(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2012-95911
(P2012-95911A)
(43)公開日　平成24年5月24日(2012.5.24)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 1/06	(2006.01)	A61B	1/06	B	2H040
G02B 23/26	(2006.01)	G02B	23/26	B	4C061
					4C161

審査請求 未請求　請求項の数 13　ＯＬ　（全 9 頁）

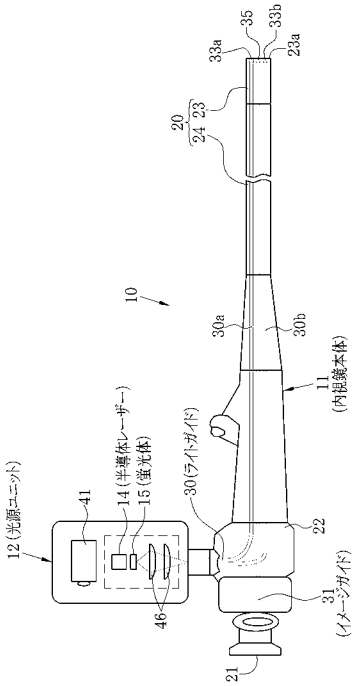
(21)出願番号　特願2010-247539 (P2010-247539)
(22)出願日　平成22年11月4日 (2010.11.4)

(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
(74)代理人　100075281
弁理士　小林　和憲
(72)発明者　水由　明
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

