

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5780653号
(P5780653)

(45) 発行日 平成27年9月16日(2015.9.16)

(24) 登録日 平成27年7月24日(2015.7.24)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 B
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/06 A
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 A

請求項の数 10 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-73281 (P2012-73281)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成24年3月28日(2012.3.28)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(65) 公開番号	特開2013-202166 (P2013-202166A)	(72) 発明者	森本 美範 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
(43) 公開日	平成25年10月7日(2013.10.7)	(72) 発明者	井上 敏之 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
審査請求日	平成26年6月6日(2014.6.6)	(72) 発明者	大橋 永治 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】 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】

生体内の観察部位を照明する照明光を導光するための第1及び第2ライトガイドであり、血管情報観察に用いられる、波長が異なる第1及び第2の光のうちの少なくとも一方に対する光透過率に差がある第1及び第2ライトガイドがそれぞれ内蔵された第1及び第2の内視鏡を交換可能に接続する接続部と、

前記接続部に接続された内視鏡の種類が前記第1及び第2の内視鏡のどちらであるかを識別する内視鏡識別部と、

前記第1及び第2光をそれぞれ発する第1及び第2半導体光源と、

前記第1及び第2ライトガイドのいずれかで導光されて前記観察部位に向けて出射される前記第1及び第2光の出射光量の比率が、前記内視鏡の種類に関わらず所定の比率に維持されるように、前記内視鏡の種類に応じて前記第1及び第2半導体光源の出力を制御する出力制御部であり、前記第1及び第2半導体光源の出力の一方が先に上限値に達した後は、前記第1及び第2半導体光源のうち、前記上限値に達していない半導体光源の光量を上げることで観察画像の明るさを補正する出力制御部と、

前記露出制御により前記出射光量の比率を維持できなくなった場合に、その旨を報知するための報知処理を実行する報知部とを備えていることを特徴とする光源装置。

【請求項2】

前記報知部は、前記第1及び第2内視鏡のうち、前記光透過率が低い方の内視鏡が接続された場合にのみ前記報知処理を実行することを特徴とする請求項1記載の光源装置。

10

20

【請求項 3】

前記第 1 及び第 2 ライトガイドは、前記第 1 光に対するそれぞれの第 1 光透過率の差と、前記第 2 光に対するそれぞれの第 2 透過率の差が異なることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光源装置。

【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 半導体光源の出力を制御するための駆動条件であり、前記第 1 及び第 2 のライトガイドのそれぞれの光透過率に応じて前記出射光量の比率を前記所定の比率に維持するための第 1 及び第 2 の駆動条件を予め記憶する記憶部を有しており、

前記出力制御部は、前記第 1 及び第 2 の駆動条件に基づいて前記第 1 及び第 2 光源の出力を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

10

【請求項 5】

前記ライトガイドは、光ファイバをバンドル化したファイババンドルであることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 光のうち前記光透過率に相対的に大きな差があるのは前記第 2 光であり、

前記第 2 光は、波長が約 430 nm 以下の青色光であることを特徴とする請求項 5 記載の光源装置。

【請求項 7】

前記青色光は、波長が約 410 ± 10 nm であることを特徴とする請求項 6 記載の光源装置。

20

【請求項 8】

前記第 1 光は、約 530 nm ~ 560 nm の波長域の緑色光を含むことを特徴とする請求項 6 又は 7 記載の光源装置。

【請求項 9】

前記第 1 光を発する前記第 1 半導体光源は、波長が約 440 ± 10 nm の励起光を発する発光素子と、前記励起光によって前記緑色光を含む蛍光を発する蛍光体とからなることを特徴とする請求項 8 記載の光源装置。

【請求項 10】

第 1 及び第 2 内視鏡と、前記第 1 及び第 2 内視鏡が交換可能に接続される光源装置とを備えた内視鏡システムにおいて、

30

前記第 1 及び第 2 の内視鏡は、

生体内の観察部位を照明する照明光を導光するための第 1 及び第 2 ライトガイドであり、血管情報観察に用いられる、波長が異なる第 1 及び第 2 光のうちの少なくとも一方に対する光透過率に差がある第 1 及び第 2 ライトガイドがそれぞれ内蔵されており、

