

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5623266号
(P5623266)

(45) 発行日 平成26年11月12日 (2014. 11. 12)

(24) 登録日 平成26年10月3日 (2014. 10. 3)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 A
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-281496 (P2010-281496)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月17日 (2010. 12. 17)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-125492 (P2012-125492A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年7月5日 (2012. 7. 5)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成25年6月21日 (2013. 6. 21)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	黒田 修
			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
		(72) 発明者	安田 裕昭
			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
		(72) 発明者	山口 博司
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色の広帯域光に、特定の波長帯域に制限された少なくとも第1～第2狭帯域光のいずれかを混合してなる混合光を、内視鏡のライトガイド入射端に入射させる内視鏡用光源装置において、

前記広帯域光が前記ライトガイド入射端に入射するまでの光路に配置され、少なくとも前記広帯域光の光量を調整する光量調整手段と、

前記広帯域光及び前記第1狭帯域光の光量比が所定の比率に保たれた前記混合光を出射する光量比優先モードと、前記第2狭帯域光のパワーを優先させた前記混合光を出射するパワー優先モードとを含む複数の動作モードを切り替えるモード切替手段と、

前記第1～第2の狭帯域光の中で前記動作モードに対応する光を選択的に前記広帯域光に混合する光混合手段とを備え、

前記光混合手段は、前記光量比優先モードでは前記光路の前記光量調整手段よりも上流側の第1混合位置で前記第1狭帯域光を前記広帯域光に混合するとともに、

前記パワー優先モードでは、前記光路の前記光量調整手段よりも下流側で、かつ、前記光路の前記ライトガイド入射端近傍の第2混合位置で前記第2狭帯域光を前記広帯域光に混合し、

前記光量調整手段は、前記光量比優先モード時に前記広帯域光の光量と前記第1狭帯域光の光量とを一緒に調整し、前記パワー優先モードでは、前記第2狭帯域光の光量を調整することなく、前記広帯域光の光量を調整することを特徴とする内視鏡用光源装置。

10

20

【請求項 2】

前記光混合手段は、前記第 1 混合位置に進退自在に配置され、前記第 1 狭帯域光は前記光路の下流側に向けて反射するがこれ以外の波長の光は透過させる第 1 ダイクロイックミラーと、前記第 2 混合位置に進退自在に配置され、前記第 2 狭帯域光は前記光路の下流側に向けて反射するがこれ以外の波長の光は透過させる第 2 ダイクロイックミラーとを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 狭帯域光は、生体組織内の血管を強調表示させる特殊光観察に利用される特殊光であり、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークに対応する波長を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 4】

前記第 1 狭帯域光は、青色狭帯域光であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 2 狭帯域光は、被検体内の治療対象部位を治療す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 4 いずれか 1 項記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡用光源装置と、

前記内視鏡用光源装置に接続された内視鏡であって、前記内視鏡用光源装置から出射される前記混合光を内視鏡先端部の照明窓まで導くライトガイドと、前記混合光が照射された被観察部位を撮像する撮像手段とを有する内視鏡と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記撮像手段は、画素に対応して R、G、B の 3 色のマイクロフィルタを配置したカラーイメージセンサであることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色の広帯域光と特定の波長の光とを混合して同時出射する内視鏡用光源装置、及びこの装置を備えた内視鏡システムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

医療分野では、内視鏡を用いた診断や治療が数多く行われている。白色の広帯域光が照射された被検体内の被観察部位を撮影して得られた画像は、被観察部位を自然に観察することができるものの、例えば腫瘍組織などの病変部を発見し難い場合がある。このため、特許文献 1 に記載されているように、特定の狭い波長帯域に制限された光（以下、狭帯域光という）を照射しながら被観察部位を撮影することにより、病変部を発見し易くした、いわゆる特殊光観察を行う内視鏡システムが知られている。

【0003】

このような内視鏡システムには、被観察部位の全体の様子も同時に観察することができるよう、2 種類の照明光を同時に照射して 2 種類の照明光を同時に撮像する混合同時照射方式により、狭帯域光と広帯域光とを混合して同時に被観察部位へ照射するものが知られている。この混合同時照射を行う際には、病変部の発見し易さと被観察部位の全体観察とが最大限両立するように、狭帯域光と広帯域光との光量比を所定値で一定に保持している。

40

【0004】

また、特許文献 2 に記載されているように、PDD（Photodynamic Diagnosis：光線力学的診断）などの特殊光観察により発見された病変部（腫瘍組織）に対して、PDT（Photodynamic Therapy：光線力学的治療）を行う内視鏡システムも知られている。PDT は、予め光感受性物質が蓄積された腫瘍組織に所定波長の光（例えば、630nm～680

50

nmの赤色光。以下、治療光という）を照射することによって、腫瘍組織を消滅させる治療法である。PDTで照射される治療光は、通常観察用や特殊光観察用の照明光と比較して高出力のものが用いられる。

【0005】

また、PDTでも、治療光の照射位置や治療効果を確認するために、治療光以外に広帯域光を照射するのが通常である。特許文献2の内視鏡システムは、内視鏡挿入部に、光源装置から出射される照明光（広帯域光、狭帯域光）を挿入部先端部へ導く第1ライトガイドと、PDT用半導体レーザから出射される治療光を挿入部先端部へ導く第2ライトガイドとを備えており、PDT時には治療光と広帯域光とを病変部に同時に照射している。この方式も、2種類の光を同時に照射するため混合同時照射方式の1つである。

10

【0006】

ところで、特許文献2の内視鏡システムでは、内視鏡挿入部に2本のライトガイドを挿通させる必要があるため、内視鏡挿入部が太径化するという問題が生じる。このため、近年では、光源装置から、広帯域光と、狭帯域光及び広帯域光の混合光と、治療光及び広帯域光の混合光とを切り替えて出射する方法が検討されている。このような光源装置は、観察や治療などの動作モードに応じて、狭帯域光及び治療光のいずれかを選択的に広帯域光に混合し、この混合光を内視鏡挿入部のライトガイドに入射させている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2009-207584号公報

【特許文献2】特開2009-099526号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、光源装置において、狭帯域光及び治療光のいずれかを選択的に広帯域光に混合して混合光を出射する場合に、前者では狭帯域光と広帯域光との光量比を所定値で保持する必要があるのに対して、後者では治療光のパワーを一定以上確保することが必要となる。