Ｆターム(参考)　2H040 CA02 CA04 CA09 CA11
4C061 AA07 CC04 DD03 GG01
4C161 AA07 CC04 DD03 GG01

(54)【発明の名称】内視鏡及び内視鏡用光源装置

(57)【要約】
【課題】ファイバスコープにおいて、省電力化を図るとともに、色味を変えることなく十分に明るく知覚させる。
【解決手段】気管支鏡１０は、内視鏡本体１１に対して着脱自在な光源ユニット１２を備える。光源ユニット１２内の光源部４０は、半導体レーザー１４から青色レーザー光を発し、その発せられた青色レーザー光で蛍光体１５を励起させることによって、白色光を生成する。半導体レーザー１４は、パルス状の青色レーザー光を周期的に発振させて省電力化を図るとともに、発振を一定の周波数以上で行うことによって十分に明るく知覚させる。半導体レーザー１４はＧＨｚ単位での変調を行うことで、青色レーザー光により励起される白色光の色味を一定に保持する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
特定波長のレーザー光を発するレーザ光源、及び前記レーザ光による励起によって白色光を発する蛍光体を有する光源部と、
前記光源部からの白色光が入射するライトガイドとを備えることを特徴とする内視鏡。
【請求項２】
前記レーザ光源はパルス状のレーザ光を周期的に発することを特徴とする請求項１記載の内視鏡。
【請求項３】
前記レーザ光源はＧＨｚ単位での変調が可能であることを特徴とする請求項１または２記載の内視鏡。
【請求項４】
白色光の色味が一定になるように、前記レーザ光のパルス数、パルス幅、パルス高さを調整する変調部を備えることを特徴とする請求項２または３記載の内視鏡。
【請求項５】
前記変調部は、内視鏡診断開始時点では５０～１ＫＨｚのパルス幅でレーザ光を点灯させ、その後は５０ｋ～数十ＭＨｚのパルス幅で点灯させることを特徴とする請求項４記載の内視鏡。
【請求項６】
蛍光体からの光をライトガイドの入射端面に集光する集光レンズを備えることを特徴とする請求項１ないし５いずれか１項記載の内視鏡。
【請求項７】
前記集光レンズは複数の凸レンズからなることを特徴とする請求項６記載の内視鏡。
【請求項８】
ライトガイドからの白色光により照明された体腔内から、その戻り光を受光して接眼部にまで導光するイメージガイドを備えることを特徴とする請求項１ないし７いずれか１項記載の内視鏡。
【請求項９】
前記レーザ光は青色レーザー光であることを特徴とする請求項１ないし８いずれか１項記載の内視鏡。
【請求項１０】
請求項１ないし９いずれか１項記載の内視鏡は、
前記ライトガイドを有する内視鏡本体と、
前記内視鏡本体に着脱自在に設けられ、前記光源部と前記光源部のレーザ光源に電力を供給するバッテリとを有する光源ユニットとを備えることを特徴とする。
【請求項１１】
請求項１ないし９いずれか１項記載の内視鏡は、
前記光源部と前記ライトガイドとを有する内視鏡本体と、
前記内視鏡本体に着脱自在に設けられ、前記光源部のレーザ光源に電力を供給するバッテリとを備えることを特徴とする。
【請求項１２】
請求項１ないし９いずれか１項記載の内視鏡は、その内部に前記光源部及びライトガイドを備えており、前記光源部は外部の電源装置から電力の供給を受けることを特徴とする。
【請求項１３】
ライトガイドを介して導光された光を体腔内に向けて照射する内視鏡に接続された又は組み込まれた内視鏡用光源装置において、
特定波長のレーザー光を発するレーザ光源、及び前記レーザ光による励起によって白色光を発する蛍光体を有する光源部を備え、前記白色光を前記ライトガイドに入射させることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、患者の体腔内をイメージガイドを介して肉眼で観察するファイバスコープなどの内視鏡及びその内視鏡に接続される内視鏡用光源装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
医療用の内視鏡として、患者の体腔内をイメージガイドを介して肉眼で観察するファイバスコープが知られている。ファイバスコープでは、ライトガイドによって導光された照明光を体腔内に照射し、その照明光で照明された体腔内の像を、イメージガイドを介して接眼部で観察する。したがって、電子内視鏡のように、体腔内を撮像するＣＣＤ等の撮像装置を必要としないため、撮像により得られる信号を送る信号ケーブルやその信号を受信して内視鏡画像を生成するプロセッサ装置なども必要としない。
【０００３】
そのため、ファイバスコープを用いた内視鏡観察では、ファイバスコープの他に、そのファイバスコープ内のライトガイドに照明光を供給する光源装置があれば、体腔内の観察が可能となる。さらには、光源装置として、ケーブルなど必要とせず、ファイバスコープ自体にそのまま装着できるバッテリ式の携帯型の光源ユニットを用いることで、持ち運びが容易となる。これにより、病院以外の自宅等での内視鏡診断も可能となる。
【０００４】
このような携帯型の光源ユニットをファイバスコープに装着して内視鏡観察を行う場合には、長時間にわたる観察に備えて、十分な光量を有する照明光を長時間照射できるようにしておく必要がある。例えば、特許文献１に示すような、パルス状の照明光を一定の周波数以上で照明することにより、省電力化を図るとともに人間に十分に明るく知覚させる照明方法を、ファイバスコープの照明にも適用することが考えられる。この場合には、大容量のバッテリを搭載しなくとも、観察者である医者に対して明るく知覚させる照明光を、長時間照射し続けることができるようになる。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００５】
【特許文献１】特開２００９－１４６８９３号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００６】
しかしながら、特許文献１では照明光の発光に応答速度の低い発光ダイオードを使用しているため、パルス幅を小さくして更に明るく発光させることは難しかった。このため、明るく知覚させるにも限界があった。また、発光ダイオードから発せられる光は、所定の波長帯域に限定されているため、体腔内の全体的な観察には向かない場合がある。
【０００７】
このような場合には、例えば、特開２００７－３２４２３９号公報に示すように、特定波長の光を蛍光体などの波長変換部材に当てて励起される広帯域の白色光を用いて観察を行うことで、体腔内全体を把握することができるようになる。しかしながら、波長変換部材に特定波長の光を当てて白色光を生成する場合には、単にパルス発光させるだけでは、波長変換部材の変換効率の温度特性、つまり励起光の光量に対する変換効率の変化により、励起光量と変換光量の比率が変化して、白色光の色味が変わってしまうという別の問題が生じてしまう。
【０００８】
本発明は、省電力化を図るとともに、色味を変えることなく十分に明るく知覚させることができる内視鏡及び内視鏡用光源装置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】