前記光源装置は、

前記第 1 及び第 2 の内視鏡を交換可能に接続する接続部と、

前記接続部に接続された内視鏡の種類が前記第 1 及び第 2 の内視鏡のどちらであることを識別する内視鏡識別部と、

前記第 1 及び第 2 光をそれぞれ発する第 1 及び第 2 半導体光源と、

40

前記第 1 及び第 2 ライトガイドのいずれかで導光されて前記観察部位に向けて出射される前記第 1 及び第 2 光の出射光量の比率が、前記内視鏡の種類に関わらず所定の比率に維持されるように、前記内視鏡の種類に応じて前記第 1 及び第 2 半導体光源の出力を制御する出力制御部であり、前記第 1 及び第 2 半導体光源の出力の一方が先に上限値に達した後は、前記第 1 及び第 2 半導体光源のうち、前記上限値に達していない半導体光源の光量を上げることで観察画像の明るさを補正する出力制御部と、

前記出射光量の比率を維持できなくなった場合に、前記出射光量の比率が変更されることを報知するための報知処理を実行する報知部とを備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に光を供給するための光源装置、及び光源装置を用いた内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、生体内に挿入され先端に撮像素子や照明窓を配した挿入部を有する内視鏡と、内視鏡に光を供給する光源装置と、撮像素子が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡には、複数本の光ファイバからなるライトガイドが内蔵されており、光源装置から供給された光はライトガイドによって照明窓に導光されて観察部位に照射される。

10

【0003】

近年の内視鏡診断においては、白色光である通常光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を観察する通常観察に加えて、特定の波長に制限された特殊光を用いた特殊光観察も行われるようになってきている。特殊光観察には各種のものがあるが、例えば、波長によって粘膜表層からの深達度が異なるという生体組織の光学特性を利用して、粘膜表層近くに存在する表層血管と、表層血管よりも深層にある中深層血管をそれぞれ強調して表示する血管強調観察が知られている（例えば特許文献1及び特許文献2参照）。生体組織に発生する癌などの異常組織においては血管の状態が正常組織と異なるため、血管強調観察は、早期癌の発見などに有用性が認められている。

20

【0004】

血中ヘモグロビンの吸光係数は、波長依存性を有しており、波長が約450nm以下の領域において急激に上昇し、青色領域の405nm付近においてピークを有している。また、波長が450nm以下と比較すると低い値ではあるが、緑色領域の波長が約530nm～560nmにおいてもピークを有している。吸光係数が大きな波長の光を観察部位に照射すると、血管では吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストが高い像が得られる。そのため、特許文献1の内視鏡システムでは、波長が約390～445nmの波長領域の青色光を表層血管強調用に、波長が約530～550nmの波長領域の緑色光を中深層血管強調用に利用して、表層血管と中深層血管のそれぞれの血管を強調する血管強調画像を取得している。

30

【0005】

特許文献1に記載の光源装置では、キセノンランプなどの白色光源と、青色と緑色の波長域に対して光透過性を有する回転フィルタとを組み合わせることで青色光と緑色光を生成している。また、特許文献1には、内視鏡で色基準物体を撮影して、得られた色毎に画像信号のゲインを調節することにより色調のキャリブレーションを行う技術が開示されている（段落0035、0036）。こうしたキャリブレーションを内視鏡毎に行えば、内視鏡の機種に応じて光学系の透過特性に差がある場合においても、機種に関わらず適正な色調の画像を得ることができる。

40

【0006】

特許文献2に記載の光源装置では、青色光や緑色光を発生する光源として、レーザダイオード(LD)やLEDなどの半導体光源を用いている。青色光や緑色光の光量が大きいほど血管のコントラストを高めることができる。半導体光源を利用すれば、特許文献1のキセノンランプと比較して高い出力が得られるため、高コントラストの画像を得やすい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2005-131130号公報

【特許文献2】特開2011-041758号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところが、既存の内視鏡のライトガイドの光透過特性を調べたところ、図16に示すように、長波長領域と比較して短波長領域の光透過率が低く、特に、波長が約430nm以下の青色領域において光透過率の落ち込みが激しいことが分かった。ライトガイドの光透過率が低いと、ライトガイドで導光されて観察部位に出射される出射光量も落ちるため、半導体光源の性能を活かしにくい。そのため、青色領域の光透過率を改善したライトガイドを有する改良型の内視鏡の開発が検討されている。

