

(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2010-42153
(P2010-42153A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/06 (2006.01)	A 61 B 1/06	A 2 H04 O
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	3 7 O 4 C06 1
G02B 23/26 (2006.01)	G 02 B 23/26	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-208688 (P2008-208688)	(71) 出願人	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成20年8月13日 (2008.8.13)	(74) 代理人	100115107 弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100132986 弁理士 矢澤 清純
		(72) 発明者	水由 明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 BA09 CA09 CA11 CA23 DA03 DA18 GA02 GA11 4C061 BB02 CC06 FF45 FF46 GG01 LL02 MM02 NN01 NN05 QQ02 QQ09 RR02 RR26 TT02 WW10 XX02

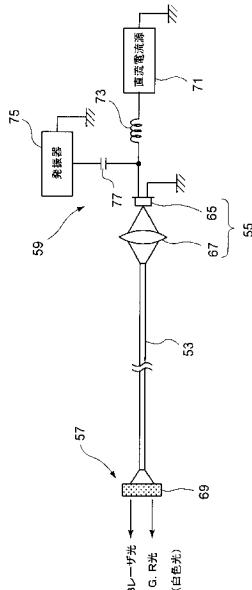
(54) 【発明の名称】 照明装置およびこれを用いた内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 常に安定してスペックル干渉ノイズのない照明光が得られる照明装置およびこれを用いた内視鏡を提供する。

【解決手段】 第1の波長帯域の光を出射する光源65と、該第1の波長帯域の光により第2の波長帯域の光を励起発光する蛍光体69とを有し、第1の波長帯域および第2の波長帯域の光を混合して照明光を得る照明装置であって、光源65がプロードエリア型の半導体レーザであり、該半導体レーザに供給する駆動電流に高周波信号を重畳して半導体レーザを多モード発振させる高周波重畳手段59を備えた。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の波長帯域の光を出射する光源と、該第1の波長帯域の光により第2の波長帯域の光を励起発光する蛍光体とを有し、前記第1の波長帯域および前記第2の波長帯域の光を混合して照明光を得る照明装置であって、

前記光源がブロードエリア型の半導体レーザであり、

該半導体レーザに供給する駆動電流に高周波信号を重畠して前記半導体レーザを多モード発振させる高周波重畠手段を備えた照明装置。

【請求項 2】

請求項1記載の照明装置であって、

10

前記第1の波長帯域の光を集光する集光レンズと、

該集光レンズにより集光された光が一端側に入射され、他端側から出射される光ファイバーと、を備え、

前記蛍光体が前記光ファイバーの光出射側に配置された照明装置。

【請求項 3】

請求項1または請求項2記載の照明装置であって、

前記高周波重畠手段による高周波信号の駆動電流への重畠の有無を制御する切り替えスイッチを備えた照明装置。

【請求項 4】

請求項1～請求項3のいずれか1項記載の照明装置であって、

20

前記光源が、前記第1の波長帯域の光として青色光を出射する照明装置。

【請求項 5】

請求項1～請求項4のいずれか1項記載の照明装置であって、

前記蛍光体が、前記第1の波長帯域の光の一部を前記蛍光体内で拡散させつつ透過されることで、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光とを混合する照明装置。

【請求項 6】

被検体内に内視鏡挿入部を挿入して被検体内を観察する内視鏡であって、

前記被検体内を照明する請求項1～請求項5のいずれか1項記載の照明装置と、

該照明された被検体内を撮像して画像情報を生成する撮像手段と、を有する内視鏡。

【請求項 7】

30

請求項6記載の内視鏡であって、

前記撮像手段が、前記駆動電流に前記高周波信号を重畠した場合の照明光で観察画像を撮像して得た第1の画像情報と、前記駆動電流に前記高周波信号を重畠させない場合の照明光で観察画像を撮像して得た第2の画像情報と、を出力する内視鏡。

【請求項 8】

請求項7記載の内視鏡であって、

前記第1の画像情報および前記第2の画像情報を、それぞれ異なる表示領域に同時表示する画像表示手段を備えた内視鏡。

【請求項 9】

40

請求項8記載の内視鏡であって、

前記画像表示手段が、前記第1の画像情報と前記第2の画像情報とを、前記撮像手段の撮像フレーム周期で交互に切り替えて表示する内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ブロードエリア型半導体レーザを光源とし、蛍光体を励起発光させる照明装置およびこれを用いた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より広く使用されている内視鏡装置は、光源装置内のランプからの光を内視鏡挿入

50

部に沿って設けたライトガイドにより導光し、このライトガイドで導光された照明光を内視鏡挿入部の先端の照明窓から出射して検査対象部位を照明する構成になっている。これに対し、ランプに代えてレーザ光源を用いて照明を行うものがある。例えば特許文献1の照明装置は、青色半導体レーザによる光を、光ファイバーにより内視鏡挿入部の先端に導き、光ファイバー先端に配置された蛍光体を励起発光させ、これにより得られる白色照明光を検査対象部位に照射する構成となっている。この照明装置によれば、内視鏡に要求される導光路の細さと、照明光の明るさを両立させることができる。

しかし、半導体レーザには強度雑音として、モードホッピングノイズ、戻り光ノイズ、照射面におけるスペックルノイズが発生することが知られている。そして、半導体レーザを用いた場合には、特に、照射面の凹凸形状に応じて、照射面上に斑点状のノイズパターンが揺れ動く現象が生じる。これはスペックル干渉によるもので、この微細な揺らぎは、照明光を内視鏡などに用いた場合に、患部観察の妨げとなり得る。スペックル干渉は単一波長で発振していることに起因するので、これを弱めるには、縦モードを多モード（マルチモード）化し、レーザ光の可干渉性を弱めればよい（引用文献2参照）。