【0009】

この際に、通常観察や特殊光観察では観察像の明るさを調整するため、広帯域光の光路に絞りなどを配置しているのが通常である。この絞りは、例えば内視鏡先端部と被観察部位との距離の変化により内視鏡先端部のイメージセンサに入射する光の光量に変化したときに、これに応じて通過させる光の量を変化させる。このため、絞りによって、例えば狭帯域光と広帯域光のうち広帯域光の光量だけが減少された場合には、狭帯域光と広帯域光との光量比が変化して、病変部の発見し易さと被観察部位の全体観察との両立が難しくなる。また、絞りによって、例えば治療光のパワーが弱められた場合には、治療に時間がかかる、あるいは治療が不十分になるおそれがある。

30

【0010】

本発明は上記問題を解決するためになされたものであり、特殊光観察や治療などに応じて適切な混合同時照射を行うことができる内視鏡用光源装置、及びこの装置を備える内視鏡システムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡用光源装置は、白色の広帯域光に、特定の波長帯域に制限された少なくとも第1～第2狭帯域光のいずれかを混合してなる混合光を、内視鏡のライトガイド入射端に入射させる内視鏡用光源装置において、前記広帯域光が前記ライトガイド入射端にするまでの光路に配置され、少なくとも前記広帯域光の光量を調整する光量調整手段と、前記広帯域光及び前記第1狭帯域光の光量比が所定の比率に保たれた前記混合光を出射する光量比優先モードと、前記第2狭帯域光のパワーを優先させた

50

前記混合光を出射するパワー優先モードとを含む複数の動作モードを切り替えるモード切替手段と、前記第1～第2の狭帯域光の中で前記動作モードに対応する光を選択的に前記広帯域光に混合する光混合手段とを備え、前記光混合手段は、前記光量比優先モードでは前記光路の前記光量調整手段よりも上流側の第1混合位置で前記第1狭帯域光を前記広帯域光に混合するとともに、前記パワー優先モードでは前記光路の前記ライトガイド入射端近傍の第2混合位置で前記第2狭帯域光を前記広帯域光に混合することを特徴とする。

【0012】

前記光量調整手段は、前記光量比優先モード時に前記広帯域光の光量と前記第1狭帯域光の光量とを一緒に調整することが好ましい。また、前記第2混合位置は、前記光路の前記光量調整手段よりも下流側に位置することが好ましい。

10

【0013】

前記光混合手段は、前記第1混合位置に進退自在に配置され、前記第1狭帯域光は前記光路の下流側に向けて反射するがこれ以外の波長の光は透過させる第1ダイクロイックミラーと、前記第2混合位置に進退自在に配置され、前記第2狭帯域光は前記光路の下流側に向けて反射するがこれ以外の波長の光は透過させる第2ダイクロイックミラーとを備えることが好ましい。

【0014】

前記第1狭帯域光は、生体組織内の血管を強調表示させる特殊光観察に利用される特殊光であり、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークに対応する波長を有することが好ましい。さらに、前記第1狭帯域光は、青色狭帯域光であることが好ましい。また、前記第2狭帯域光は、被検体内の治療対象部位を治療するための治療光であることが好ましい。

20

【0015】

また、本発明の内視鏡システムは、請求項1ないし7いずれか1項記載の内視鏡用光源装置と、前記内視鏡用光源装置に接続された内視鏡であって、前記内視鏡用光源装置から出射される前記混合光を内視鏡先端部の照明窓まで導くライトガイドと、前記混合光が照射された被観察部位を撮像する撮像手段とを有する内視鏡と、を備えることを特徴とする。また、前記撮像手段は、画素に対応してR、G、Bの3色のマイクロフィルタを配置したカラーイメージセンサであることが好ましい。

【発明の効果】

30

【0016】

本発明の内視鏡用光源装置及び内視鏡システムは、光量調整手段よりも上流側の第1混合位置で第1狭帯域光を広帯域光に混合する光量比優先モードと、ライトガイド入射端近傍の第2混合位置で第2狭帯域光を広帯域光に混合するパワー優先モードとを選択的に実行することができるので、特殊光観察や治療などに応じた適切な混合同時照射を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】内視鏡システムの概略図である。

【図2】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

40

【図3】マイクロフィルタの機能を説明するための説明図である。

【図4】内視鏡システムの診断・治療の処理の流れを示すフローチャートである。

【図5】通常観察モードの光源装置の状態を示す説明図である。

【図6】通常観察モード時における広帯域光の照射を説明する説明図である。

【図7】特殊光観察モードの光源装置の状態を示す説明図である。

【図8】特殊光観察モード時における混合光の照射を説明する説明図である。

【図9】PDTモードの光源装置の状態を示す説明図である。

【図10】PDTモード時における混合光の照射を説明する説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

50

図1に示すように、内視鏡システム10は、患者の消化管内や気管内などの管内（被観察部位）を撮像する電子内視鏡11と、電子内視鏡11により得られた撮像信号に基づいて管内の観察像を生成するプロセッサ装置12と、管内を照射する照明光を電子内視鏡11に対して供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）13と、観察像を表示するモニタ14とを備えている。

【0019】

内視鏡システム10は、管内を白色光などの広帯域光で照明することで管内を全体的に観察する通常観察モードと、管内を狭帯域光で照明して表層血管などを強調表示した状態で観察する特殊光観察モード（光量比優先モード）との2つの観察モード、及びPDTを行うPDTモード（パワー優先モード）を有している。

10

【0020】

電子内視鏡11は、管内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部に連設され、電子内視鏡11の把持及び挿入部16の操作に用いられる操作部17と、操作部17をプロセッサ装置12及び光源装置13にそれぞれ接続するユニバーサルコード18とを備えている。

【0021】

挿入部16の先端部位である挿入部先端部16aには、管内の照明や撮影に用いられる光学系、イメージセンサなどが内蔵されている。また、挿入部先端部16aの先端面には、観察窓19（図2参照）、照明窓20（図2参照）の他に、図示は省略するが送気送水ノズル、挿入部16内に挿通された鉗子チャンネルの出口となる鉗子出口等が設けられている。挿入部先端部16aの後端には、湾曲自在な湾曲部16bが連設されている。