【０００９】
上記目的を達成するために、本発明の内視鏡は、特定波長のレーザー光を発するレーザ光源、及び前記レーザ光による励起によって白色光を発する蛍光体を有する光源部と、前記光源部からの白色光が入射するライトガイドとを備えることを特徴とする。
【００１０】
前記レーザ光源はパルス状のレーザ光を周期的に発することが好ましい。前記レーザ光源はＧＨｚ単位での変調が可能であることが好ましい。白色光の色味が一定になるように、前記レーザ光のパルス数、パルス幅、パルス高さを調整する変調部を備えることが好ましい。前記変調部は、内視鏡診断開始時点では５０～１ＫＨｚのパルス幅でレーザ光を点灯させ、その後は５０ｋ～数十ＭＨｚのパルス幅で点灯させることが好ましい。
【００１１】
蛍光体からの光をライトガイドの入射端面に集光する集光レンズを備えることが好ましい。前記集光レンズは複数の凸レンズからなることが好ましい。
【００１２】
ライトガイドからの白色光により照明された体腔内から、その戻り光を受光して接眼部にまで導光するイメージガイドを備えることが好ましい。前記レーザ光は青色レーザー光であることが好ましい。
【００１３】
上記本発明の内視鏡は、前記ライトガイドを有する内視鏡本体と、前記内視鏡本体に着脱自在に設けられ、前記光源部と前記光源部のレーザ光源に電力を供給するバッテリとを有する光源ユニットとを備えることが好ましい。上記本発明の内視鏡は、前記光源部と前記ライトガイドとを有する内視鏡本体と、前記内視鏡本体に着脱自在に設けられ、前記光源部のレーザ光源に電力を供給するバッテリとを備えることが好ましい。上記本発明の内視鏡は、その内部に前記光源部及びライトガイドを備えており、前記光源部は外部の電源装置から電力の供給を受けることが好ましい
【００１４】
本発明は、ライトガイドを介して導光された光を体腔内に向けて照射する内視鏡に接続された内視鏡用光源装置において、特定波長のレーザー光を発するレーザ光源、及び前記レーザ光による励起によって白色光を発する蛍光体を有する光源部を備え、前記白色光を前記ライトガイドに入射させることを特徴とする。
【発明の効果】
【００１５】
本発明によれば、蛍光体を励起させる励起光の光源として、半導体レーザーなどのＧＨｚ単位での変調が可能なレーザー光源を用いていることから、蛍光体の波長変換効率の温度特性など各種条件に合わせてレーザー光の変調を行うことで、色味を一定に保持することができる。さらには、蛍光体に対してはパルス状の青色レーザー光を周期的に照射していることから、省電力化を図ることができるとともに、一定の周波数以上であれば十分に近くさせることができる。
【図面の簡単な説明】
【００１６】
【図１】第１実施形態の気管支鏡の外観図である。
【図２】光源ユニットの概略図である。
【図３】パルス状の青色レーザ光を説明するための説明図である。
【図４】パルス数、パルス幅、パルス高さを説明するための説明図である。
【図５】第２実施形態の気管支鏡の外観図である。
【図６】第３実施形態の気管支鏡の外観図である。
【発明を実施するための形態】
【００１７】
図１に示す第１実施形態の気管支鏡１０はファイバースコープから構成され、体腔内に照明用の白色光を照射し、その戻り光を肉眼で観察する内視鏡本体１１と、その内視鏡本

