタ駆動モータ 2 8 により駆動される。また、シャッタ駆動モータ 2 8 によるロータリーシャッタ 2 7 の駆動は、システムコントローラ 4 2 により制御される。

【 0 0 2 3 】

絞り 2 5 により、ライトガイド 5 1 の入射端に入射する白色光の光量が制御される。なお、絞り 2 5 は絞り駆動機構 2 6 により駆動される。絞り駆動機構 2 6 による絞り 2 5 の

50

駆動は、システムコントローラ 42 により制御される。システムコントローラ 42 は、撮像素子 52 における受光量に基づいて、絞り 25 の駆動を制御する。

【0024】

ミラー 24 によって、励起光源 22 から出射する励起光がライトガイド 51 の入射端に反射される。なお、励起光は、生体組織に照射することにより蛍光を発光させる帯域の光、例えば青色の一部の帯域の光成分である。励起光源 22 から出射した励起光は、光ファイバ 30 によりミラー 24 に伝達される。光ファイバ 30 から出射する励起光がライトガイド 51 に向かって反射される。なお、ミラー 24 は可視光領域の光および励起光源 22 から出射する励起光を反射する。

【0025】

また、図 4、図 5 に示すように、ミラー 24 は、白色光の光路上において白色光の照射範囲 IA より小さくなるように、またライトガイド 51 および後述するロッドレンズ 53 の径よりも小さくなるように形成される。したがって、ミラー 24 は白色光の光路上において白色光の照射範囲 IA の一部の領域と重なる。

【0026】

ミラー 24 は、前述の光路上に固定具 31 により固定される（図 3 参照）。固定具 30 は石英により形成される。石英を用いて固定具 31 を形成することにより、特定の帯域の光を減衰させること無く透過させることが可能である。また、石英は耐熱性を有するので、白色光の照射によって固定具が発熱しても固定具 31 は変形すること無く、ミラー 24 の反射方向が一定に保たれる。

【0027】

集光レンズ 23 により、参照光源 21 から出射される白色光、またはミラー 24 により反射される励起光が集光され、ライトガイド 51 の入射端に入射される。

【0028】

参照光源 21 には、電源回路 29 によって電力が供給される。電源回路 29 からの参照光源 21 への電力の供給の ON / OFF は、システムコントローラ 42 により制御される。また、励起光源 22 の発光と消灯とは、システムコントローラ 42 により制御される。

【0029】

ライトガイド 51 の入射端には、ロッドレンズ 53 が設けられる。集光レンズ 23 により集光された白色光または励起光は、ロッドレンズ 53 を透過してライトガイド 51 の入射端に入射される。

【0030】

ロッドレンズ 53 を透過することにより、ロッドレンズ 53 に入射する白色光または励起光は拡散され、ライトガイド 51 に入射する。ライトガイド 51 は光ファイババンドルであり、ロッドレンズ 53 によって光が拡散されるので、バンドルを構成する各光ファイバに均等に白色光または励起光が入射する。

【0031】

次に電子内視鏡 50 の構成について詳細に説明する（図 2 参照）。電子内視鏡 50 には、ライトガイド 51、撮像素子 52、配光レンズ 54、対物レンズ 55、および励起光カットフィルタ 56 などが設けられる。ライトガイド 51 は、内視鏡プロセッサ 40 との接続部分から電子内視鏡 50 の挿入管 57 の先端まで延設される。

【0032】

前述のように光源ユニット 20 から出射される白色光または励起光がライトガイド 51 の入射端に入射される。入射端に入射された光は、出射端まで伝達される。ライトガイド 51 の出射端から出射する光が、配光レンズ 54 を介して挿入管 57 先端付近に照射される。

【0033】

撮像素子 52 は、白色光が連続して照射される間、或いは励起光が連続して照射される間に少なくとも 1 フィールドずつの被写体像を撮像するように、撮像素子駆動回路 43 によって駆動される。なお、撮像素子駆動回路 43 による撮像素子 52 の駆動は、システム