20

【0022】

操作部17には、アングルノブ21、操作ボタン22、鉗子入口23などが設けられている。アングルノブ21は、挿入部16の湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。操作ボタン22は、送気・送水や吸引等の各種の操作に用いられる。鉗子入口23は鉗子チャンネルに連通している。

【0023】

ユニバーサルコード18には、送気・送水チャンネル、信号ケーブル、及びライトガイドなどが組み込まれている。このユニバーサルコード18の先端部にはコネクタ部25aが設けられている。このコネクタ部25aは光源装置13に接続する。また、コネクタ部25aからはコネクタ部25bが分岐している。このコネクタ部25bはプロセッサ装置12に接続する。

30

【0024】

図2に示すように、光源装置13は、キセノンランプ（広帯域光源）30と、特殊光観察用半導体レーザ装置（以下、単に特殊光観察用LDという）31と、第1ダイクロイックミラー（以下、単に第1Dミラーという）32と、絞り33と、絞り制御機構34と、PDT用半導体レーザ装置（以下、単にPDT用LDという）35と、第2ダイクロイックミラー（以下、単に第2Dミラーという）36と、集光レンズ37と、ミラーシフト機構38と、LD駆動制御部39とを備えている。なお、第1Dミラー32、第2Dミラー36、及びミラーシフト機構38は、本発明の光混合手段を構成している。

40

【0025】

キセノンランプ30は、波長が赤色領域から青色領域（約470～700nm）にわたる白色の広帯域光BBを出射する。このキセノンランプ30は、内視鏡検査中に広帯域光BBを常時出射する。なお、キセノンランプ30の代わりに、白色LED、マイクロホワイト光源などの各種光源を用いてもよい。このキセノンランプ30から出射される広帯域光BBの光路の上流側から下流側に向かって、第1Dミラー32、絞り33、第2Dミラー36、及び集光レンズ37が順に配置されている。

【0026】

特殊光観察用LD31は、特殊光観察モード時に、青色の特定の波長帯域に制限された青色狭帯域光Bnを第1Dミラー32に向けて出射する。この特殊光観察用LD31から

50

出射される青色狭帯域光 B n の光路は、広帯域光 B B の光路と略直交している。

【0027】

青色狭帯域光 B n の波長帯域は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピーク（例えば 415 nm 付近）にあわせて調整されている。また、生体組織の光散乱特性に関する知見などから、照射された光の波長が 470 nm 付近を超えなければ、表層血管では照射された光のほとんどが吸収されて挿入部先端部 16 a に返らない。逆に表層血管の周辺の生体組織では、比較的強い散乱特性によって照射された光の多くが反射して挿入部先端部 16 a にまで返る。これにより、表層血管とその周辺の生体組織とのコントラストが極めて高くなるため、早期癌などによる病変が現れやすい表層血管を十分に強調表示することができる。その結果、腫瘍組織などの病変部が発見し易くなる。

10

【0028】

第 1 D ミラー 32 は、広帯域光 B B の光路と、特殊光観察用 L D 31 から出射される青色狭帯域光 B n の光路とが交差する位置（以下、第 1 混合位置という、図 5 参照）C1 に進退自在に配置される。第 1 D ミラー 32 は、青色狭帯域光 B n は反射するがこれ以外の波長の光は透過させる。これにより、広帯域光 B B の大部分は第 1 D ミラー 32 を透過して絞り 33 に入射する。また、青色狭帯域光 B n は第 1 D ミラー 32 により反射されて絞り 33 に入射する。

【0029】

絞り 33 は、通常観察モード時または P D T モード時に入射する広帯域光 B B の光量を調整する。また、絞り 33 は、特殊光観察モード時に入射する広帯域光 B B の光量と青色狭帯域光 B n の光量とを一緒に調整する。

20

【0030】

絞り制御機構 34 は、プロセッサ装置 12 の C P U の制御の下、絞り 33 を絞り込んだり、あるいは開いたりすることによって、絞り 33 の開口部の面積を変える。これにより、絞り 33 に入射する各光の光量を調整することができる。

【0031】

P D T 用 L D 35 は、P D T モード時にプロセッサ装置 12 の制御の下で、P D T 用の治療光（第 2 狭帯域光）R n を第 2 D ミラー 36 に向けて出射する。治療光 R n は、例えば中心波長が 630 nm 付近の赤色レーザ光である。治療光 R n は、腫瘍組織などに予め蓄積されたヘマトポルフィリン誘導体などの光感受性物質に殺細胞作用を生じさせることにより、腫瘍組織を消滅させる。この P D T 用 L D 35 から出射される治療光 R n の光路も、広帯域光 B B の光路と略直交している。

30

【0032】

第 2 D ミラー 36 は、広帯域光 B B の光路と、P D T 用 L D 35 から出射される治療光 R n の光路とが交差する位置（以下、第 2 混合位置という、図 5 参照）C2 に進退自在に配置される。P D T 用 L D 35 及び第 2 D ミラー 36 は、電子内視鏡 11 のライトガイド 41 の入射端 41 a の近傍に第 2 混合位置 C2 が位置するように配置されている。第 2 D ミラー 36 は、治療光 R n は反射するがこれ以外の波長の光は透過させる。これにより、広帯域光 B B の大部分は第 2 D ミラー 36 を透過して集光レンズ 37 に入射する。また、治療光 R n は第 2 D ミラー 36 により反射されて集光レンズ 37 に入射する。

40

【0033】

集光レンズ 37 は、入射した広帯域光 B B、青色狭帯域光 n、治療光 R n などの各光を入射端 41 a に入射させる。ミラーシフト機構 38 は、第 1 D ミラー 32 を、第 1 混合位置と、この第 1 混合位置から退避させた退避位置との間で移動自在に保持する。また、ミラーシフト機構 38 は、第 2 D ミラー 36 を、第 2 混合位置と、この第 2 混合位置から退避させた退避位置との間で移動自在に保持する。

【0034】

ミラーシフト機構 38 は、プロセッサ装置 12 の制御の下、通常観察モード時には両ミラー 32、36 を退避位置に移動させる。また、ミラーシフト機構 38 は、特殊光観察モード時には第 1 D ミラー 32 を第 1 混合位置に移動させるとともに、第 2 D ミラー 36 を