【特許文献1】特開2005-205195号公報

【特許文献2】特開2002-95634号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、引用文献2のように、発光幅の狭い横モード単一モードのレーザを用いる場合、もともとの可干渉性が高いので、縦モードをマルチモード化しても十分にスペックル干渉によるノイズを低減できない。また、白色光を得るためにには、原色の数分のレーザ光源を必要とし、コスト高となり装置の大型化も避けられない。

また、スペックル干渉を抑えるため、自励発振型（セルフパルセーション）レーザを用いる方法があるが、汎用、若しくは上部や下部消化管用等の内視鏡の照明装置に用いる場合には、レーザの高出力化の要求が高く、半導体レーザ素子での対応は難しい。さらに、利得導波型マルチモードレーザによりマルチモード化されたレーザ光を用いることができるが、単一モードレーザや自励発光型レーザに比べて動作電流が大きく、温度上昇や光出力の変化によって複数ある横モード間の競合ノイズが高くなる不利がある。

また、屈折率導波型マルチモードレーザを用いる方法もあるが、利得導波型に比較して横モード数が減るので、横モード競合ノイズは減少し、好ましいが、逆に横モードを制限したことにより、縦モード数も減り、スペクトルの純度が良くなることによりスペックルノイズが増えるという問題が生じる。

本発明は、このような状況に鑑みてなされたもので、常に安定してスペックル干渉のない照明光が得られる照明装置およびこれを用いた内視鏡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】

【0004】

本発明は、下記構成からなる。

（1） 第1の波長帯域の光を出射する光源と、該第1の波長帯域の光により第2の波長帯域の光を励起発光する蛍光体とを有し、前記第1の波長帯域および前記第2の波長帯域の光を混合して照明光を得る照明装置であって、

前記光源がプロードエリア型の半導体レーザであり、

該半導体レーザに供給する駆動電流に高周波信号を重畠して前記半導体レーザを多モード発振させる高周波重畠手段を備えた照明装置。

【0005】

この照明装置によれば、複数の横モードを有するプロードエリア型の半導体レーザに対し、高周波信号を重畠した駆動電流を印加することで、縦モードがマルチモード化され、また複数の横モードのそれぞれが波長の広がりを有するようになり、しかも時間軸に対して横モードが変化するため、スペックル干渉の生じにくい光を常に安定して出射させることができる。これにより、照明領域にスペックルノイズが生じることを防止できる。

【0006】

(2) (1)記載の照明装置であって、

前記第1の波長帯域の光を集光する集光レンズと、

該集光レンズにより集光された光が一端側に入射され、他端側から出射される光ファイバーと、を備え、

前記蛍光体が前記光ファイバーの光出射側に配置された照明装置。

【0007】

この照明装置によれば、レーザ光を集光レンズにより光ファイバーの一端側から導入し、光ファイバーの他端側に配置された蛍光体に照射することで、高輝度の光を拡散を抑えて高効率で伝搬させることができる。また、導光路を細い光ファイバーで構成できるため、導光路の細径化が図り易くなり、照明装置の構成を簡単化できる。

10

【0008】

(3) (1)または(2)記載の照明装置であって、

前記高周波重畠手段による高周波信号の駆動電流への重畠の有無を制御する切り替えスイッチを備えた照明装置。

【0009】

この照明装置によれば、照明光の種類を手動により任意のタイミングで切り換えることができ、使い勝手を向上できる。

【0010】

(4) (1)～(3)のいずれか1項記載の照明装置であって、

20

前記光源が、前記第1の波長帯域の光として青色光を出射する照明装置。

【0011】

この照明装置によれば、青色のレーザ光を出射することで、一般的なダウンコンバージョン蛍光体が利用でき、蛍光体材料の選択自由度が高められる。

【0012】

(5) (1)～(4)のいずれか1項記載の照明装置であって、

前記蛍光体が、前記第1の波長帯域の光の一部を前記蛍光体内で拡散させつつ透過されることで、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光とを混合する照明装置。

30

【0013】

この照明装置によれば、直進性の高い第1の波長帯域のレーザ光が、蛍光体により拡散されることで、より均一な分布の照明光を得ることができる。

【0014】

(6) 被検体内に内視鏡挿入部を挿入して被検体内を観察する内視鏡であって、

前記被検体内を照明する(1)～(5)のいずれか1項記載の照明装置と、

該照明された被検体内を撮像して画像情報を生成する撮像手段と、を有する内視鏡。

【0015】

この内視鏡によれば、常に安定してスペックル干渉のない照明光を被検体内に照射できるため、被検体内の観察部位に対してノイズの少ない撮像画像を得ることができる。

【0016】

(7) (6)記載の内視鏡であって、

40

前記撮像手段が、前記駆動電流に前記高周波信号を重畠した場合の照明光で観察画像を撮像して得た第1の画像情報と、前記駆動電流に前記高周波信号を重畠させない場合の照明光で観察画像を撮像して得た第2の画像情報と、を出力する内視鏡。

【0017】

この内視鏡によれば、駆動電流に高周波信号を重畠した場合と重畠しない場合の画像情報が出力され、双方の画像から観察部位の状態をより正確に把握でき、診断精度が向上する。