10

20

30

40

50

コントローラ 4 2 によって制御される。

【 0 0 3 4 】

白色光が照射されたときの被写体の反射光による光学像または励起光が照射されたときの被写体の蛍光による光学像が、対物レンズ 5 5 によって撮像素子の受光面に結像させられる。

【 0 0 3 5 】

なお、励起光照射時は、励起光カットフィルタ 5 6 により対物レンズ 5 5 を介して入射した光から被写体で反射された励起光成分が除去される。励起光成分が除去されることにより、被写体である生体組織が発する蛍光成分のみが、撮像素子 5 2 により撮像される。

【 0 0 3 6 】

撮像動作の実行により、撮像素子 5 2 は画像信号を生成する。したがって、白色光が照射されたときには、被写体の反射光による光学像に相当する白色光画像信号が生成される。また、励起光が照射されたときには、生体組織の蛍光による光学像に相当する蛍光画像信号が生成される。白色光画像信号および蛍光画像信号は映像信号処理回路 4 1 に送られる。

【 0 0 3 7 】

白色光画像信号および蛍光画像信号には、映像信号処理回路 4 1 において A / D 変換、ゲインコントロール、色補間処理、クランプ、ブランキング処理、および D / A 変換などの所定の信号処理が施される。アナログ信号に変換された画像信号は、モニタ 6 0 に送られる。送られた画像信号に相当する画像がモニタ 6 0 に表示される。

【 0 0 3 8 】

なお、光源ユニット 2 0 の動作、および映像信号処理回路 4 1 による信号処理との設定に応じて、白色光を照射した時の白色光画像、励起光を照射した時の蛍光画像、および白色光画像と蛍光画像との 2 画像を、モニタ 6 0 に表示することが可能である。

【 0 0 3 9 】

白色光画像を表示するときには、参照光源 2 1 に白色光を発光させ、ロータリーシャッタ 2 7 の開口部を白色光の光路上に挿入し、励起光源 2 2 を消灯させることにより、連続的に白色光を被写体に照射する。また、生成した白色光画像信号に応じた信号処理が施され、モニタ 6 0 に単一の白色光画像が表示される。

【 0 0 4 0 】

蛍光画像を表示するときには、ロータリーシャッタ 2 7 の遮光部を光路上に挿入し、励起光源 2 2 に励起光を発光させることにより、連続的に励起光を被写体に照射する。また、生成した蛍光画像信号に応じた信号処理が施され、モニタ 6 0 には単一の蛍光画像が表示される。

【 0 0 4 1 】

白色光画像と蛍光画像を同時に 2 画像表示するときには、フィールドの切替わり毎に前述の白色光と励起光との照射が切替えられる。また、生成した白色光画像信号に対しては白色光画像信号に応じた信号処理が施される。モニタ 6 0 上に割当てられる白色光画像表示領域に白色光画像信号に基づいた白色光画像が表示される。また、生成した蛍光画像信号に対しては蛍光画像信号に応じた信号処理が施される。モニタ 6 0 上に割当てられる蛍光画像表示領域に蛍光画像信号に基づいた蛍光画像が表示される。

【 0 0 4 2 】

以上のように、第 1 の実施形態の内視鏡光源ユニット 2 0 によれば、可視光領域の一部の帯域の光のみを減衰させること無く、また簡易な構成で白色光および励起光を単一のライトガイドの入射端に供給可能である。このような効果について、以下に詳細に説明する。

【 0 0 4 3 】

図 6 に示すように、従来の蛍光内視鏡に用いる内視鏡光源ユニット 2 0 ' では、励起光成分のみを反射するダイクロイックミラー 3 2 ' が用いられていた。また、用いられるダイクロイックミラー 3 2 ' は、参照光源 2 1 から出射する白色光の全照射範囲を覆う大き

10

20

30

40

50

さであった。

【0044】

簡易な構成とするためにダイクロミックミラー32'を光路上に固定した場合には、参照光源21から出射した白色光の光成分の中の励起光成分と同じ帯域の光成分が反射される。したがって、ライトガイド51の入射端に入射する白色光成分の中の一部の光成分が減衰することになる(図7参照)。一部の光成分が減衰することにより、白色光画像の色調を所望の色調とすることが出来なかった。

