

(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2012-105715

(P2012-105715A)

(43) 公開日 平成24年6月7日(2012.6.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2010-255040 (P2010-255040)
 (22) 出願日 平成22年11月15日 (2010.11.15)

(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) 4C061 AA07 CC01 CC04 FF40 FF47
 GG01 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09
 RR04
 4C161 AA07 CC01 CC04 FF40 FF47
 GG01 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09
 RR04

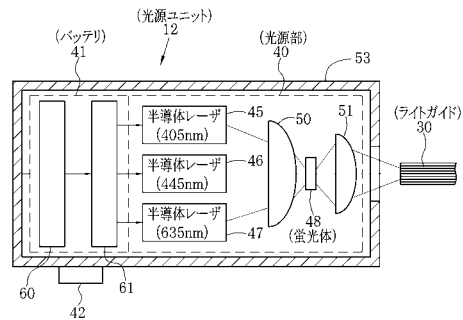
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】ファイバ스코ープにおいて、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、且つ通常光観察の他に特殊光観察や光学的治療を行うことができる。

【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では、3つの半導体レーザー45~47からのレーザー光が、第1集光レンズ50を通して、1つの蛍光体48に入射する。入射するレーザー光のうち中心波長445nmの青色レーザー光は、蛍光体48において白色光を励起発光させる。励起発光した白色光は、蛍光体48に入射した他のレーザー光(中心波長405nmの青色レーザー光(405nm)や中心波長635nmの治療光)とともに、第2集光レンズ51を通して、ライトガイド30に入射する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに中心波長が異なるレーザ光を発する複数のレーザ光源、及び前記複数のレーザ光源からのレーザ光が入射し、入射したレーザ光のうち第 1 レーザ光によって白色光を励起発光する蛍光体を有する光源部と、

前記蛍光体から発せられる白色光と前記第 1 レーザ光以外の第 2 レーザ光とが混合して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】

前記第 1 レーザ光の中心波長は 445 nm であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

前記第 2 レーザ光は、体腔内の血管を強調表示させるための狭帯域光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】

前記第 2 レーザ光は、体腔内から蛍光を励起させるための励起光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 5】

前記第 2 レーザ光の中心波長は 405 nm であることを特徴とする請求項 3 または 4 記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記第 2 レーザ光は、体腔内の腫瘍患部を光学的に死滅させるための治療光であ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。

20

【請求項 7】

前記第 2 レーザ光の中心波長は 635 nm であることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記第 2 レーザ光は、前記白色光の青色成分の光量を増加させるための青色光であ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】

前記第 2 レーザ光は、中心波長が 405 nm の第 1 青色狭帯域光と、中心波長が 473 nm の第 2 青色狭帯域光であることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡。

30

【請求項 10】

前記複数の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 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡。

【請求項 11】

前記複数のレーザ光源は 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 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡。

【請求項 12】

体腔内から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 11 いずれか 1 項記載の内視鏡。

40

【請求項 13】

請求項 1 ないし 12 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複数のレーザ光源に電力を供給するバッテリー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 14】

ライトガイドを介して導光された光を体腔内に向けて出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、

互いに中心波長が異なるレーザ光を発する複数のレーザ光源、及び前記複数のレーザ光源からのレーザ光が入射し、入射したレーザ光のうち第 1 レーザ光によって白色光を励起

50

発光する蛍光体を有する光源部を備え、前記蛍光体から発せられる白色光と前記第 1 レーザ光以外の第 2 レーザ光とを混合して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스코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스코ープが知られている。ファイバ스코ープは、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】

したがって、ファイバ스코ープを用いた内視鏡観察では、ファイバ스코ープの他に、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스코ープ自体にそのまま装着できるバッテリー式の携帯型の光源ユニットを用いることで、持ち運びを容易にすることができる。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스코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 で示しているような、パルス状の照明光を一定の周波数以上で発する照明方法を、ファイバ스코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、大容量のバッテリーを搭載しなくとも、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】

また、内視鏡による診断や治療の更なる向上を図るためには、白色光による通常光観察の他に、狭帯域光によって表層血管等を強調表示する N B I (Narrow Band Imaging) や、体腔内から発せられる蛍光を観察する A F I (Auto Fluorescence Imaging)、P D D