体１１に着脱自在であり、内視鏡本体１１に白色光と電力を供給する光源ユニット１２とを備えている。気管支鏡１０で使用する白色光は、光源ユニット１１内において、半導体レーザー１４から青色レーザ光を波長変換部材である蛍光体１５に当てることによって生成される。なお、第１実施形態の気管支鏡１０は、内視鏡本体１１そのものには特定の光源が設けられていないため、上記光源ユニット１２の他に、キセノンやハロゲンなどの光源ユニットや特殊光観察用の光源ユニットなども観察モードに応じて適宜交換することができる。

【００１８】

内視鏡本体１１は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部２０と、眼を近づけて体腔内を観察するための接眼部２１と、挿入部２０と接眼部２１との間に設けられ、各種操作を行う操作部２２と備えている。挿入部２０は、先端側に設けられた湾曲部２３とその湾曲部２３と操作部２２との間に設けられた軟性部２４とからなる。湾曲部２３は互いに連結された複数の湾曲駒で構成され、操作部２０のアングルノブ（図示省略）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２３の先端部２３ａは、湾曲部２３の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。なお、湾曲部は、光源ユニットからの電力によって駆動する。

【００１９】

挿入部２０及び操作部２２には、光源ユニット１２からの白色光を導光するライトガイド３０（Light Guide（ＬＧ））と、体腔内からの戻り光を導光するイメージガイド３１（Image Guide（ＩＧ））とが設けられている。ライトガイド３０は多数の光ファイバを束ねたファイバーバンドルで構成される。このライトガイド３０は、入射側は１つのファイババンドルとされ、途中で２つのファイババンドル３０ａ，３０ｂに分岐する。分岐した一方のファイババンドル３０ａの出射部は先端部２３ａのカバーガラス３３ａに向けられており、他方のファイババンドル３０ｂは先端部２３ａのカバーガラス３３ｂに向けられている。ライトガイド３０から出射した白色光は、カバーガラス３３ａ，３３ｂを介して、体腔内に照射される。なお、ライトガイド３０における分岐点では、その手前で光ファイバをスキュー（混ぜる、ねじる）しておくことが好ましい。

【００２０】

イメージガイド３１はファイバーバンドルで構成され、体腔内からの戻り光を先端部２３ａの観察窓３５から受光し、受光した光を接眼部２１にまで導光する。これにより、接眼部２１において、体腔内の観察が可能となる。

【００２１】

図２に示すように、光源ユニット１２は、光源部４０と、バッテリ４１とからなる。光源部４０は、青色レーザー光を発する半導体レーザー１４と、青色レーザー光によって励起して白色光を生成する蛍光体１５と、蛍光体１５からの白色光をライトガイド３０に集光するための集光レンズ４６と、半導体レーザー１４及び蛍光体１５を収納するケース４８とを備えている。なお、光源ユニット１２には、内視鏡本体１１に対して着脱される部分にガラスやシャッターなどの保護機構（図示省略）が設けられている。

【００２２】

半導体レーザー１４（Laser Diode）は、例えば中心波長４４５ｎｍの青色レーザ光を発する。蛍光体１５は、半導体レーザー１４からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体物質（例えばＹＡＧ系蛍光体、あるいはＢＡＭ（ＢａＭｇＡｌ$_{10}$Ｏ$_{17}$）等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体１５により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光が生成される。集光レンズ４６は、２枚の凸レンズから構成され、蛍光体で生成された白色光をライトガイドの入射面に集光させる。なお、イメージガイド３１における分光吸収を補うために、中心波長４４５ｎｍの青色レーザ光の他に、中心波長４０５ｎｍの青色レーザ光や赤色レーザー光も蛍光体１５に当てて透過させて、体腔内に照射することが好ましい。