【0018】

(8) (7)記載の内視鏡であって、

前記第1の画像情報をおよび前記第2の画像情報を、それぞれ異なる表示領域に同時表示

50

する画像表示手段を備えた内視鏡。

【0019】

この内視鏡によれば、双方の画像情報を同時に観察することができ、迅速かつ簡単に観察部位の状態を把握できる。

【0020】

(9) (8)記載の内視鏡であって、

前記画像表示手段が、前記第1の画像情報と前記第2の画像情報を、前記撮像手段の撮像フレーム周期で交互に切り替えて表示する内視鏡。

【0021】

この内視鏡によれば、双方の画像情報を交互に切り替えて表示することで、リアルタイムで画像情報の確認が行える。

【発明の効果】

【0022】

本発明の照明装置およびこれを用いた内視鏡によれば、複数の横モードを有するプロードエリア型の半導体レーザに対し、高周波信号を重畠した駆動電流を印加することで、縦モードがマルチモード化され、また複数の横モードのそれぞれが波長の広がりを有するようになり、しかも時間軸に対して横モードが変化するため、スペックル干渉の生じにくい光を常に安定して出射させることができる。これにより、照明領域にスペックルノイズが生じることを防止できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、照明装置およびこれを用いた内視鏡の好適な実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

まず、内視鏡の構成について説明する。

図1は内視鏡および内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡システムの構成図、図2は図1の内視鏡システムのブロック構成図である。

図1に示すように、内視鏡システム11は、内視鏡100と、光源装置13と、撮像信号処理を行うプロセッサ15と、モニタ17とを主に有して構成される。内視鏡100は、本体操作部19と、この本体操作部19に連設され被検体(体腔)内に挿入される挿入部21とを備える。本体操作部19には、ユニバーサルケーブル23が接続され、このユニバーサルケーブル23の先端は、ライトガイド(LG)コネクタ25を介して光源装置13に接続される。また、撮像信号は、ビデオコネクタ31を介してプロセッサ15に入力される。

【0024】

内視鏡100の本体操作部19には、挿入部21の先端側で吸引、送気、送水を実施するためのボタンや、撮像時のシャッターボタン等の各種操作ボタン27が併設されるとともに、一対のアンダルノブ29A, 29Bが設けられている。

挿入部21は、本体操作部19側から順に軟性部33、湾曲部35、及び先端部37で構成され、湾曲部35は、本体操作部19のアンダルノブ29A, 29Bを回動することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部37を所望の方向に向けることができる。

【0025】

また、図2に示すように、内視鏡100の先端部37には、撮像光学系の観察窓41と、照明光学系の光照射窓43が配置され、光照射窓43から照射される照明光による被検体からの反射光を、観察窓41を通じて撮像するようになっている。撮像された観察画像は、プロセッサ15に接続されたモニタ17に表示される。

ここで、撮像光学系は、CCD(charge coupled device)やCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)等の撮像素子45と、結像レンズ47等の光学部材とを有する。撮像光学系で取り込まれる観察像は、撮像素子45の受光面に結像されて電気信号に変換され、その電気信号が信号ケーブル49を通じてプロセッサ15の撮像信号処理部5

10

20

30

40

50

1に入力され、ここで映像信号に変換される。

【0026】

一方、照明光学系は、レーザ光源部55を有する光源装置13と、これに接続される光ファイバー53と、光ファイバー53の光出射側に配置された波長変換部57とを有する。光ファイバー53は、中心のコア層とその外周のクラッド層を有する光ファイバー・ケーブルであり、内視鏡100の先端部37へレーザ光を導波し、先端部37の波長変換部57から白色照明光を発生させる。波長変換部57は、レーザ光により励起発光する蛍光体を備える。レーザ光源部55は、制御部61からの指令に基づく光源駆動回路59からの駆動信号を受けてレーザ光を発する。

制御部61は、撮像信号を保存するメモリ63にも接続され、撮像信号処理部51から出力される画像データをモニタ17に映出したり、図示しないLAN等のネットワークに接続されて画像データを含む情報を配信する等、内視鏡システム11全体を制御する。

【0027】

レーザ光源部55は、図3に照明光学系を概略的に表した構成図に示すように、中心波長445nmの青色発光のブロードエリア型半導体レーザ（以降、青色レーザ光源と称する）65と、この青色レーザ光源65からのレーザ光を集光する集光レンズ67とを備える。半導体レーザは、出射光の波長が短いほど、単一モードとなる活性領域（ストライプ）幅が小さくなる。青色半導体レーザの場合、活性領域幅は1～2μmが単一モード条件である。したがって、その数倍の幅である3～6μm以上の活性領域幅を有するものをブロードエリア型半導体レーザと呼ぶことができる。つまり、本明細書におけるブロードエリア型半導体レーザとは、活性領域幅の狭いナローストライプ型半導体レーザと区別して、例えば3～6μm以上（例えば5μm以上、50μm以下）の活性領域幅を持つものと定義する。

なお、出射光の波長が400nm台（405nmや445nm等）であれば、実用的な観点から上記の通り50μm以下とすることができますが、この活性領域幅の上限は、現在の窒化物結晶成長技術と、選択されている基板面方位では不均一性が高いという事情から50μm程度が限界という意味であり、原理的な限界ではない。例えば、血管ナビゲーションに使用される波長780nmの砒素燐系レーザダイオードでは、200μmの活性領域幅を有するものがある。