10

20

30

40

50

(Photo Dynamic Diagnosis) などの特殊光観察、腫瘍患部に治療光を当てて死滅させる P D T (Photo Dynamic Therapy) などの光学的治療も内視鏡使用中に実施できることが好ましい。

【0009】

本発明は、ファイバ스코ープなどの内視鏡において、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、且つ通常光観察の他に特殊光観察や光学的治療を行う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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡は、互いに中心波長が異なるレーザ光を発生する複数のレーザ光源、及び前記複数のレーザ光源からのレーザ光が入射し、入射したレーザ光のうち第1レーザ光によって白色光を励起発光する蛍光体を有する光源部と、前記蛍光体から発せられる白色光と前記第1レーザ光以外の第2レーザ光とが混合して入射するライトガイドとを備えることを特徴とする。

10

【0011】

前記第1レーザ光の中心波長は445nmであることが好ましい。前記第2レーザ光は、体腔内の血管を強調表示させるための狭帯域光であることが好ましい。前記第2レーザ光は、体腔内から蛍光を励起させるための励起光であることが好ましい。前記第2レーザ光の中心波長は405nmであることが好ましい。前記第2レーザ光は、体腔内の腫瘍患部を光学的に死滅させるための治療光であることが好ましい。前記第2レーザ光の中心波長は635nmであることが好ましい。前記第2レーザ光は、前記白色光の青色成分の光量を増加させるための青色光であることが好ましい。前記第2レーザ光は、中心波長が405nmの第1青色狭帯域光と、中心波長が473nmの第2青色狭帯域光であることが好ましい。

20

【0012】

前記複数の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。前記複数のレーザ光源はGHz単位での変調が可能であることが好ましい。体腔内から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。

【0013】

上記記載の本発明の内視鏡は、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複数のレーザ光源に電力を供給するバッテリーとを有する光源ユニットとを備えることが好ましい。

30

【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出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、互いに中心波長が異なるレーザ光を発生する複数のレーザ光源、及び前記複数のレーザ光源からのレーザ光が入射し、入射したレーザ光のうち第1レーザ光によって白色光を励起発光する蛍光体を有する光源部を備え、前記蛍光体から発せられる白色光と前記第1レーザ光以外の第2レーザ光とを混合して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】

40

【0015】

本発明によれば、半導体レーザー(Laser Diode)などのレーザ光源の発光点が発光ダイオード(Light Emitting Diode)と比べて極めて小さいことを利用し、複数のレーザ光源からのレーザ光を1つの蛍光体に集光させ、その蛍光体から発せられる白色光及びレーザ光を混合してライトガイドに入射させている。したがって、白色光とともに、狭帯域光、励起光、治療光などのレーザ光を、ライトガイドを介して、照射することができるため、通常光観察に加えて、NBI、AFI、PDDなどの特殊光観察やPDTなどの光学的治療を行うことができるようになる。また、レーザ光源はGHz単位での変調が可能であることから、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。

50

【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ー光を説明するための説明図である。

【図4】白色光の分光強度を示すグラフである。

【図5】中心波長405nmの青色レーザー光と白色光の分光強度を示すグラフである。

【図6】中心波長405nmの青色レーザー光、中心波長635nmの治療光、白色光の分光強度を示すグラフである。

【図7】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。

10

【図8】半導体レーザー(473nm)を加えた光源ユニットの概略図である。

【図9】中心波長405nmの青色レーザー光、中心波長473nmの青色レーザー光、白色光の分光強度を示すグラフである。

【図10】第2実施形態の気管支鏡の外観図である。

【図11】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、体腔内に複数種類の光を混合同時照射し、体腔内から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に光と電力を供給する光源ユニット12とを備えている。

20

【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、肉眼で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部で構成され、操作部22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。

30

【0019】

挿入部20及び操作部22には、光源ユニット12からの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。

40

【0020】

イメージガイド31はファイバ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、バッテリー41と、モード切替ボタン42とを備えている。光源部40は、互いに中心波長が異なるレーザー光を発する半導体レーザー(Laser Diode)45~47と、各レーザー45~47からのレーザー光が入射する蛍光体48と、各レーザー45~47と蛍光体48との間に設けられた第1集光レンズ5