【００２３】

半導体レーザー１４では、図３に示すように、青色レーザ光をパルス状にして周期的に発する。したがって、このようにパルス状の青色レーザ光が周期的に蛍光体１５に当てられることに伴って、蛍光体１５からも、パルス状の白色光が周期的に発せられる。したがって、体腔内にはパルス状の白色光が周期的に照射される。そして、このパルス状の白色光の発光周期を短くすることで、パルス発光であることを感じることなく、通常の連続的な照明と同様に知覚させることができる。加えて、パルス発光の場合には、通常の連続的な照明と比較して省電力化を図ることができるため、バッテリ４１を長持ちさせることができる。なお、青色レーザー光の点滅周期は、ブレ防止のため、できるだけ早くすることが好ましい。

【００２４】

また、半導体レーザー１４の発光点は例えば１μｍ×１μｍのように小さいため、非常に小さく集光することができる。このため、半導体レーザー１４を集光した先に設ける蛍光体１５も小さくすることができる。これにより、蛍光体１５からの白色光もライトガイド３０に効率よく集光できるため、ライトガイド３０の細径化を図ることができる。また、蛍光体１５からの白色光を集光レンズ４６を介してライトガイドに入射させる際にも、ほとんどの白色光がライトガイドに入射するため、レンズ集光回りでの発熱を抑制することができる。したがって、内視鏡診断が長時間にわたっても、光源ユニット１２及びその近傍における発熱問題を回避することができる。

【００２５】

これに対して、特許文献１のような発光ダイオード（Light Emitting Diode）の発光点は例えば１ｍｍ×１ｍｍのように大きいので、この発光ダイオードを光源ユニット１２に組み込んだ場合には、蛍光体１５に小さく集光することが難しい。したがって、蛍光体１５に多くの青色レーザー光を照射しようとする場合には、蛍光体１５を大きくせざるを得ない。また、この発光ダイオードの場合には、ライトガイド３０への白色光の入射効率も悪くなるため、発熱の問題が起きやすくなる。

【００２６】

バッテリ４１は、バッテリ本体５０と、変調部５１とを備えている。バッテリ本体５０は、半導体レーザー１４や内視鏡本体１１に電力を供給する。変調部５１は、半導体レーザー１４に対するバッテリ本体５０の電力供給を制御することによって、図４に示すように、青色レーザー光のパルス数、パルス幅、パルス高さ（明るさ）を調整（パルス変調）する（パルス変調に関しては特開２００９－５６２４８号公報参照）。

【００２７】

半導体レーザー１４は、数ＧＨｚの応答速度を有しているため、パルス数、パルス幅、パルス高さなどのパルス特性を極めて細かく微調整することができる。一方、発光ダイオードは数ＭＨｚの応答速度しか有していないため、半導体レーザー１４のように、パルス特性を微調整することが難しい。

【００２８】

したがって、変調部５１は、青色レーザー光を蛍光体に当てる際に、蛍光体の波長変換効率の温度特性を考慮して青色レーザー光のパルス特性を微調整することによって、白色光の色味を一定に保持することができる。蛍光体の波長変換効率の温度特性とは、青色レーザー光に対する波長変換効率の変化により、青色レーザー光と励起発光光の光量比が変化して、色味が変わることをいう。

【００２９】

パルス特性の微調整方法としては、例えば、波長変換効率の温度特性に対応するパルス数、パルス幅、パルス高さ（明るさ）の組み合わせを予め決めておき、温度特性に応じて組み合わせを変更する方法が考えられる。例えば、内視鏡診断開始時点では５０～１ｋHz以上のパルス幅で点灯させ、その後はさらに５０ｋ～数十MHｚ（例えば５０ｋ～２０ＭＨｚが好ましいがこれに限定されない）のパルス幅で点灯させることで、観察者である医者に対して十分に明るく知覚させることができる。なお、上記パルス変調によって、白色光のスペックルを抑制してもよい。このスペックル抑制の際には、パルス変調の他、高周波

重畳を行ってもよい。また、蛍光体１５から発せられる白色光の光量や蛍光体１５を透過した青色レーザー光の透過光量に応じて、青色レーザー光のパワーコントロールを行ってもよい（ＡＰＣ（Auto Power Control））。