【0028】

青色レーザ光源65は、出射光量を制御されつつ青色レーザ光を出射し、この出射光が光ファイバー53を通じて内視鏡挿入部21の波長変換部57に照射される。

波長変換部57は、青色レーザ光源65からの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69（例えばYAG系蛍光体、あるいはBMA（BaMgAl₁₀O₃₇）等を含む蛍光体等）を含んで構成される。これにより、青色レーザ光源65からのレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光が生成される。

【0029】

この青色レーザ光源65としては、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが使用できる。また、光ファイバー53は、図示はしないが内視鏡挿入部21の先端硬質部（金属製ブロック）に固定用治具を介して光軸を合わせて固定される。この固定用治具は、光ファイバー53の光出射側に蛍光体69を固定し、光ファイバー53からの出射光を受けて励起発光した光を光路前方へ出射させる。このとき、蛍光体69内を波長変換せずに透過する青色レーザ光成分は、蛍光体69によって拡散され、直進性の高いレーザ光から光軸に対して60°～70°の拡散角を有する拡散光として出射される。

【0030】

図4は青色レーザ光が蛍光体により波長変換された後の光のスペクトル分布を示すグラフである。

青色レーザ光源65からの青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、このレーザ光により蛍光体69が励起発光する光によって、概ね450nm～700nmの波

10

20

30

40

50

長帯域で発光強度が増大する。この波長帯域の光と青色レーザ光とによって白色光が形成される。

【0031】

次に、上記構成の照明光学系の青色レーザ光源の駆動回路について説明する。

青色レーザ光源65には、直流の駆動電流を供給する直流電流源71がインダクタ73を介して接続され、また、直流電流源71からの駆動電流に正弦波の高周波信号を重畠する発信器75がカップリングコンデンサ77を介して接続されている。この高周波信号は、数百～数千MHzの任意に設定できる正弦波の信号であって、駆動電流に重畠することで、青色レーザ光源65の縦モードがマルチモード化される。上記構成のうち、インダクタ73は発信器75からの高周波信号に対しては高インピーダンスを呈し、駆動電流に対しては低インピーダンスを呈する。また、カップリングコンデンサ77は発信器75からの高周波信号から直流成分を除去する。つまり、発信器75が高周波信号を駆動電流に重畠して青色レーザ光源65を多モード発振させる高周波重畠手段として機能するようになっている。

【0032】

図5に図3に示す光源駆動回路による駆動電流の一例を表すグラフ、図6に青色レーザ光源の駆動電流に対する光出力強度との関係を表すグラフを示した。

図5に示すように、駆動電流は、直流電流源71からのバイアス電流に発信器75からの高周波信号が重畠されている。この駆動電流が青色レーザ光源65に印加されると、図6に示すように、駆動電流が変化すると、レーザ発振の過渡応答時のマルチモード化（緩和振動）が生じ、これによって光出力強度が変化する。このような時間軸に対する乱れにより干渉性が低下して、レーザ光の照射領域におけるスペックル干渉の発生を低減できる。本方法であれば、青色レーザ光源65が横シングルモードかマルチモードかにかかわらずに有効である。

【0033】

また、プロードエリア型半導体レーザは、発光幅が広く、横モードが複数存在している。そして、この複数存在する横モードのそれぞれは、図7に波長に対する発振波形を示すように、基本発振周波数 f_0 を中心とする高次モードの異なる波長帯域成分を有しており、所定の波長広がりを持つ。このような横モードの増加と、発光波長の広がりによって、レーザ光の照射領域におけるスペックル干渉の発生を低減できる。

【0034】

つまり、青色レーザ光源65から出射される青色光は、複数の横モードを高周波信号の重畠によって時間軸に対してバラバラに乱れさせ、ホワイトノイズ化することで、結果として波長も横モードの変動に応じた変化を受けて、レーザ光の干渉性が低下する。これにより、スペックル干渉の発生を低減することができる。

また、プロードエリア型半導体レーザの横モードは、光ファイバー53に集光レンズ67で集光させる場合に、それぞれのモード毎に光結合効率が異なっているため、環境温度の変化等の外的要因で横モード変動が起こることがある。そのときにレーザ光の出力変動が生じるが、本構成では各モードが万遍なく励起された状態で使われるので、仮に横モード変動が起きた場合でも、レーザ光の出力変動は小さく抑えられる。

また、蛍光体を励起させる場合に、プロードエリア型半導体レーザは、その横モードが高周波信号の重畠によって変調できるため、時間に対しても出力が安定化し、比較的遅い数～数kHz程度で生じていた強度ノイズが減少し、安定した画像の取得が行える。

【0035】

このように、複数の横モードを有するプロードエリア型の青色レーザ光源65に対し、高周波信号を重畠した駆動電流を印加することで、縦モードがマルチモード化され、また複数の横モードのそれぞれが波長の広がりを有するようになり、しかも時間軸に対して横モードが変化するため、スペックル干渉の生じにくい光を常に安定して出射させることができる。これにより、照明領域にスペックルノイズが生じることを防止できる。

【0036】

10

20

30

40

50

次に、青色レーザ光源65を光源駆動回路59によって変調周波数を変更した場合のスペックル干渉の軽減効果について説明する。

図8にマクベスチャートの白色を撮影したときの変調周波数に対するスペックルノイズの状態を示すグラフを示した。同図の横軸は光源駆動回路59による変調周波数であり、縦軸は取得画像の画素値の二乗平均平方根値(RMS値)である。ここで変調の振幅は0~100%の範囲であり、デューティ比は50%とした。また、画素値はRGB各色で16ビットの値であり、QL最大値(量子化レベルの最大値)は65416である。