50

退避位置に移動させる。そして、ミラーシフト機構38は、PDTモード時には第1Dミラー32を退避位置に移動させるとともに、第2Dミラー36を第2混合位置に移動させる。

【0035】

LD駆動制御部39は、プロセッサ装置12の制御の下、特殊光観察用LD31からの青色狭帯域光B_nの出射／出射停止、及びPDT用LD35からの治療光R_nの出射／出射停止を切り替える。LD駆動制御部39は、通常観察モード時には両LD31、35からの光の出射を停止させる。また、LD駆動制御部39は、特殊光観察モード時には特殊光観察用LD31から青色狭帯域光B_nを出射させるとともに、PDT用LD35からの治療光R_nの出射を停止させる。そして、LD駆動制御部39は、PDTモード時には特殊光観察用LD31からの青色狭帯域光B_nの出射を停止させるとともに、PDT用LD35から治療光R_nを出射させる。

10

【0036】

上記各構成により、光源装置13は、通常観察モード時には広帯域光BBをライトガイド41に入射させ、特殊光観察モード時には広帯域光BB及び青色狭帯域光B_nの混合光（以下、第1混合光BB、B_nという）をライトガイド41に入射させ、PDTモード時には広帯域光BB及び治療光R_nの混合光（以下、第2混合光BB、R_nという）をライトガイド41に入射させる。

【0037】

また、特殊光観察モードでは、表層血管と被観察部位の全体とが共に観察し易いように、広帯域光BB及び青色狭帯域光B_nとの光量比が、実験やシミュレーションなどで予め定められた光量比設定値に調整されている。なお、光量比を調整する方法は特に限定されず、例えば、キセノンランプ30及び特殊光観察用LD31の駆動電流などを適宜調整することによって光量比を調整してもよい。

20

【0038】

電子内視鏡11は、ライトガイド41、CCD型イメージセンサ（以下、CCDという、撮像手段）44、アナログ処理回路（AFE：Analog Front End）45、撮像制御部46を備えている。ライトガイド41は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどである。ライトガイド41は、入射端41aが光源装置13に挿入されており、出射端41bが挿入部先端部16a内に設けられた照射レンズ48に対向している。ライトガイド41から照射レンズ48に入射した照明光は、照明窓20を通して管内に照射される。そして、管内で反射した光は、観察窓19を通して集光レンズ51に入射する。

30

【0039】

CCD44は、複数のフォトダイオード52（以下、PD52という、図3参照）が2次元配列された撮像面44aを有しており、集光レンズ51から入射する被写体光を各PD52で電氣的な撮像信号に変換してAFE45へ出力する。なお、CCDの代わりにMOS型のイメージセンサを用いてもよい。CCD44には、プロセッサ装置12により制御される撮像制御部46が接続している。CCD44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をAFE45へ出力する。

【0040】

40

図3に示すように、CCD44は、各PD52上に2次元配列された赤色、緑色、青色のマイクロフィルタ53R、53G、53Bを備えるカラーCCDである。これにより、CCD44は、マイクロフィルタ53Rとその下方（図中では側方、以下同じ）に配置されたPD52とからなるR画素、マイクロフィルタ53Gとその下方に配置されたPD52とからなるG画素、マイクロフィルタ53Bとその下方に配置されたPD52とからなるB画素を備える。

【0041】

マイクロフィルタ53Rは、広帯域光BBのうち、赤色帯域の赤色光Rを透過させる。マイクロフィルタ53Gは、広帯域光BBのうち、緑色帯域の緑色光Gを透過させる。マイクロフィルタ53Bは、広帯域光BBのうち、青色帯域の青色光Bを透過させる。各マ

50

イクロフィルタ 53R, 53G, 53Bにより、撮像面 44aに入射する光を赤緑青の3色に分離することができる。なお、青色光Bには青色狭帯域光B_nが含まれるとともに、赤色光Rには治療光R_nが含まれる。

【0042】

図2に戻って、AFE45は、図示は省略するが、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、及びアナログ／デジタル変換器(A/D)から構成されている。CDSは、CCD44からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置12に送る。

10

【0043】

プロセッサ装置12は、CPU54と、デジタル信号処理部(Digital Signal Processor: DSP)55と、フレームメモリ56と、観察状態判定部57と、表示制御回路58と、モード切替スイッチ59と、ペダルスイッチ60とを備えている。CPU54は、プロセッサ装置12の各部、並びに光源装置13の絞り制御機構34、ミラーシフト機構38、LD駆動制御部39に信号線で接続されており、これらを統括的に制御する。

【0044】

DSP55は、AFE45から入力される撮像信号に対し、ホワイトバランス調整、色調処理、階調処理、シャープネス処理などの信号処理を行う。DSP55は、AFE45から入力される青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号に上記信号処理を施すことによって、B, G, Rの3色の画素値を持つ画像データを生成する。画像データはフレームメモリ56に記憶される。

20

【0045】

観察状態判定部57は、フレームメモリ56に新たに記憶された画像データから輝度信号を取り出して画像データの輝度(例えば全画素など平輝度値など)を検出する。そして、観察状態判定部57は、輝度検出結果をCPU54に逐次入力する。CPU54は、観察状態判定部57から入力される輝度検出結果に基づき、適切な明るさの観察像が表示されるように絞り制御機構34を制御して絞り33の開口部の大きさを変える。なお、この際には、画像データの輝度と、絞り33の開口部の大きさ(例えば面積)とを対応付けたデータテーブルなどを予め作成しておき、このデータテーブルなどを用いて輝度検出結果から絞り33の開口部の大きさを決定するなどの各種方法を用いてよい。

30

【0046】

表示制御回路58は、フレームメモリ56から画像データを読み出し、この画像データに基づいてモニタ14に観察像を表示させる。モニタ14に観察像を表示する際には、図3に示すように、画像データのB, G, Rの3色の画素値を、それぞれモニタ14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てて出力する。

【0047】

モード切替スイッチ59は、内視鏡システム10の動作モードを通常観察モード、特殊光観察モード、及びPDTモードのいずれかに切り替える際に操作される。CPU54は、内視鏡システム10の動作モードを、モード切替スイッチ59で選択された動作モードに設定する。そして、CPU54は、設定した動作モードの種類に応じて、光源装置13の各部を制御して、この光源装置13から出射される光の種類を切り替える。