【００３０】

ケース４８は、半導体レーザー１４を収納するための空間であるレーザー収納部４８ａと、蛍光体１５を収納するための空間である蛍光体収納部４８ｂとを備えており、半導体レーザー１４と蛍光体１５とは、直接的に接触しないように一定間隔だけ離間した状態で、それぞれの収納部４８ａ，４８ｂに収納されている。これにより、半導体レーザー１４からの熱が蛍光体１５に直接伝達することを回避できる。また、蛍光体１５の蛍光体収納部４８ｂへの固着には、低融点ガラス（例えば軟化点が６５０℃以下）が用いられる。固着部材として樹脂接着剤を用いた場合には、有機成分が半導体レーザの出射端部に付着して青色レーザ光の出力を低下させることがあるが、低融点ガラスを用いることで、このような事態を避けることができる。

【００３１】

図５に示すように、第２実施形態の気管支鏡１００は、白色光を生成する光源部１０１が組み込まれた内視鏡本体１０２と、内視鏡本体１０２に対して着脱自在であり、光源部１０１等に電力を供給するバッテリ１０４とを備えている。内視鏡本体１０２は、光源部１０１については第１実施形態の光源ユニット１２内の光源部４０と同様であり、それ以外については第１実施形態と同様である。また、バッテリ１０４は第１実施形態の光源ユニット１２内のバッテリと同様である。第２実施形態の気管支鏡は、白色光を用いる通常光観察のみを行い、特殊光観察用の光源ユニットに切り替える必要がない場合に有効である。なお、バッテリ１０４内の変調部は内視鏡本体１０２に組み込んでもよい。

【００３２】

図６に示すように、第３実施形態の内視鏡システム１２０は、白色光を生成する光源部１２１と冷却水を循環させて光源部１２１を冷却する冷却部１２２とが組み込まれた気管支鏡１２４と、電源ケーブル１２６を介して光源部１２１等に電力を供給する電源装置１２７、送水チューブ１２８を介して冷却水を供給する給水装置１３０とを備えている。気管支鏡１２４については、その内部に光源部１２１、冷却部１２２、電源ケーブルの差込口１２６ａ、送水チューブの差込口１２８ａが設けられている以外は、第１実施形態の内視鏡本体１１と同様である。光源部１２１は、第１実施形態の光源ユニット１２内の光源部４０と同様である。なお、光源部等に対する電力供給は、電電ケーブル等の有線により行わない非接触給電で行ってもよい。

【００３３】

第３実施形態では、第１及び第２実施形態のようなバッテリではなく、外部の電源装置１２７から光源部に電力供給することで、更に青色レーザー光の光量を上げることができる。これにより、青色レーザー光によって蛍光体で励起される白色光の光量も上げることができる。このように青色レーザー光や白色光の光量が上がるにつれて発熱量も大きくなるが、光源部１２１の回りに設けた冷却部１２２によって、その発熱を逃がすことができる。したがって、冷却部１２２による放熱性能が高ければ、それに従って白色光の光量をも増大させることができる。