【0037】

青色レーザ光源65を変調せずに撮像したフルカラー画像には、RMS値で4000程度のスペックルノイズが発生しており、容易に視認できるランダムノイズが重畳されている。このスペックルノイズの発生は励起光である青色レーザ光に起因しており、フルカラー画像から青色成分のみ抽出するとスペックルノイズが顕著に現れる。

一方、青色レーザ光源65を1kHzで変調すると、撮像したフルカラー画像のRMS値は3500程度に低下し、時間的および空間的に均一な光量分布となり、青色成分のみ抽出した画像にも殆どスペックルノイズが視認できなくなる。変調周波数は、1kHz以上では変調周波数に対するRMS値の変化が減少して、所定の値(図示例では3500)に収束する傾向を有しており、スペックルノイズの低減には1kHz程度で十分な効果が得られる。

【0038】

なお、スペックルノイズは変調周波数が100Hzから減少し始めるが、内視鏡の撮像素子による撮像周期は例えば1/30~1/60秒なので、変調周波数を100Hz程度とした場合、光照射領域に「ちらつき」となって現れるようになる。変調振幅を小さくすれば「ちらつき」が防止できるが、その場合にはスペックルノイズが現れるようになる。例を挙げると、変調振幅が100%の場合、変調周波数が500Hz以上では「ちらつき」が無く、スペックルノイズの無い画像が取得される。変調周波数が1kHz以上では更にその効果が大きくなり、変調振幅を1割から2割程度低くしてもスペックルノイズの発生が抑制され、より安定したノイズ低減効果が得られる。

【0039】

また、光源の光量を増大させる場合、例えば精査用内視鏡などでは、レーザダイオードの出力を大きくする必要がある。この場合、駆動電流が増大することになるが、大きな駆動電流を変調振幅100%で駆動するには、回路のマッチング精度要求が高くなり、電源のコストの上昇を招く。このような場合は、更に変調周波数を上げたり、変調振幅を下げたりすることが有効である。上記の事項は、パルス波形が方形パルスに限らず、前述の正弦波や鋸波や三角波形状であっても良い。また、内視鏡の撮像周期(1/30~1/60秒)の電荷蓄積時間内に、パルス周波数を100Hz~数百、数kHzまでその周波数をスイープしても同様の効果が得られる。

【0040】

次に、上記構成の照明光学系が内視鏡100に組み込まれた内視鏡システム11の使用例を説明する。

図1,2に示す内視鏡100の挿入部21を被検体(体腔)内に挿入し、挿入部21の先端から白色照明光を出射させる際、高周波信号の重畳を行う場合と高周波重畳を行わない場合とを切り替え自在とし、それぞれの場合で撮像して得た撮像信号を、図2に示すメモリ63に取り込み、撮像信号処理部51により適宜な画像処理を施してモニタ17に表示する。あるいは記録媒体に保存する。

【0041】

例えば、この内視鏡100により被検体内で白色の照明光を照射して観察する場合、通常の内視鏡診断時には、制御部61は、図3に示す光源駆動回路59により、青色レーザ光源65に対して高周波信号を重畳した駆動電流を印加し、青色レーザ光を発光させる。この青色レーザ光は、可干渉性が低く、蛍光体69により波長変換された蛍光と、蛍光体69で拡散して通過する拡散光とが混合することで、スペックルノイズの少ない白色光を

10

20

30

40

50

生成する。

また、制御部 6 1 が光源駆動回路 5 9 の発信器 7 5 からの高周波信号の駆動電流への重畠を停止すると、スペックルノイズの乗った照明光を生成される。この場合の照明光によれば、撮像画像データの特に青色成分（青色レーザ光成分）を画像強調処理することで、撮像した観察表面の凹凸形状がより強調された画像として得られる。

【0042】

そこで、制御部 6 1 が、高周波信号の駆動電流への重畠の有無を適宜なタイミングで制御することで、観察目的に適応した画像情報を被検体から選択的に得ることができる。

図 9 は、撮像光学系による撮像で時系列的に得られた複数のフレーム画像（a）と、これらフレーム画像を分類する様子（b）を概念的に示す説明図である。ここでは、スペックルノイズの少ない白色光による照明光下の観察像と、スペックルノイズを多く含む照明光下の観察像とを、それぞれモニタ 1 7 の別々の表示位置に表示する制御を行っている。

制御部 6 1 は、図 9 (a) に示すように、照明光学系の照明光の出射を制御して、動画撮像時の第 1 フレーム目では、高周波信号の重畠された駆動電流を青色レーザ光源 6 5 に印加して中心波長 445 nm の青色レーザ光を出射させ、スペックルノイズの少ない白色光を被検体に照射する。撮像素子 4 5 は、この白色光で照明された被検体を撮像し、その撮像信号をメモリ 6 3 (図 1 参照) に保存する。

【0043】

次に、制御部 6 1 は、照明光学系による出射光を制御して、第 2 フレーム目では、高周波信号の重畠されていない駆動信号を青色レーザ光源 6 5 に印加して、スペックルノイズを多く含む白色光を被検体に照射する。この白色光で照明された被検体を撮像し、その撮像信号をメモリ 6 3 に保存する。この撮像信号に対しては、青色成分の強調処理が施される。