40

【0048】

ペダルスイッチ60は、PDTモード時における治療光R_nの照射及び停止を切り替える際に操作される。CPU54は、ペダルスイッチ60が押下されている間はLD駆動制御部39を制御してPDT用LD35から治療光R_nを出射させ、ペダルスイッチ60が押下されていないときはPDT用LD35からの治療光R_nの出射を停止させる。

【0049】

次に、図4に示すフローチャートを用いて上記構成の内視鏡システム10の作用について説明を行う。内視鏡システム10を用いて検査及び治療を行う場合は、予め患者に光感

50

受性物質を投与する。光感受性物質の投与後、一定の時間が経過して光感受性物質が腫瘍組織に十分に蓄積してから検査及び治療が開始される。

【0050】

最初に、プロセッサ装置12や光源装置13などの電源がONされて内視鏡検査の準備処理（以下、検査準備処理という）が行われると、CCD44の駆動が開始されるとともに、キセノンランプ30からの広帯域光BBの出射が開始される。なお、内視鏡システム10は、電源ON時の初期状態では通常観察モードに設定されている。

【0051】

CPU54は、検査準備処理中に光学装置13の第1Dミラー32及び第2Dミラー36がそれぞれ退避位置にあるか否かを確認する。次いで、CPU54は、第1Dミラー32及び第2Dミラー36がそれぞれ退避位置にない場合には、ミラーシフト機構38を制御して、両ミラー32、36を退避させる。また、CPU54は、LD駆動制御部39を制御して、特殊光観察用LD31及びPDT用LD35をOFF状態で維持する。そして、検査準備処理が完了すると、電子内視鏡11の挿入部16が患者の消化管や気管などの管内に挿入される。

10

【0052】

図5に示すように、キセノンランプ30から出射された広帯域光BBは、絞り33を介して集光レンズ37に入射する。この広帯域光BBは、図6に示すように、ライトガイド41、照射レンズ48、及び照明窓20を経て、患者の管内の被観察部位62に照射される。これにより、被観察部位62で反射／散乱した広帯域光BBが観察窓19に入射し、さらに集光レンズ51を通してCCD44に入射する。そして、図3に示したように、CCD44に入射した広帯域光BBは、各マイクロフィルタ53R、53G、53Bにより3色に分離されてそれぞれPD52で受光される。

20

【0053】

各PD52は、受光した光を電気的な撮像信号に変換してAFE45へ出力する。AFE45は、CCD44からの撮像信号に各種信号処理を施して、デジタルな青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号をプロセッサ装置12のDSP55へ出力する。

【0054】

各色撮像信号は、DSP55により各種信号処理が施された後、画像データとしてフレームメモリ56に記憶される。表示制御回路58は、CPU54の制御の下、新たにフレームメモリ56に記憶された画像データを読み出し、この画像データに基づきモニタ14に観察像を表示させる。

30

【0055】

また、観察状態判定部57は、CPU54の制御の下、新たにフレームメモリ56に記憶された画像データから輝度信号を取り出して画像データの輝度を検出し、この検出結果をCPU54へ入力する。CPU54は、観察状態判定部57からの輝度検出結果に基づき、観察像が適切な明るさで表示されるように絞り制御機構34を制御して絞り33の開口部の大きさを調整する。この際に、図6中の符号「63」は本発明の治療対象部位の一例として挙げた腫瘍組織であるが、広帯域光BBによる照明下では、観察像が適切な明るさで表示されていた場合でも腫瘍組織63は明瞭に認識し難い。この場合は特殊光観察を行う。

40

【0056】

図4に戻って特殊光観察を行う場合には、モード切替スイッチ59を通常観察モードから特殊光観察モードに切り替える。CPU54は、モード切替スイッチ59が特殊光観察モードに切り替えられたときに、光源装置13のミラーシフト機構38に対して特殊光観察用配置指令を発するとともに、LD駆動制御部39に対して特殊光照射指令を発する。

【0057】

図6に示すように、ミラーシフト機構38は、CPU54からの特殊光観察用配置指令を受けて第1Dミラー32を退避位置から第1混合位置C1へ移動させる。また、LD駆動制御部39は、CPU54からの特殊光照射指令を受けて、特殊光観察用LD31から

50

第1 Dミラー32に向けて青色狭帯域光B_nを出射させる。

【0058】

キセノンランプ30から出射された広帯域光BBは、第1 Dミラー32に入射する。第1 Dミラー32は、広帯域光BBをほぼそのまま透過させて絞り33に入射させる。また、第1 Dミラー32は、特殊光観察用LD31から入射した青色狭帯域光B_nを絞り33に向けて反射する。これにより、第1混合光BB、B_nが絞り33に入射し、さらに絞り33及び集光レンズ37を通してライトガイド41に入射する。

【0059】

図8に示すように、ライトガイド41に入射した第1混合光BB、B_nは、照明窓20などを通して被観察部位62に照射される。これにより、被観察部位62で反射／散乱した広帯域光BB及び青色狭帯域光B_nが、観察窓19などを通してCCD44に入射し、各マイクロフィルタ53R、53G、53Bにより色分離されてそれぞれPD52で受光される。

【0060】

各PD52は、受光した各光を電氣的な撮像信号に変換してAFE45へ出力する。これにより、AFE45から各色撮像信号がDSP55に送られ、このDSP55にて画像データが生成されてフレームメモリ56に記憶される。表示制御回路58は、CPU54の制御の下、新たにフレームメモリ56に記憶された画像データを読み出し、この画像データに基づきモニタ14に特殊光観察モード下での観察像を表示させる。

【0061】

この際にCPU54は、通常観察モードと同様に、観察状態判定部57からの輝度検出結果に基づき、観察像が適切な明るさで表示されるように絞り制御機構34を制御して絞り33の開口部の大きさを調整する。この際に、第1混合位置C1が絞り33よりも上流側に位置しているので、絞り33によって広帯域光BBの光量と青色狭帯域光B_nの光量とを一緒に調整することができる。その結果、広帯域光BBと青色狭帯域光B_nとの光量比を、絞り33への入射前と絞り33からの出射後とにおいて光量比設定値で一定に保つことができる。