【0009】

改良型の内視鏡を開発する場合でも、既存の内視鏡を保有するユーザ（内視鏡検査を行う術者）の便宜を考えれば、改良型の内視鏡と既存の内視鏡のどちらも使用できるように、光源装置においては両者の互換性を確保することが望ましい。

10

【0010】

しかし、ライトガイドの光透過特性が異なると、内視鏡の機種によって出射光量が異なってしまう。通常観察であれば、青色～赤色に至る広い波長域の一部の明るさが低下するだけなので影響は少ないが、血管強調観察の場合は、青色光や緑色光といった単色光を利用するため、青色光の光透過率の低下は、主要な観察対象である表層血管のコントラストの低下を招くため影響が大きい。

【0011】

そこで、青色光の出力だけを独立に制御できる半導体光源のメリットを活かして、既存の内視鏡が使用される場合には、青色光の光源の出力だけを上げて、緑色光の光源との出射光量の比率を、改良型内視鏡における出射光量の比率と同じにすることが考えられる。

20

【0012】

しかしながら、青色光の光源の出力を上げると、改良型内視鏡を使用する場合と比較して、当然ながら上限値までの出力の調整幅が狭まる。これは、既存の内視鏡においては、青色光と緑色光の出射光量の比率を所定の比率に維持したまま露出制御を行うことができる調整幅が狭まることを意味する。既存の内視鏡において、青色光の光源の出力が上限値に達した後も緑色光の光源の出力の調整幅には余裕があるため露出制御は可能である。しかし、こうすると、やはり出射光量の比率が変化してしまう。

【0013】

出射光量の比率が変化すると、観察画像においては、表層血管のコントラストのみが低下する。この場合でも中深層血管のコントラストは維持されるため、ユーザは表層血管のコントラストの低下に気付きにくく、観察画像に描出される表層血管の状態がどの程度信頼できるものか否かの判断が難しい。そのため、既存の内視鏡を安心して利用しにくいという問題が生じる。

30

【0014】

特許文献1、2には、こうした課題やその解決策について明示も示唆もない。特許文献1に記載の機種に応じたキャリブレーションは色調を補正するものであり、上記課題の解決策にはならない。

【0015】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、その目的は、血管情報観察用の複数の半導体光源を内蔵した光源装置で、ライトガイドの光学特性が異なる複数機種の内視鏡を使用する場合において、内視鏡の機種に関わらず明るさ補正のための露出制御の調整幅を維持しつつ、かつ、複数機種の内視鏡をユーザが安心して利用できるようにすることにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の光源装置は、生体内の観察部位を照明する照明光を導光するための第1及び第2ライトガイドであり、血管情報観察に用いられる、波長が異なる第1及び第2光のうちの少なくとも一方に対する光透過率に差がある第1及び第2ライトガイドがそれぞれ内蔵

50

された第1及び第2の内視鏡を交換可能に接続する接続部と、接続部に接続された内視鏡の種類が第1及び第2の内視鏡のどちらであることを識別する内視鏡識別部と、第1及び第2光をそれぞれ発する第1及び第2半導体光源と、第1及び第2ライトガイドのいずれかで導光されて観察部位に向けて出射される第1及び第2光の出射光量の比率が、内視鏡の種類に関わらず所定の比率に維持されるように、内視鏡の種類に応じて第1及び第2半導体光源の出力を制御する出力制御部であり、第1及び第2半導体光源の出力の一方が先に上限値に達した後は、第1及び第2半導体光源のうち、上限値に達していない半導体光源の光量を上げることで観察画像の明るさを補正する出力制御部と、露出制御により出射光量の比率を維持できなくなった場合に、その旨を報知するための報知処理を実行する報知部とを備えていることを特徴とする。