【0044】

以降、同様にして、第 3 フレーム（奇数フレーム）では第 1 フレーム目と同様に、第 4 フレーム（偶数フレーム）では第 2 フレームと同様に照明・撮像・撮像信号保存の処理を行うことを繰り返す。つまり、スペックルノイズの少ない白色光の照明と、スペックルノイズを多く含む白色光の照明とを撮像素子 4 5 の撮像フレーム毎に交互に切り換える。

【0045】

そして、図 9 (b) に示すように、メモリ 6 3 に、スペックルノイズの少ない白色光による照明画像と、スペックルノイズを多く含む白色光による照明画像の強調処理画像とをそれぞれ保存する。これら 2 種類の撮像信号による画像情報は、図 10 に示すように、モニタ 1 7 の表示面内の異なる表示領域 7 8, 7 9 にそれぞれ表示される。各表示領域 7 8, 7 9 のサイズは図示例では同一にしているが、いずれか一方を他方より大きく表示したり、いずれか一方の画像表示領域内に、他方の画像をオーバーラップさせて小さく表示する等、任意に設定することができる。

【0046】

このように、通常の白色照明による通常画像と、凹凸形状の強調された強調画像とが、同じ画面上で同時に表示されることで、迅速かつ簡単に観察部位の状態を把握できる。また、各画像情報をリアルタイムで観察できるため、正確な画像情報の認識が可能となり、診断精度をより一層高めることができる。

【0047】

また、スペックルノイズの少ない白色照明光と、スペックルノイズを多く含む白色照明光とを、内視鏡 1 0 0 の本体操作部 1 9 に設けた切り替えスイッチ 8 1 等により、簡単な手元操作により切り替え自在とする構成としてもよい。この場合、照明光を手動により任意のタイミングで切り換えることができ、使い勝手を向上できる。

【0048】

以上説明した内視鏡 1 0 0 によれば、照明光学系の白色光源としてレーザ光を用いることで、光ファイバー 5 3 により導光でき、高輝度の光を拡散を抑えて高効率で内視鏡 1 0 0 の挿入部 2 1 の先端まで伝搬させることができる。また、白色用の導光路を光ファイバ

10

20

30

40

50

ーで構成できるため、従前の太径のライトガイド（光ファイバー束）を要することなく、内視鏡挿入部の細径化が図り易くなる。すなわち、内視鏡の照明に必要とされる光量を内視鏡 100 の挿入部 21 の先端に導くためには、ライトガイドの径が少なくとも約 1 mm 以上必要となるが、単線の光ファイバーを用いる本実施形態の構成では、外皮の保護材を含めた外径で 0.3 mm 程度の細径にできる。

なお、上記の照明装置およびこれを用いた内視鏡 100 は、前述した実施形態に限定されるものではなく、適宜、変形や改良等が可能である。例えば、蛍光体を励起しないレーザ光を光路に合流させて照明を行う構成としてもよい。また、内視鏡 100 の先端部の光出射部に拡散板を設けて照明光の拡散性を強めた構成としてもよい。

【図面の簡単な説明】

10

【0049】

【図 1】内視鏡および内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡システムの構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡システムのブロック構成図である。

【図 3】照明光学系を概略的に表した構成図である。

【図 4】青色レーザ光が蛍光体により波長変換された後の光のスペクトル分布を示すグラフである。

【図 5】図 3 に示す光源駆動回路による駆動電流の一例を表すグラフである。

【図 6】青色レーザ光源の駆動電流に対する光出力強度との関係を表すグラフである。

【図 7】波長に対する発振波形を示すグラフである。

【図 8】マクベスチャートの白色を撮影したときの変調周波数に対するスペックルノイズの状態を示すグラフである。

20

【図 9】撮像光学系による撮像で時系列的に得られた複数のフレーム画像（a）と、これらフレーム画像を分類する様子（b）を概念的に示す説明図である。

【図 10】モニタの表示面内の異なる表示領域に、スペックルノイズの少ない白色光による照明画像と、スペックルノイズを多く含む白色光による照明画像の強調処理画像とをそれぞれ表示された様子を示す説明図である。