50

0と、蛍光体48とライトガイド30との間に設けられた第2集光レンズ51と、これら半導体レーザ45～47等を収納するケース53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(405nm)45は中心波長405nmの青色レーザ光(405nm)を発する。半導体レーザ(445nm)46は中心波長445nmの青色レーザ光(445nm)を発する。半導体レーザ(635nm)47は中心波長635nmの治療光を発する。蛍光体48は、半導体レーザ45～47からのレーザのうち青色レーザ光(445nm)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(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成される。したがって、青色レーザ光(445nm)の励起発光によって、青色レーザ光(445nm)と緑色～赤色成分の光とを含む白色光(図4参照)が蛍光体48から発せられる。一方、青色レーザ光(445nm)以外の青色レーザ光(405nm)や治療光は、蛍光体48をそのまま透過する(ただし、青色レーザ光(405nm)は蛍光体を励起する場合もある)。

10

【0023】

半導体レーザ45～47の各発光点は例えば1μm×10μmのように小さいため、これら3つの半導体レーザ45～47からの光を、第1集光レンズ50を通して、1つの蛍光体48に集光させることができる。また、蛍光体48を微小化することで、蛍光体48からの光もライトガイド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48からの光を第1集光レンズ50を介してライトガイド30に入射させる際にも、ほとんどの光がライトガイド30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。

20

【0024】

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、上記半導体レーザのように、複数の発光ダイオードからの光を、1つの蛍光体に集光させることは困難である。仮に、1つの蛍光体に複数の発光ダイオードからの光を集光させようとする、蛍光体を大きくせざるを得ない。このように蛍光体が大きくなると、ライトガイド30への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。

30

【0025】

また、半導体レーザ(445nm)46では、図3に示すように、青色レーザ光(445nm)をパルス状にして周期的に発している。したがって、このようなパルス状の青色レーザ光(445nm)が周期的に蛍光体48に当てられることで、蛍光体48からも、パルス状の白色光が周期的に発せられる。これにより、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。なお、半導体レーザは発光ダイオードに比べてピーク輝度ははるかに高いため、ライトガイドへの集光を効率よく行うことができ、また明るく知覚させることもできる。

40

【0026】

さらに、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、バッテリー41を長持ちさせることができる。なお、青色レーザ光(445nm)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。また、青色レーザ光(445nm)の他、青色レーザ光(405nm)や治療光(635nm)もパルス状にして周期的に照射してもよい。

【0027】

半導体レーザ45～47は、モード切替ボタン42によって設定されたモードに応じて、電源が順次切り替えられる。通常光観察モードに設定されている場合には、半導体レー

50

ザ(445nm)46のみが点灯するため、蛍光体48からは白色光のみが発せられる。したがって、図4に示すような分光強度を有する白色光が、体腔内に照射される。

【0028】

特殊光観察モードに設定されている場合には、半導体レーザ(405nm)45と半導体レーザ(445nm)46の2つのレーザが点灯するため、青色レーザ光(445nm)により励起発光される白色光に加え、蛍光体48をそのまま透過する青色レーザー(405nm)が蛍光体から発せられる。したがって、図5に示すような分光強度を有する白色光と青色レーザ光(405nm)が、体腔内に混合同時照射される。

【0029】

体腔内に狭帯域光の青色レーザ光(405nm)が照射されることで、表層血管等が強調表示される効果が得られる(NBI)。また、青色レーザ光(405nm)は体腔内の蛍光を励起させる励起光でもあるため、青色レーザ光(405nm)の照射によって、体腔内から発せられる自家蛍光を観察することができ(AFI)、また薬剤投与時には体腔内から発せられる薬剤蛍光を観察することができる(PDD)。