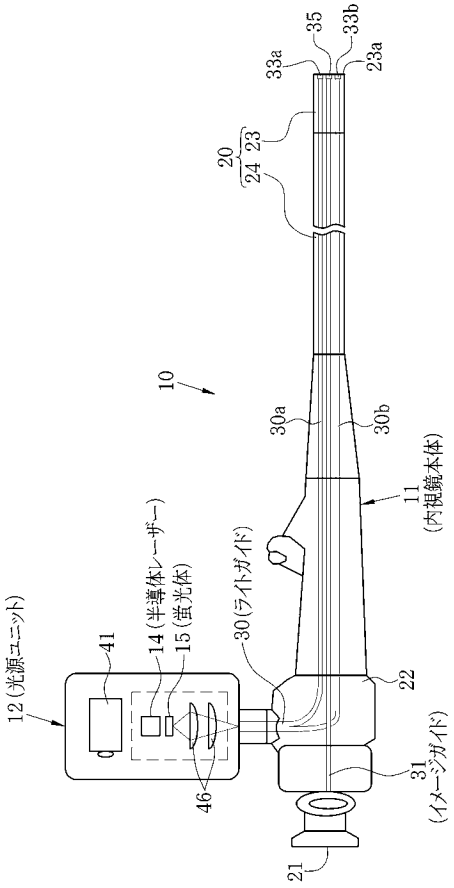
【符号の説明】

【００３４】

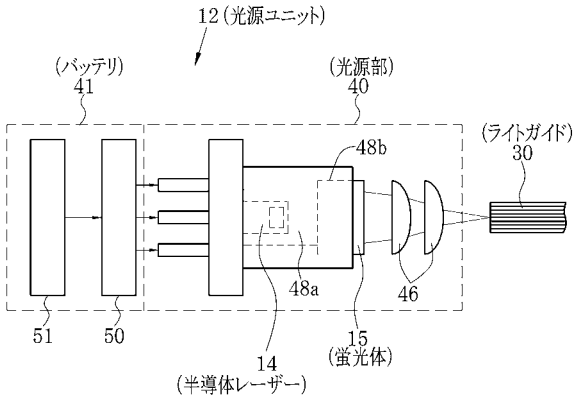
１０，１００　内視鏡
１１　内視鏡本体
１２　光源ユニット
１４　半導体レーザー
１５　蛍光体
３０　ライトガイド
３１　イメージガイド
４０，１０１，１２１　光源部