【0062】

一方、逆に第1混合位置C1を絞り33よりも下流側にした場合には、絞り33により広帯域光BBの光量だけが調整されてしまうので、広帯域光BBと青色狭帯域光B_nとの光量比が一定に保たれない。なお、絞り33に例えば光量検出センサを設け、この光量検出センサの検出結果に基づき特殊光観察用LD31からの青色狭帯域光B_nの出射光量を調整する方法をとれば光量比を一定に保つことは可能である。しかしながら、この場合には光量検出センサや特殊光観察用LD31の制御回路を別途設ける必要があり、光源装置13の製造コストが増加するため、この方法は採用し難い。このため、本実施形態のように、第1混合位置C1を絞り33よりも上流側にすることで、広帯域光BBと青色狭帯域光B_nとの光量比を、低コストに光量比設定値で一定に保つことができる。

【0063】

このように特殊光観察モード下では、広帯域光BBと青色狭帯域光B_nとの光量比を光量比設定値で一定に保つことで、表層血管の強調表示と被観察部位62の全体観察とを最大限両立させることができる。早期癌などによる病変が現れやすい表層血管が強調表示されることで腫瘍組織63の発見が容易となる。また、被観察部位62の全体観察が容易となることで、例えば腫瘍組織63やその周辺の状態の観察が容易になる。

【0064】

図4に戻って、腫瘍組織63が発見されるまで、あるいは特殊光観察が終了となるまで、画像データの取得と、観察像の表示と、絞り調整とが繰り返し実行される。

【0065】

特殊光観察により腫瘍組織63が発見され、この腫瘍組織63の治療を行う場合は、モード切替スイッチ59が特殊光観察モードからPDTモードに切り替えられる。CPU54は、モード切替スイッチ59がPDTモードに切り替えられたときに、ミラーシフト機

10

20

30

40

50

構 38 に対して P D T 用配置指令を発するとともに、L D 駆動制御部 39 に対して特殊光照射停止指令を発する。

【0066】

図9に示すように、ミラーシフト機構 38 は、C P U 54 からの P D T 用配置指令を受けて第 1 D ミラー 32 を第 1 混合位置 C 1 から退避位置に移動させるとともに、第 2 D ミラー 36 を退避位置から第 2 混合位置へ移動させる。また、L D 駆動制御部 39 は、C P U 54 からの特殊光照射停止指令を受けて、特殊光観察用 L D 31 からの青色狭帯域光 B n の出射を停止させる。これにより、通常観察モード時と同様に、画像データの取得、観察像の表示、絞り調整が繰り返し実行される。

【0067】

次いで、観察像に基づいて腫瘍組織 63 と挿入部先端部 16 a との位置関係の確認等が行われた後、ペダルスイッチ 60 が押下される。C P U 54 は、ペダルスイッチ 60 が押下されたときに、L D 駆動制御部 39 に対して治療光出射指令を発する。この指令を受けて、L D 駆動制御部 39 は、P D T 用 L D 35 から第 2 D ミラー 36 に向けて治療光 R n を出射させる。

【0068】

第 2 D ミラー 36 は、絞り 33 を通過して入射した広帯域光 B B をそのまま透過させて集光レンズ 37 に入射させる。また、第 2 D ミラー 36 は、P D T 用 L D 35 から入射した治療光 R n を集光レンズ 37 に向けて反射する。これにより、第 2 混合光 B B, R n が絞り 33 に入射し、さらにこの絞り 33 及び集光レンズ 37 を通してライトガイド 41 に入射する。

【0069】

図 10 に示すように、ライトガイド 41 に入射した第 2 混合光 B B, R n は、照明窓 20 などを通して腫瘍組織 63 を含む被観察部位 62 に照射される。腫瘍組織 63 に治療光 R n が照射されることで、P D T による治療が開始される。

【0070】

この際に、P D T 用 L D 35 から照明窓 20 までの間の治療光 R n の光路が長くなるのに従って腫瘍組織 63 へ照射される治療光 R n のパワーが低下するが、本実施形態では、第 2 混合位置 C 2 をライトガイド 41 の入射端 41 a の近傍に設定しているため、治療光 R n のパワーの低下が抑えられる。さらに、第 2 混合位置 C 2 を絞り 33 よりも下流側に設定することで、絞り 33 による治療光 R n のパワーの低下が防止される。これにより、治療光 R n のパワーの低下が最小限に抑えられるので、P D T に必要な治療光 R n の一定以上のパワーを確保することができる。その結果、P D T による十分な治療効果が得られる。

【0071】

また、P D T 中においても、被観察部位 62 で反射／散乱した広帯域光 B B 及び治療光 R n が、観察窓 19 などを通して C C D 44 に入射するので、通常観察モード時と同様に、画像データの取得、観察像の表示、絞り 33 の調整が行われる。これにより、P D T モード下での観察像を確認することで、治療光 R n の照射位置や治療効果を確認することができる。

【0072】

P D T より腫瘍組織 63 が消滅したことが確認された後、ペダルスイッチ 60 の押下が解除される。C P U 54 は、ペダルスイッチ 60 の押下が解除されたときに、L D 駆動制御部 39 に対して治療光出射停止指令を発する。この指令を受けて、L D 駆動制御部 39 は、P D T 用 L D 35 からの治療光 R n の出射を停止する。

【0073】

以下、通常観察、特殊光観察、及び P D T を行う場合には、上述の各動作モードでの処理が繰り返し実行される。第 1 混合位置 C 1 と第 2 混合位置 C 2 とをそれぞれ絞り 33 の上流側、ライトガイド 41 の入射端 41 a の近傍に設定することで、特殊光観察モード時には広帯域光 B B と青色狭帯域光 B n との光量比が一定に保たれて良好な観察像が得られ

10

20

30

40

50

、P D Tモード時には治療光 R n のパワーが十分に確保されて治療を十分に行うことができる。これにより、特殊光観察や P D T などに応じて適切な混合同時照射を行うことができる。

【0074】

上記実施形態では、第1 Dミラー 31 及び第2 Dミラー 36 を用いて、青色狭帯域光 B n や治療光 R n などの狭帯域光を、広帯域光 B B と混合して出射させているが、カプラや光コネクタなどの各種の光混合手段を用いて各光を混合して出射させてもよい。

【0075】

上記実施形態では、プロセッサ装置 12 の C P U 54 により光源装置 13 の各部を制御しているが、これら各部を制御する C P U 等の制御部を光源装置 13 に設けてもよい。