【0030】

なお、PDDでは、患者に投与する薬剤によって、薬剤蛍光の波長が異なっている。例えば、薬剤として「フォトフィリン」、「レザフィリン」、「ビスダイン」を投与したときには、生体組織からは中心波長660nmの薬剤蛍光が発せられる。また、薬剤として「5-ALA(アミノアレブミン)」を投与したときには、生体組織からは波長635nm、670nmの2つのピークを有する薬剤蛍光が発せられる。なお、本発明においては、PDDの他に、蛍光薬剤としてICG(Indocyanine Green)を用いる近赤外蛍光観察を行えるようにしてもよい。近赤外蛍光観察では、ピーク波長845nmを有する近赤外域の蛍光を励起させるために、中心波長が800nm前後の励起光を発することができる光源(LD,LED等)が必要となる。

【0031】

治療モードに設定されている場合には、半導体レーザ(405nm)45、半導体レーザ(445nm)46、半導体レーザ(635nm)47が点灯するため、白色光の他、蛍光体48をそのまま透過する青色レーザ(405nm)及び治療光が蛍光体48から発せられる。したがって、図6に示すような分光強度を有する白色光、青色レーザ光(405nm)、治療光が体腔内に混合同時照射される。なお、治療モードにおいては、青色レーザ光(405nm)を照射しなくてもよい。

【0032】

体腔内において、光感受性物質が蓄積した腫瘍患部に治療光が当てられると、殺細胞作用を有する活性酸素が発せられる。したがって、腫瘍患部は、一定時間以上治療光を当て続けることによって死滅する(PDT)。本実施形態では、PDTの薬剤として「フォトフィリン」または「5-ALA(アミノアレブミン)」を用いるため、中心波長635nmの治療光を使用する。なお、PDTの薬剤として「レザフィリン」を用いる場合には中心波長664nmの治療光を使用し、「ビスダイン」を用いる場合には中心波長689nmの治療光を使用する。

【0033】

バッテリー41は、バッテリー本体60と、変調部61とを備えている。バッテリー本体60は、半導体レーザ45~47や内視鏡本体11に電力を供給する。変調部61は、半導体レーザ(445nm)46に対するバッテリー本体60の電力供給を制御することによって、図7に示すように、青色レーザ光(445nm)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)。なお、本実施形態では、青色レーザ光(445nm)のパルス変調のみを行うが、青色レーザ光(405nm)や治療光のパルス変調を行ってもよい。

【0034】

半導体レーザ(445nm)46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

10

20

30

40

50

、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、半導体レーザのように、パルス特性を微調整することが難しい。

【0035】

したがって、変調部61は、青色レーザ光(445nm)を蛍光体48に当てる際に、蛍光体48の波長変換効率の温度特性を考慮して青色レーザ光(445nm)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48の波長変換効率の温度特性とは、青色レーザ光(445nm)に対する波長変換効率の変化により、青色レーザ光(445nm)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。

【0036】

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ckルを抑制してもよい。このスペck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光の透過光量に応じて、青色レーザ光のパワーコントロールを行ってもよい(APC(Auto Power Control))。

【0037】

なお、第1実施形態においては、光源ユニットの光源部に半導体レーザ(405nm)45、半導体レーザ(445nm)46、半導体レーザ(635nm)47の3つのレーザを設けたが、これらに加えて、図8に示すように、中心波長473nmの青色レーザ光(473nm)を発する半導体レーザ70を設けてもよい。通常光観察モードでは、図4に示すように、白色光は、緑色成分と赤色成分は十分な光量を有しているが、青色成分については、青色レーザ光(445nm)の波長域以外の部分は光量が不足する。この青色成分における光量不足を解消するために、通常光観察モードにおいても、半導体レーザ(405nm)45と半導体レーザ(473nm)70を点灯させる。これによって、図9に示すように、青色成分の光量不足部分を十分に増加させることができる。

【0038】

また、第1実施形態においては、安全のため、光源ユニットが内視鏡本体に着脱されているときにのみ、光源ユニット内の半導体レーザを点灯させることが好ましい。また、光源ユニットを外した時には、静電破壊防止のため、半導体レーザのカソードとアノードが繋がるようにすることが好ましい。また、光源ユニット内の第2集光レンズを防水仕様の密封封止窓とすることによって、光源ユニットを洗浄できるようにすることが好ましい。また、光源ユニットは、発熱抑制のため、バッテリー外面側から放熱させることが好ましい。