４１　バッテリ
４６　集光レンズ
５１　変調部
１２０　内視鏡システム
１０４　バッテリ

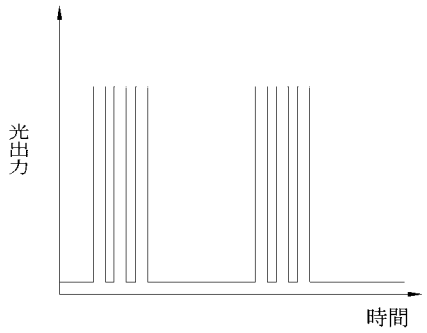
【図１】



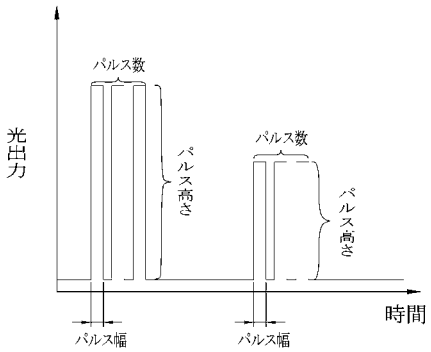
【図２】



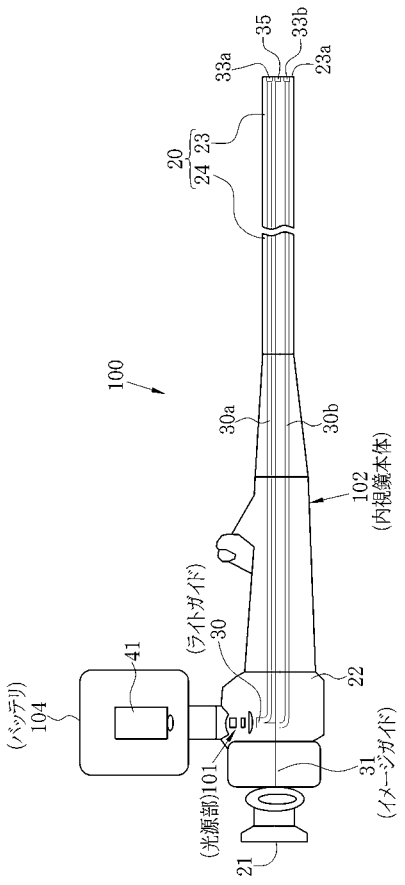
【図３】


光出力
時間

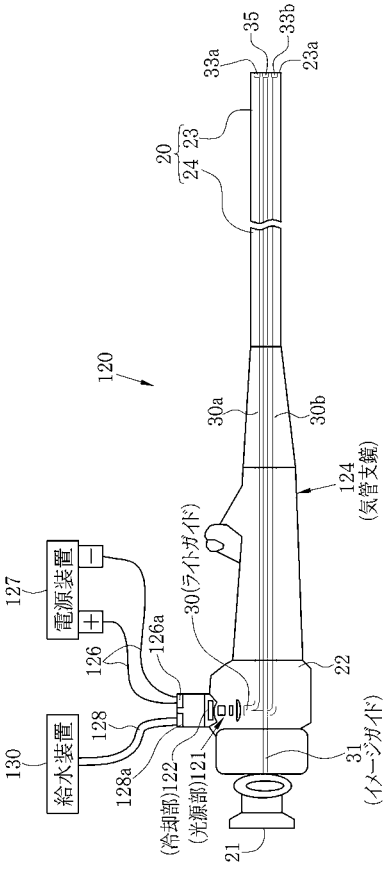
【図４】


パルス数
パルス高さ
パルス数
パルス高さ
光出力
時間
パルス幅
パルス幅

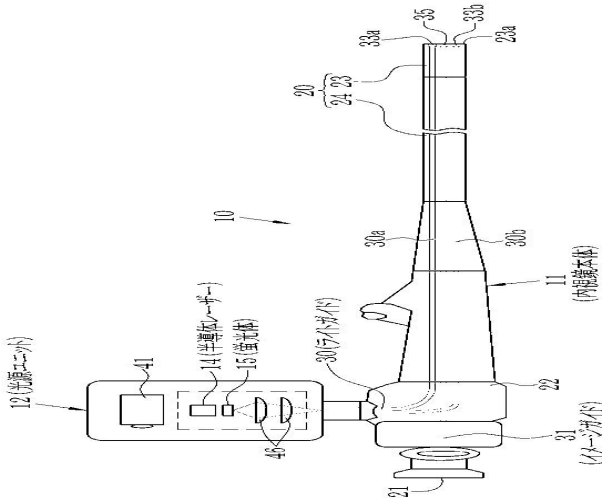
【図５】


100
(バッテリ)
104
41
(ライトガイド)
30
(光源部)101
21
22
31
(イメージガイド)
30a
30b
102
(内視鏡本体)
20
24
23
33a
35
33b
23a

【図６】


120
127
電源装置
−
+
126
126a
128
130
給水装置
128a
(冷却部)122
(光源部)121
21
22
31
(イメージガイド)
30(ライトガイド)
30a
30b
124
(気管支鏡)
20
24
23
33a
35
33b
23a

专利名称(译)	用于内窥镜的内窥镜和光源装置		
公开(公告)号	JP2012095911A	公开(公告)日	2012-05-24
申请号	JP2010247539	申请日	2010-11-04
[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	水由明		
发明人	水由 明		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/06.510 A61B1/06.511 A61B1/06.610 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 4C061/AA07 4C061/CC04 4C061/DD03 4C061/GG01 4C161/AA07 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/GG01		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：减少纤维镜的功耗，并在不改变颜色的情况下将其感知为足够明亮。 支气管镜（10）包括可从内窥镜主体（11）拆卸的光源单元（12）。 光源单元12中的光源单元40从半导体激光器14发出蓝色激光，并且用发出的蓝色激光激发磷光体15以产生白光。 半导体激光器14周期性地振荡脉冲蓝激光以节省功率，并且以一定频率或更高的频率振荡以使其足够明亮。 半导体激光器14通过以GHz为单位进行调制来使由蓝色激光激发的白光的色调保持恒定。 [选型图]图1