【0045】

一方、本実施形態では、参照光源21から出射した白色光の照射範囲の一部にのみ重なるミラー24を用いるため、白色光成分の中の一部の光成分のみが減衰することが無い。また、白色光の全照射範囲と重ならないので、十分な光量の白色光をライトガイド51に供給することが可能である。

【0046】

また、ミラー移動機構を設ける必要が無いので、構成および制御が簡易となり、製造コストの低減化させることが可能である。

【0047】

次に、本発明の第2の実施形態を適用した内視鏡光源ユニットについて説明する。第2の実施形態は、励起光源から出射された励起光をライトガイドの入射端に導く構成が第1の実施形態と異なっている。以下、第1の実施形態と異なる部位を中心に説明する。なお、同じ機能を有する部位には、同じ符号を付す。

【0048】

図8に示すように、光源ユニット200は、参照光源(第1の光源)21、励起光源(第2の光源)22、集光レンズ23、レーザファイバ(光伝達部材)240、絞り25、絞り駆動機構26、ロータリーシャッタ27、シャッタ駆動モータ28、および電源回路29によって構成される。

【0049】

レーザファイバ240以外の部材および各部材の配置などは、第1の実施形態と同じである。レーザファイバ240の入射端は、励起光源22に光学的に接続される。レーザファイバ240の出射端は、参照光源21から出射される白色光の光路上においてライトガイド51の入射端に励起光を照射するように、固定される。

【0050】

なお、図9に示すように、参照光源21から出射される白色光の照射範囲とレーザファイバ240とが重なる領域が白色光の照射範囲に比べて小さくなるレーザファイバ240が用いられる。したがって、レーザファイバ240は白色光の光路上において白色光の照射範囲の一部の領域とのみ重なる。

【0051】

第1の実施形態と同様に、レーザファイバ240の出射端は前述の光路上に固定具31により固定される。固定具31は石英により形成される。

【0052】

以上のような構成の第2の実施形態の内視鏡光源ユニット200によっても、可視光領域の一部の帯域の光のみを減衰させること無く、また簡易な構成で白色光及び励起光を単一のライトガイドの入射端に供給可能である。特に、第1の実施形態と異なり、ミラー24が用いられず、通常レーザファイバ240と一体化されている励起光源22が固定具31に取付けられる。したがって、第1の実施形態より、製造および調整が更に容易となる。

【0053】

なお、第1、第2の実施形態において、参照光源21および励起光源22からそれぞれ白色光および励起光が出射される構成であるが、互いに帯域の異なる光を出射する光源であればどのような光源であってもよい。

【0054】

10

20

30

40

50

また、第 1 の実施形態においてはミラー 2 4、第 2 の実施形態においてはレーザファイバ 2 4 0 により励起光をライトガイド 5 1 の入射端に伝達する構成であるが、白色光の照射範囲の一部の領域のみと重なり、励起光をライトガイド 5 1 の入射端に伝達するいかなる部材を用いてもよい。

【 0 0 5 5 】

また、第 1、第 2 の実施形態において、絞り 2 5 により光量を調整する構成であるが、絞り 2 5 を設けなくてもよい。前述のように、予め出射光量の大きな参照光源を用いるため、その光量を絞り 2 5 により調整しているが、絞り 2 5 による調整が無くても特定の帯域の光成分のみを減衰させること無く白色光をライトガイド 5 1 の入射端に供給可能である。

10

【 0 0 5 6 】

また、第 1、第 2 の実施形態において、ライトガイド 5 1 の入射端にロッドレンズ 5 3 を設ける構成であるが、ロッドレンズ 5 3 を設けなくてもよい。ロッドレンズ 5 3 が無くても、特定の帯域の光成分のみを減衰させること無く白色光をライトガイド 5 1 の入射端に供給可能である。