10

【0076】

上記実施形態では、青色狭帯域光 B n や治療光 R n を出射する光源として半導体レーザを用いたが、L E D などの各種狭帯域光源を用いてもよい。

【0077】

上記実施形態では、特殊光観察モード時に青色狭帯域光 B n を出射させ、P D Tモード時には治療光 R n として赤色レーザ光を出射させているが、これら各光の波長帯域は特に限定されず、例えば緑色などの各色の狭帯域光を出射させてもよい。

【0078】

上記実施形態では広帯域光 B B の光路上に絞り 33 が配置されているが、絞り 33 以外の光の光量を調整する各種の光量調整手段が配置されている内視鏡システムにも本発明を適用することができる。

20

【0079】

上記実施形態では、2種類の異なる波長帯域の狭帯域光（青色狭帯域光 B n 、治療光 R n ）を出射しているが、両狭帯域光の波長帯域が同じであってもよい。さらに、この場合は、光源装置 13 内に、1つの光源と、この光源から出射される狭帯域光を第1 Dミラー 32 及び第2 Dミラー 36 のいずれかに選択的に導くような、複数のミラーからなる光路切替手段とを設けてもよい。また、この光路切替手段を設ける代わりに、光源を第1 Dミラー 32 及び第2 Dミラー 36 のそれぞれに対向する位置にスライド移動させてもよい。

【0080】

上記実施形態では、カラーイメージセンサとして、1 C C D 方式の C C D 44 について説明を行ったが、この代わりに3個の C C D とプリズムとからなる、いわゆる3 C C D 方式を採用してもよい。

30

【0081】

上記実施形態では、光量比を一定に保持にする光量比優先モード時に、特定の波長の光を利用して表層血管の特殊光観察を行う内視鏡システムについて例に挙げて説明を行ったが、特定の波長の光を利用して行う自家蛍光観察（Auto Fluorescence Imaging）や P D D、赤外光観察（Infra Red Imaging）、光線力学的診断（Photodynamic diagnosis）などの各種観察、診断に用いられる内視鏡システム、特に P D D と P D T を行う内視鏡システムに本発明を適用することができる。

【0082】

40

上記実施形態では、治療光のパワーを優先するパワー優先モード時に、P D T を行う内視鏡システムについて例に挙げて説明を行ったが、P D T 以外の各種レーザ治療を行う内視鏡システムにも本発明を適用することができる。

【符号の説明】

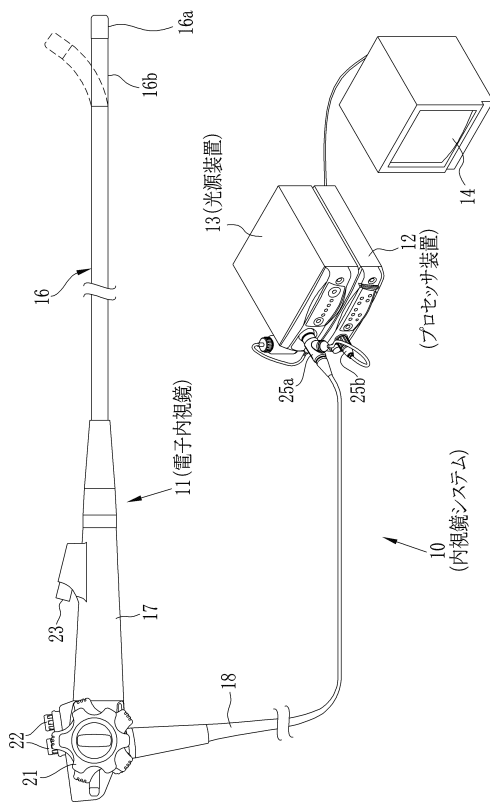
【0083】

- 10 内視鏡システム
- 11 電子内視鏡
- 12 プロセッサ装置
- 13 光源装置
- 30 キセノンランプ

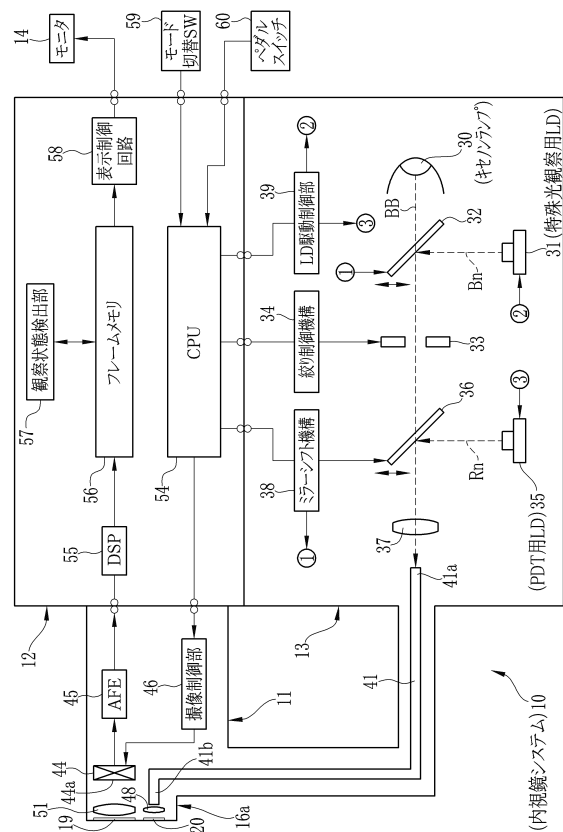
50

- 3 1 特殊光観察用 L D
- 3 2 第 1 D ミラー
- 3 3 絞り
- 3 5 P D T 用 L D
- 3 6 第 2 D ミラー
- 3 8 ミラーシフト機構
- 3 9 L D 駆動制御部
- 5 4 C P U
- 6 2 被観察部位
- 6 3 腫瘍組織