【符号の説明】

【0050】

30

11 内視鏡システム

13 光源装置

15 プロセッサ

17 モニタ

19 本体操作部

21 挿入部

27 操作ボタン

41 観察窓

43 光照射窓

45 摄像素子

47 結像レンズ

49 信号ケーブル

40

51 摄像信号処理部

53 光ファイバー

55 レーザ光源部

57 波長変換部

59 光源駆動回路

61 制御部

65 青色レーザ光源

67 集光レンズ

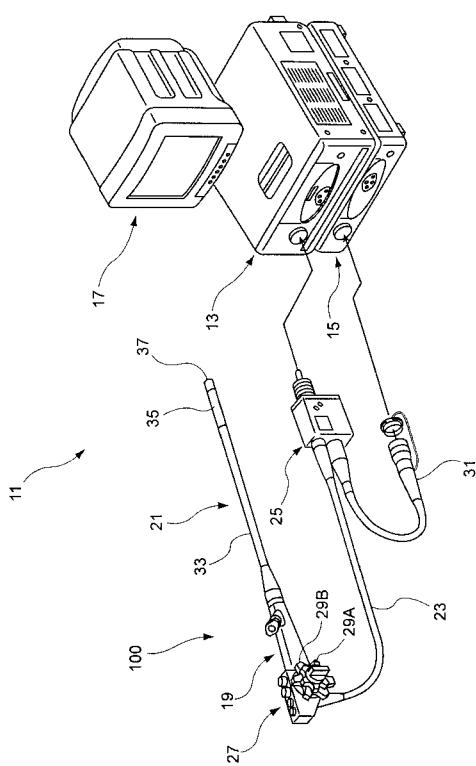
69 蛍光体

71 直流電流源

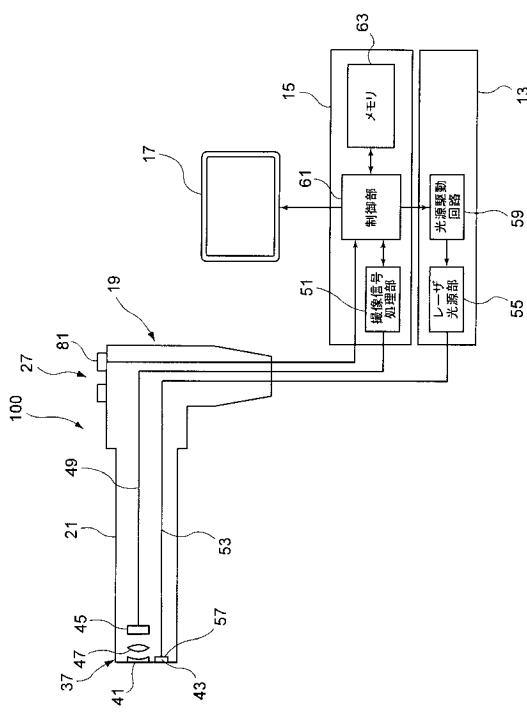
50

7 3 インダクタ
 7 5 発信器
 7 8 , 7 9 表示領域
 8 1 切り替えスイッチ
 1 0 0 内視鏡

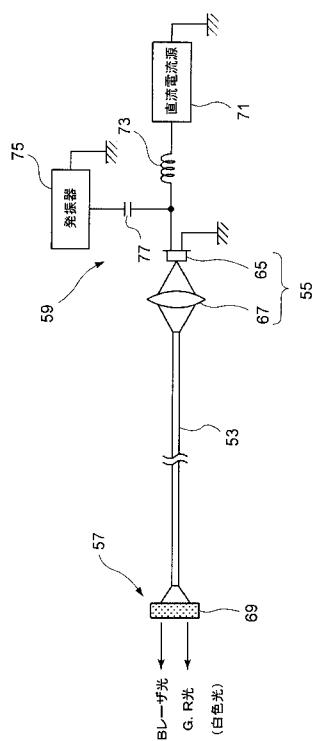
【図 1】



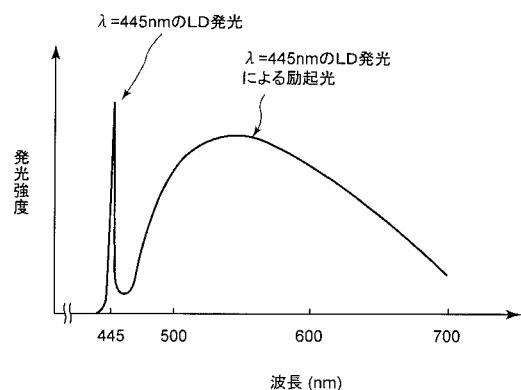
【図 2】



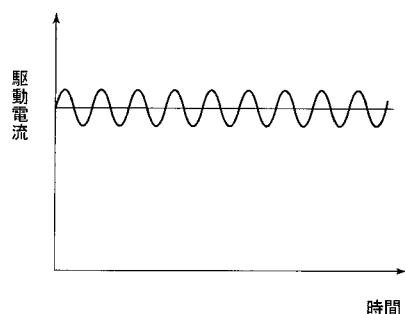
【図3】



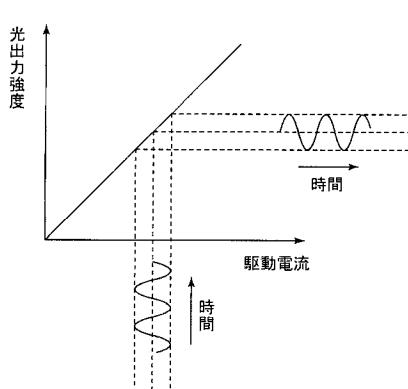
【図4】



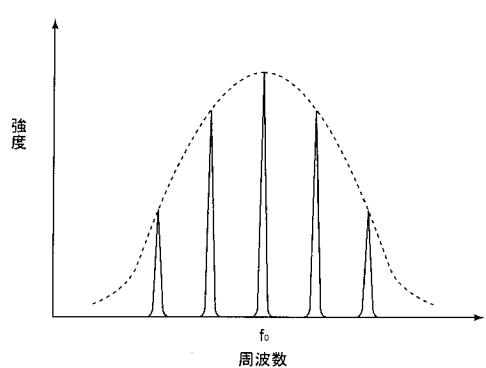
【図5】



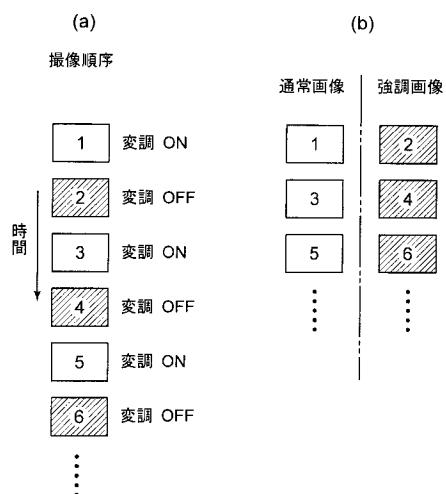
【図6】



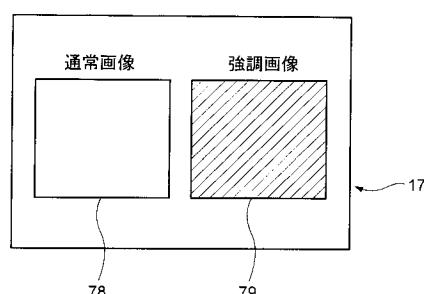
【図7】



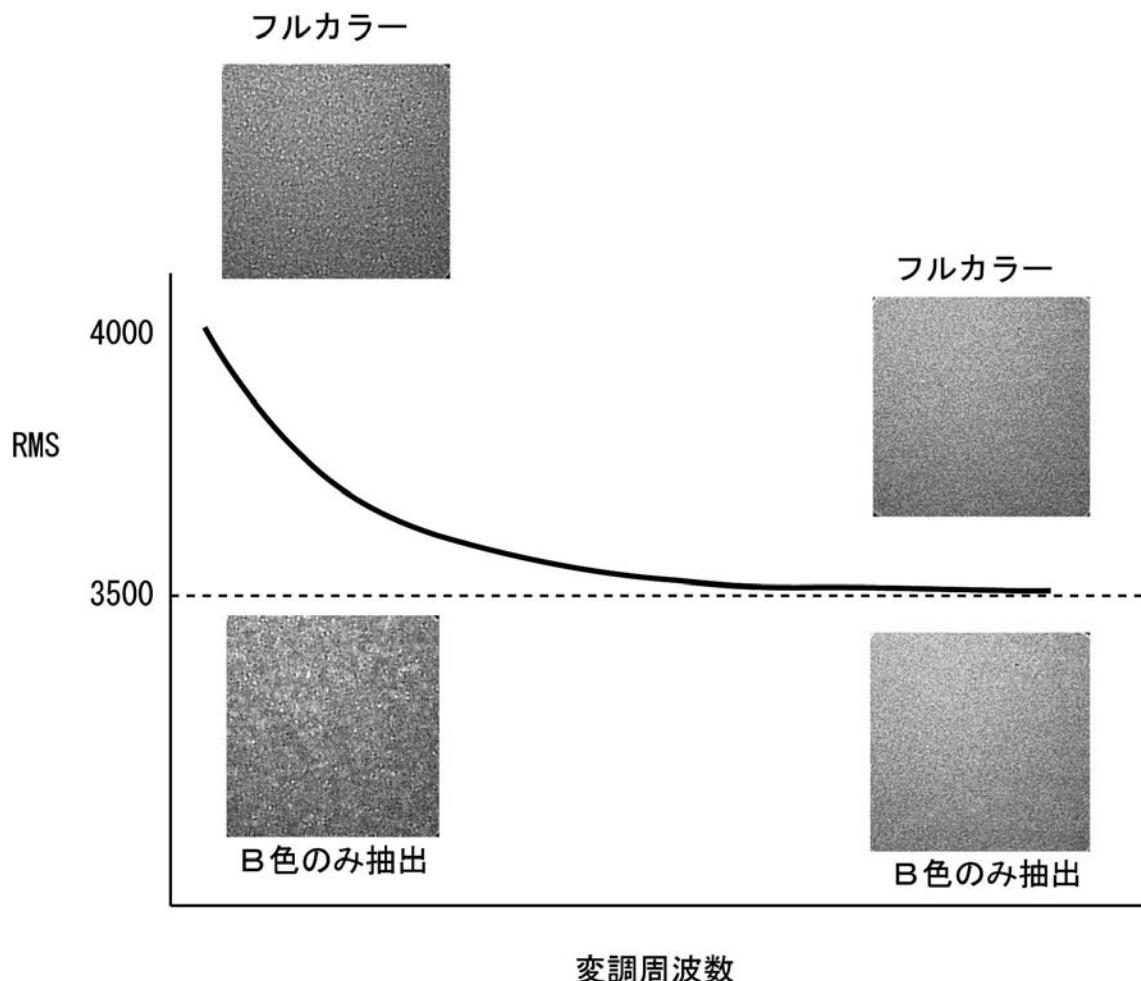
【図9】



【図10】



【図 8】



专利名称(译)	照明装置和使用其的内窥镜		
公开(公告)号	JP2010042153A	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2008208688	申请日	2008-08-13
[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 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/26 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA18 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF45 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR26 4C061/TT02 4C061/WW10 4C061/XX02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR26 4C161/TT02 4C161/WW10 4C161/XX02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种照明装置，用于在任何时间稳定地获得没有散斑干扰噪声的照明光，以及使用它的内窥镜。解决方案：在包括用于发射第一波段光的光源65和荧光体69的照明装置中，荧光体69通过第一波长带的光激发并发射第二波长带的光并通过混合获得照明光在第一和第二波长带的光中，光源65是宽区域型激光二极管，以及高频波叠加装置59，用于通过在高频信号上叠加高频信号使激光二极管进行多模振荡。提供提供给激光二极管的驱动电流。Z