【 0 0 5 7 】

従来の内視鏡光源ユニット 2 0 ' と異なり、ミラー 2 4 またはレーザファイバ 2 4 0 から出射する励起光の光線の太さは、白色光の光線の太さに比べて細い。それゆえ、ロッドレンズ 5 3 により励起光を拡散させなければライトガイド 5 1 を構成する複数の光ファイバの一部にしか励起光が入射しない。それゆえ、ロッドレンズ 5 3 が無ければ、挿入管 5 7 の先端付近において十分な広さに励起光を照射することが出来ない可能性が高ある。それゆえ、ロッドレンズ 5 3 を設けることが好ましい。

20

【 0 0 5 8 】

また、第 1 の実施形態において、ミラー 2 4 は可視光領域の全範囲の光を反射する構成であるが、一部の帯域の光のみを反射させるダイクロイックミラーであってもよい。白色光の照射範囲に比べてミラー 2 4 は小さいので、白色光の照射範囲の一部においてのみ当該帯域の光の減衰が生じる。すなわち、全照射範囲における特定帯域の光の減衰量を従来に比べて低く抑えることが可能である。

【 0 0 5 9 】

また、第 1 の実施形態において、白色光の照射範囲より小さなミラー 2 4 が用いられる構成であるが、傾斜させることにより白色光の照射範囲の一部とのみ重なるように配置すれば照射範囲より大きなミラーを用いてもよい。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 0 】

【 図 1 】本発明の第 1、第 2 の実施形態を適用した内視鏡光源ユニットを有する内視鏡システム外觀図である。

【 図 2 】第 1 の実施形態を適用した内視鏡光源ユニットを有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【 図 3 】第 1 の実施形態の内視鏡光源ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

40

【 図 4 】図 3 におけるミラーおよび固定具の拡大図である。

【 図 5 】白色光の光路方向から見たミラーおよび固定具の拡大図である。

【 図 6 】従来の内視鏡光源ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【 図 7 】従来の内視鏡光源ユニットにおいてダイクロイックミラーを透過した後の白色光の分光スペクトルを示す。

【 図 8 】第 2 の実施形態の内視鏡光源ユニットの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【 図 9 】図 8 におけるミラーおよび固定具の拡大図である。

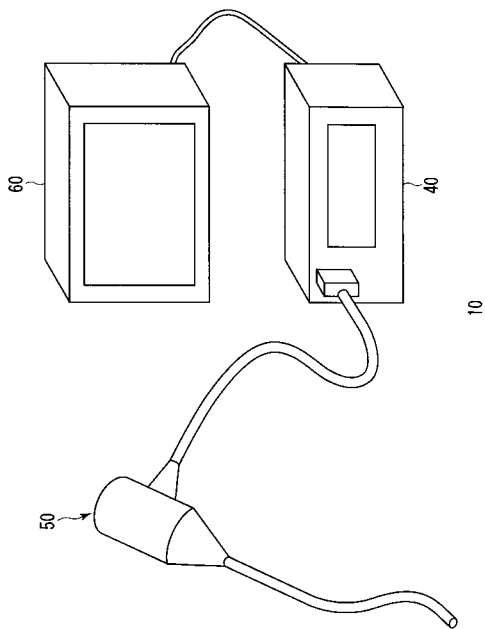
【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