10

【0017】

報知部は、第1及び第2内視鏡のうち、光透過率が低い方の内視鏡が接続された場合にのみ報知処理を実行することが好ましい。

【0018】

第1及び第2ライトガイドは、例えば、第1光に対するそれぞれの第1光透過率の差と、第2光に対するそれぞれの第2透過率の差が異なる。

【0019】

第1及び第2半導体光源の出力を制御するための駆動条件であり、第1及び第2のライトガイドのそれぞれの光透過率に応じて出射光量の比率を所定の比率に維持するための第1及び第2の駆動条件を予め記憶する記憶部を有しており、出力制御部は、第1及び第2の駆動条件に基づいて第1及び第2光源の出力を制御することが好ましい。

20

【0020】

ライトガイドは、例えば光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光透過率に相対的に大きな差があるのは、例えば第2光であり、第2光は、例えば波長が約430nm以下の青色光である。青色光は、例えば波長が約410±10nmである。また、第1光は、例えば約530nm～560nmの波長域の緑色光を含んでいる。

【0021】

第1光を発する第1半導体光源は、例えば、波長が約440±10nmの励起光を発する発光素子と、励起光によって前記緑色光を含む蛍光を発する蛍光体とからなる。

【0022】

本発明の内視鏡システムは、第1及び第2内視鏡と、第1及び第2内視鏡が交換可能に接続される光源装置とを備えた内視鏡システムにおいて、第1及び第2の内視鏡は、生体内の観察部位を照明する照明光を導光するための第1及び第2ライトガイドであり、血管情報観察に用いられる、波長が異なる第1及び第2光のうちの少なくとも一方に対する光透過率に差がある第1及び第2ライトガイドがそれぞれ内蔵されており、光源装置は、第1及び第2の内視鏡を交換可能に接続する接続部と、接続部に接続された内視鏡の種類が第1及び第2の内視鏡のどちらであることを識別する内視鏡識別部と、第1及び第2光をそれぞれ発する第1及び第2半導体光源と、第1及び第2ライトガイドのいずれかで導光されて観察部位に向けて出射される第1及び第2光の出射光量の比率が、内視鏡の種類に関わらず所定の比率に維持されるように、内視鏡の種類に応じて第1及び第2半導体光源の出力を制御する出力制御部であり、第1及び第2半導体光源の出力の一方が先に上限値に達した後は、第1及び第2半導体光源のうち、上限値に達していない半導体光源の光量を上げることで観察画像の明るさを補正する出力制御部と、露出制御により出射光量の比率を維持できなくなった場合に、その旨を報知するための報知処理を実行する報知部とを備えていることが好ましい。

30

40

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、血管情報観察用の複数の半導体光源を内蔵した光源装置で、ライトガイドの光学特性が異なる複数機種の内視鏡を使用する場合において、複数の半導体光源の出力の一方が先に上限値に達した後は、出射光量の比率よりも露出制御を優先して他方の

50

出力を上げて観察画像の明るさを補正し、出射光量の比率が維持できなくなった場合には、その旨を報知するようにしたから、機種が変わっても露出制御の調整幅を維持しつつ、かつ、安心して利用できるようにすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図5】ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

10

【図6】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

【図7】撮像素子のカラーマイクロフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図8】照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図9】通常観察モード及び血管強調観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図10】光源制御部の構成図である。

【図11】ライトガイドの光透過特性を示すグラフである。

【図12】駆動電流値と出射光量の関係を示すグラフである。

【図13】露出制御値と駆動電流値の関係を示すグラフである。

【図14】血管強調観察モードにおける光源制御手順を示すフローチャートである。

20

【図15】血管強調用の光の別態様を示す説明図である。

【図16】従来のライトガイドの光透過特性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図1に示すように、本発明の第1実施形態の内視鏡システム10は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、観察部位を照射する光を内視鏡11に供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。プロセッサ装置12には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール15が設けられている。

【0026】

30

内視鏡システム10は、白色光のもとで観察部位を観察するための通常観察モードと、特殊光を利用して観察部位に存在する血管を強調表示する血管強調観察モードを備えている。血管強調観察モードは、血管のパターンなどの性状を把握して、腫瘍の良悪鑑別などの診断を行うための特殊光観察モードであり、特殊光として、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い波長域の狭帯域光が利用される。

【0027】

内視鏡11は、被検者の消化管内に挿入される挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17とプロセッサ装置12及び光源装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。