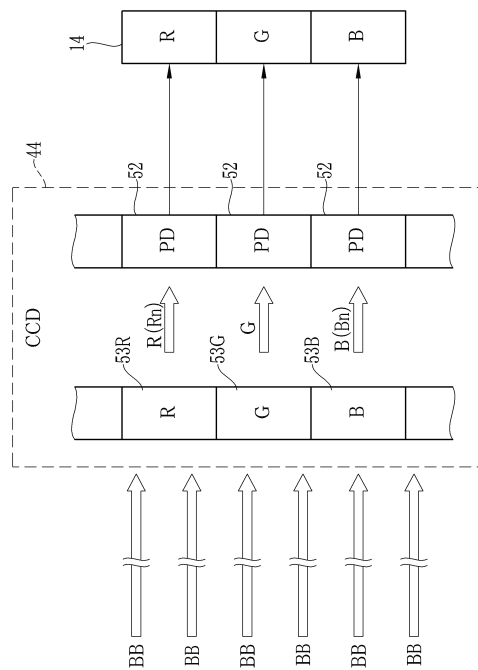
【図 1】



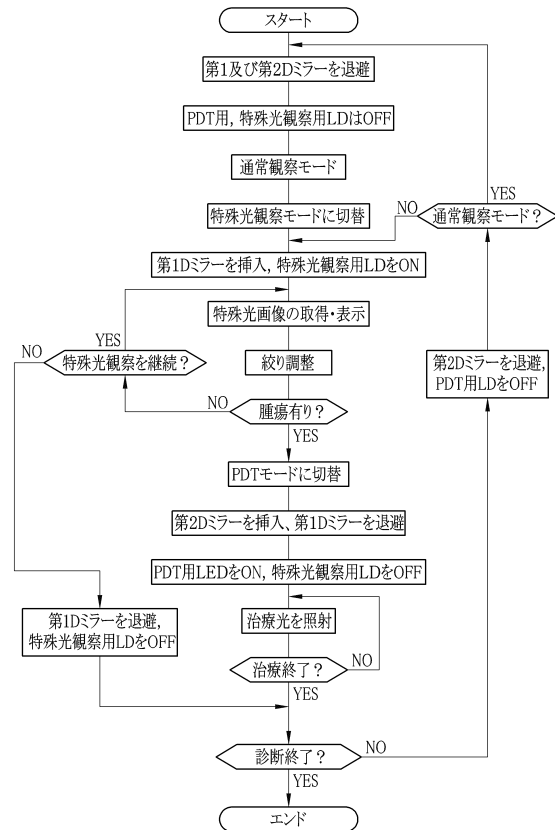
【図 2】



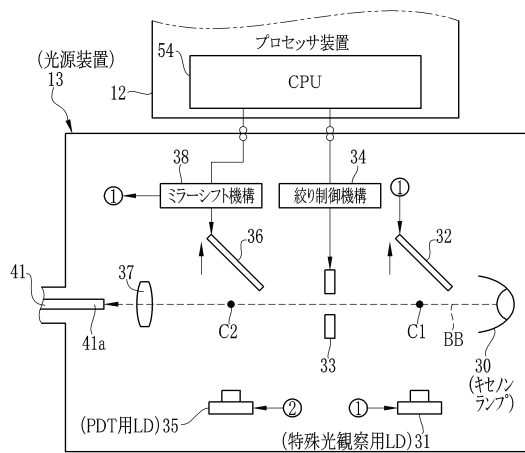
【図 3】



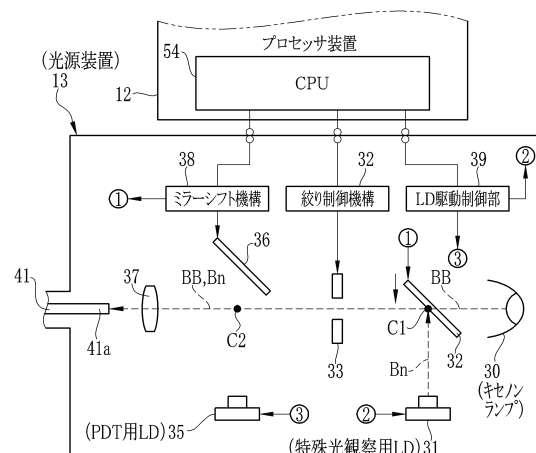
【図 4】



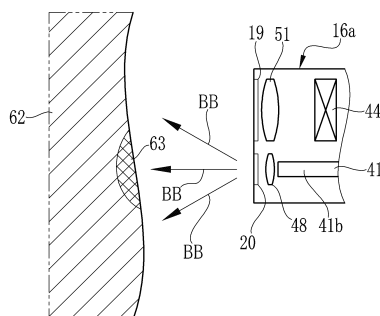
【図 5】



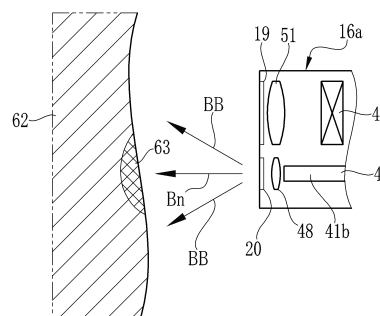
【図 7】



【図 6】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 小澤 聡
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
- (72)発明者 飯田 孝之
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

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開2009-279169 (JP, A)
特開2005-211272 (JP, A)
特開2009-022652 (JP, A)
特開2005-198794 (JP, A)
特開2000-189527 (JP, A)
特開平03-159661 (JP, A)
特開2009-201940 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5623266B2	公开(公告)日	2014-11-12
申请号	JP2010281496	申请日	2010-12-17
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	黒田修 安田裕昭 山口博司 小澤聡 飯田孝之		
发明人	黒田 修 安田 裕昭 山口 博司 小澤 聡 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/00.621 A61B1/045.617 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH56 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR20 4C061/RR26 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2012125492A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据特殊光观察和处理等执行适当的混合同时照射。解决方案：在从氙灯30发射的宽带光BB的光路中，第一D镜32，光圈33，第二D镜36和聚光透镜37按顺序排列。提供用于向第一D镜32发射蓝色窄带光Bn的特殊光观察的LD31。提供用于PDT的LD 35，用于朝向第二D镜36发射治疗光Rn。在特殊观察模式期间，第一D镜32插入光路，第二D镜36从光路撤回。在PDT期间，第二D镜36插入光路，并且第一D镜32从光路撤回。由于蓝色窄带光Bn与光圈33的上游侧的宽带光BB混合，因此两个光的光量比以低成本保持固定。由于治疗光Rn与光导41附近的宽带光BB混合，因此抑制了治疗光Rn的功率下降。

【 図 1 】