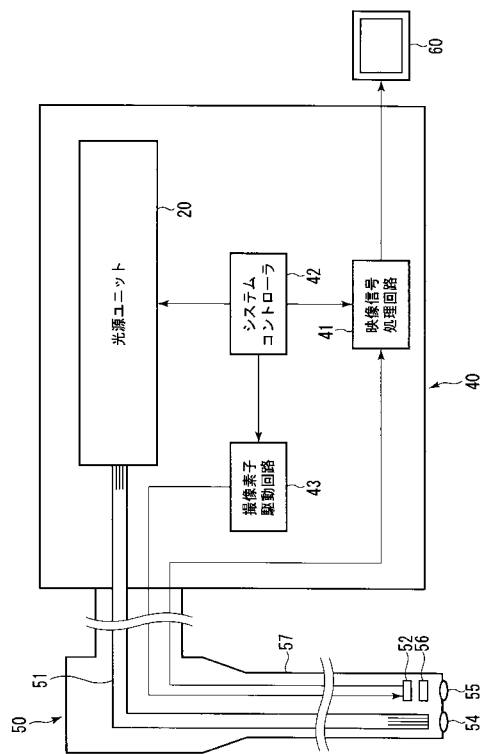
50

- 10 内視鏡システム
- 20、20'、200 光源ユニット
- 21 参照光源
- 22 励起光源
- 24 ミラー
- 240 レーザファイバ
- 25 絞り
- 26 絞り駆動機構
- 30 光ファイバ
- 31 固定具
- 40 内視鏡プロセッサ
- 42 システムコントローラ
- 51 ライトガイド
- 53 ロッドレンズ