【0039】

図10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ー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、バッテリー104は第1実施形態の光源ユニット12内のバッテリーと同様である。また、モード切替ボタン42は第1実施形態と異なり内視鏡本体102に設けられている。なお、光源部101を内視鏡本体102の内部に設けることで、半導体レーザの安全を確保することができる。また、バッテリー104を着脱自在にすることで、内視鏡本体11を洗浄しやすくなる。

【0040】

図11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

10

20

30

40

50

部 1 2 1 と冷却水を循環させて光源部 1 2 1 を冷却する冷却部 1 2 2 とが組み込まれた気管支鏡 1 2 4 と、電源ケーブル 1 2 6 を介して光源部 1 2 1 等に電力を供給する電源装置 1 2 7、送水チューブ 1 2 8 を介して冷却水を供給する給水装置 1 3 0 とを備えている。気管支鏡 1 2 4 については、その内部に光源部 1 2 1、冷却部 1 2 2、電源ケーブルの差込口 1 2 6 a、送水チューブの差込口 1 2 8 a が設けられている以外は、第 1 実施形態の内視鏡本体 1 1 と同様である。光源部 1 2 1 は、第 1 実施形態の光源ユニット 1 2 内の光源部 4 0 と同様である。また、モード切替ボタン 4 2 は、第 1 実施形態と異なり気管支鏡 1 2 4 に設けられている。なお、光源部等に対する電力供給は、非接触給電で行ってもよい。

【 0 0 4 1 】

10

第 3 実施形態では、第 1 及び第 2 実施形態のような内視鏡自体に装着させるバッテリーではなく、外部の電源装置 1 2 7 から光源部に電力供給することで、軽量化を図ることができる。さらには、バッテリーよりも更に高い電力を供給できる電源装置 1 2 7 を用いることで、レーザ光の光量を幾らでも上げることができる。したがって、レーザ光の光量増加に伴って、白色光の光量も幾らでも上げることができる。このように光量が上がるにつれて発熱量も大きくなるが、その発熱は、光源部 1 2 1 の回りに設けた冷却部 1 2 2 によって、逃がすことができる。

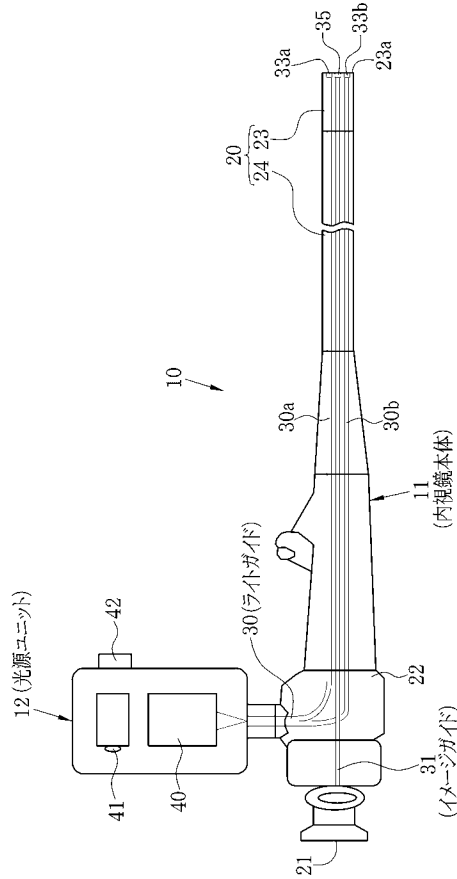
【 符号の説明 】

【 0 0 4 2 】

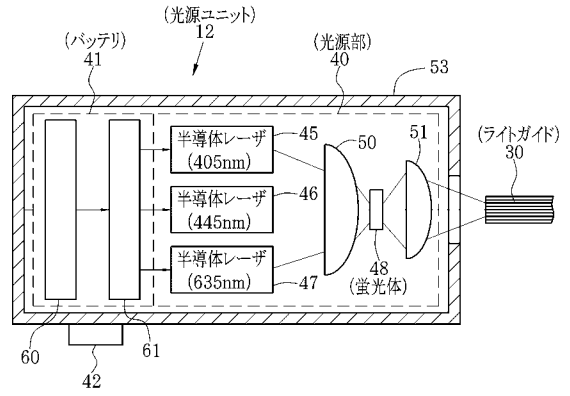
20

- 1 0 , 1 0 0 気管支鏡
- 1 1 内視鏡本体
- 1 2 光源ユニット
- 3 0 ライトガイド
- 3 1 イメージガイド
- 4 5 ~ 4 7 半導体レーザ
- 4 8 蛍光体
- 4 0 , 1 0 1 , 1 2 1 光源部
- 4 1 バッテリー
- 6 1 変調部