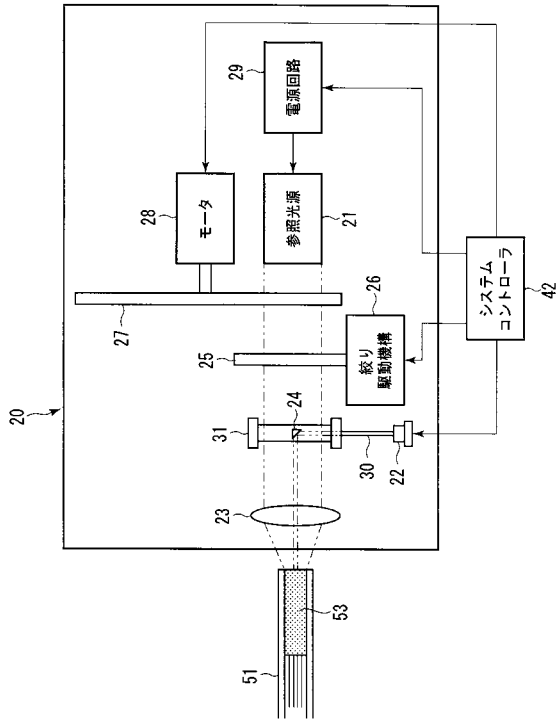
【 図 1 】



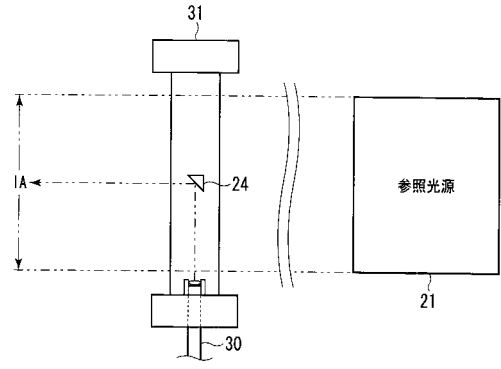
【 図 2 】



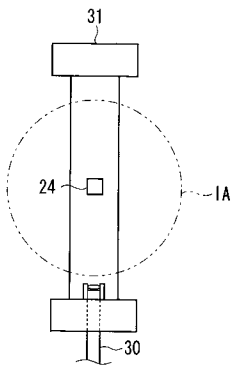
【 図 3 】



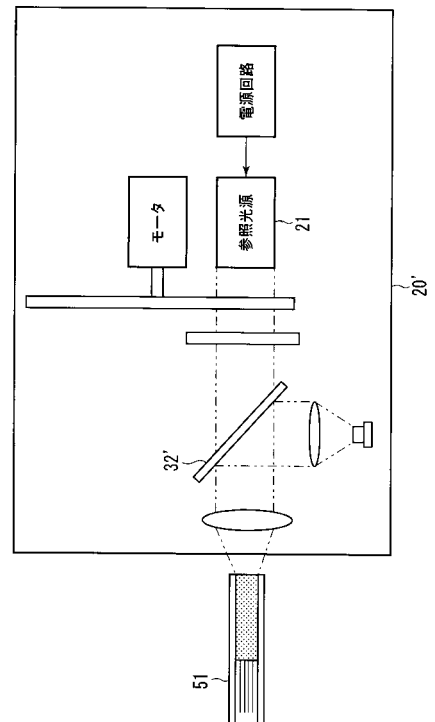
【 図 4 】



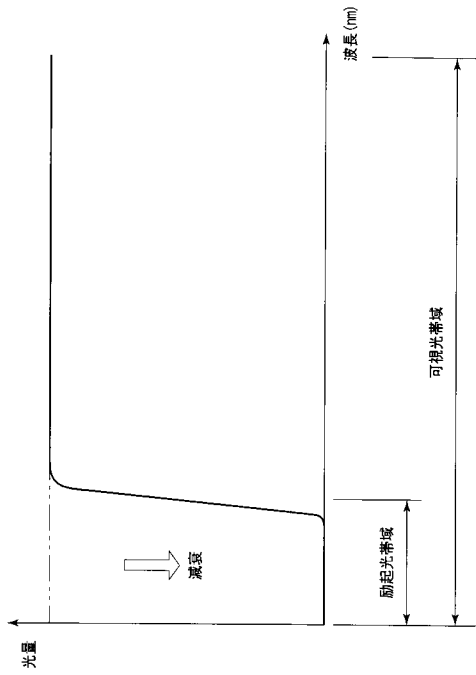
【 図 5 】



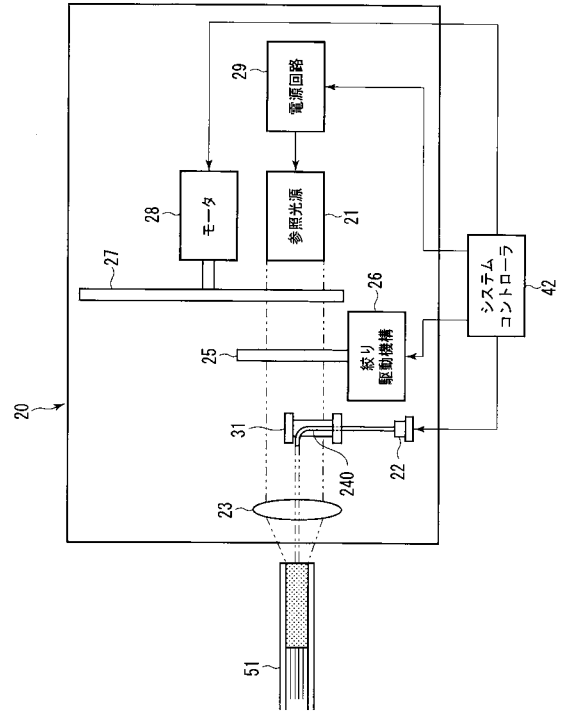
【 図 6 】



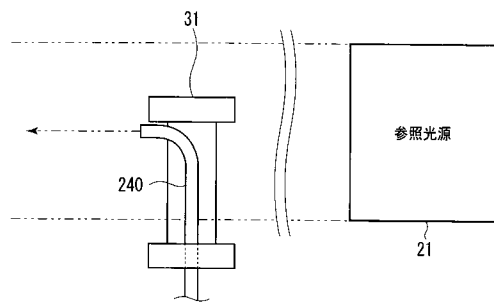
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 将太郎

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA10 CA04 CA09 CA11 CA12 CA13

4C061 CC06 FF46 FF47 GG01 HH51 LL02 NN01 QQ02 QQ04 RR02

RR03 RR05 RR15 RR18 RR22 RR26 WW10 WW17

5C054 CA04 CC07 HA12

专利名称(译)	内窥镜光源单元和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2009072213A	公开(公告)日	2009-04-09
申请号	JP2007241240	申请日	2007-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	小林将太郎		
发明人	小林 将太郎		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW17 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW17		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的配置抑制入射在单个入射端的两种光的一部分光带中的光量衰减。内窥镜光源单元包括参考光源，激发光源和镜子。参考光源21发射白光以便入射在光导51的入射端上。激发光源22发射激发光。镜子24放置在白光的光路上。使用具有与白光照射范围的一部分重叠的尺寸的镜子24。镜子24将从激发光源22发射的激发光朝向光导51的入射端反射。点域