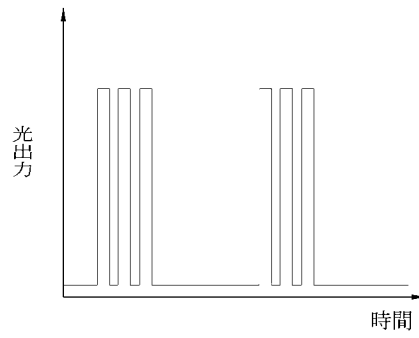
【 図 1 】



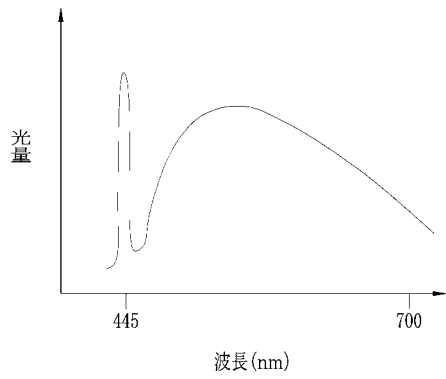
【 図 2 】



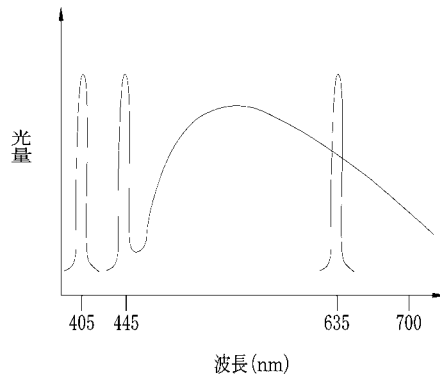
【 図 3 】



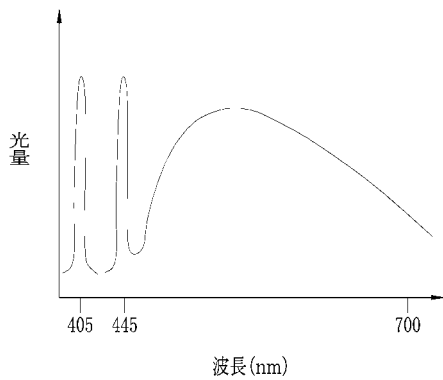
【 図 4 】



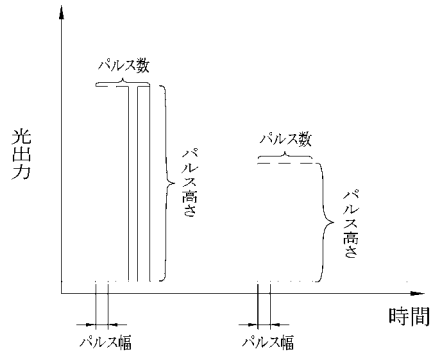
【 図 6 】



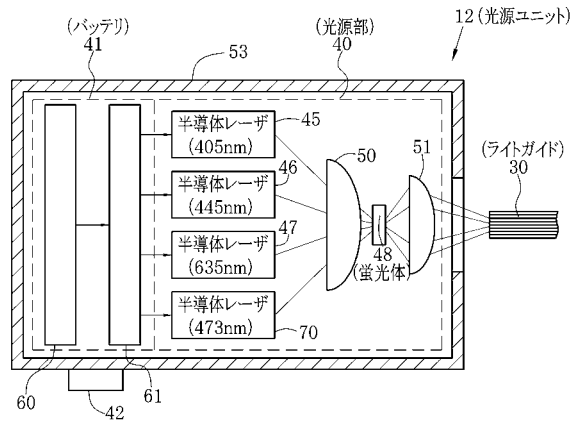
【 図 5 】



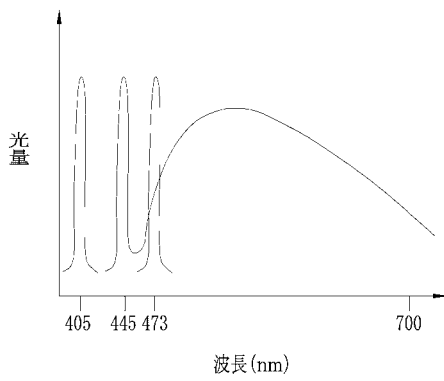
【 図 7 】



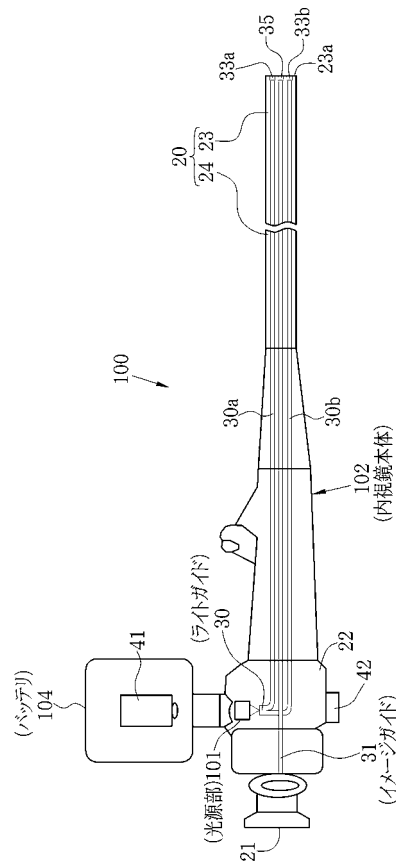
【 図 8 】



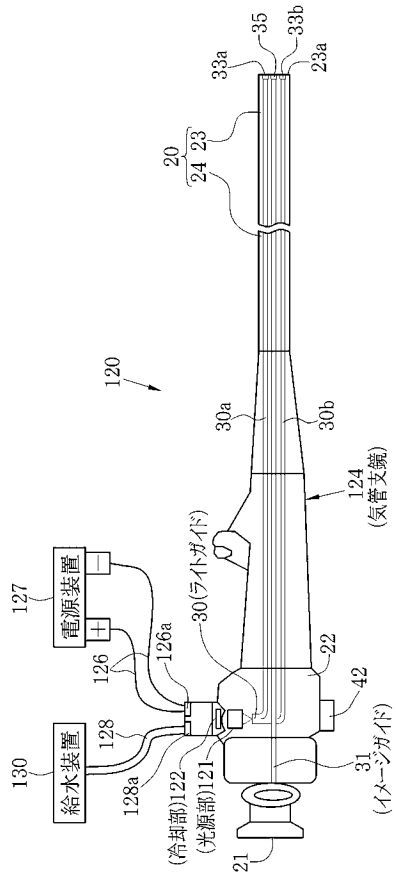
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 11】



专利名称(译)	用于内窥镜的内窥镜和光源装置		
公开(公告)号	JP2012105715A	公开(公告)日	2012-06-07
申请号	JP2010255040	申请日	2010-11-15
[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	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/00.718 A61B1/00.732 A61B1/06.510 A61B1/06.613 A61B1/07.732 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/CC01 4C061/CC04 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C161/AA07 4C161/CC01 4C161/CC04 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5526000B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不改变色彩的情况下使纤维镜足够明亮地被感知，并且除了常规的光观察之外还进行特殊的光观察和光学处理。支气管镜(10)包括可从内窥镜主体(11)拆卸的光源单元(12)。在光源单元12中的光源单元40中，来自三个半导体激光器45至47的激光通过第一聚光透镜50入射在一个荧光体48上。在入射激光中，中心波长为445nm的蓝色激光激发荧光体48中的白光以发光。激发并发射的白光与入射到磷光体48上的其他激光(中心波长为405 nm的蓝色激光(405 nm)和治疗波长为635 nm的治疗光)一起通过第二聚光镜51到达光导30。事件。

[选择图]图2