【0028】

40

挿入部16は、先端から順に連設された、先端部19、湾曲部20、可撓管部21からなる。図2に示すように、先端部19の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓22、観察部位で反射した像光が入射する観察窓23、観察窓23を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口25などが設けられている。観察窓23の奥には、撮像素子44(図3参照)や結像用の光学系が内蔵されている。

【0029】

湾曲部20は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部17のアンクルノブ26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20が湾曲することにより、先端部19の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部21は、食道や腸など曲がりくねっ

50

た管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 16 には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 が出力する画像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 43 (図 3 参照) が挿通されている。

【0030】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

【0031】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 43 が挿通されており、一端には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 28 が取り付けられている。コネクタ 28 は、通信用コネクタ 28a と光源用コネクタ 28b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 28a には通信ケーブルの一端が配設されており、通信用コネクタ 28a はプロセッサ装置 12 のレセプタクルコネクタ 42a (図 3 参照) に着脱自在に接続される。光源用コネクタ 28b にはライトガイド 43 の入射端が配設されており、光源用コネクタ 28b は光源装置 13 のレセプタクルコネクタ 42b (図 3 参照) に着脱自在に接続される。

【0032】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、それぞれ発光波長が異なる 2 種類の第 1 及び第 2 の光源モジュール 31、32 と、これらを駆動制御する光源制御部 34 とを備えている。光源制御部 34 は、光源装置 13 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

【0033】

第 1 及び第 2 光源モジュール 31、32 は、特定の波長域の狭帯域光をそれぞれ発光するレーザダイオード LD1、LD2 を有している。図 4 に示すように、レーザダイオード LD1 は、青色領域において、例えば波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 445 nm の狭帯域光 N1 を発光する。レーザダイオード LD2 は、青色領域において、例えば波長域が $410 \pm 10 \text{ nm}$ に制限され、中心波長が 405 nm の狭帯域光である狭帯域光 N2 を発光する。レーザダイオード LD1、LD2 としては、InGaIn系、InGaInAs系、GaInAs系のものを用いることができる。また、レーザダイオード LD1、LD2 としては、高出力化が可能なストライプ幅(導波路の幅)が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

【0034】

第 1 光源モジュール 31 は、通常観察用の白色光を発する光源である。第 1 光源モジュール 31 は、レーザダイオード LD1 に加えて、蛍光体 36 を有している。図 4 に示すように、蛍光体 36 は、レーザダイオード LD1 が発する 445 nm の青色領域の狭帯域光 N1 によって励起されて、緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光 FL を発光する。蛍光体 36 は、狭帯域光 N1 の一部を吸収して蛍光 FL を発光するとともに、残りの狭帯域光 N1 を透過させる。蛍光体 36 を透過する狭帯域光 N1 は、蛍光体 36 によって拡散される。透過する狭帯域光 N1 と励起される蛍光 FL によって白色光が生成される。蛍光体 36 としては、例えば、YAG系、BAM ($\text{BgMgAl}_{10}\text{O}_{17}$) 系等の蛍光体が使用される。第 1 光源モジュール 31 は、白色光の光量が多くなるように 2 個設けられている。

【0035】

第 2 光源モジュール 32 は、表層血管強調用の光源である。血中ヘモグロビンの吸光スペクトルを表す図 5 において、血液のヘモグロビンの吸光係数 μ_a は、波長依存性を有しており、波長が 450 nm 以下の領域において急激に上昇し、 405 nm 付近においてピークを有している。また、波長が 450 nm 以下と比較すると低い値ではあるが、波長が $530 \text{ nm} \sim 560 \text{ nm}$ においてもピークを有している。吸光係数 μ_a が大きな波長の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分との

10

20

30

40

50

コントラストが大きな像が得られる。図5において、吸光スペクトルHbは酸素と結合していない還元ヘモグロビンの吸光スペクトルを示し、吸光スペクトルHbO₂は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す。

【0036】

また、図6に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。こうしたヘモグロビンの吸光特性と生体組織の光の散乱特性を鑑みて、血管強調用の光の波長が選択される。

10

【0037】

第2光源モジュール32が発する405nmの狭帯域光N2は、深達度が低いので、表層血管による吸収が大きいため、表層血管強調用の光として用いられる。狭帯域光N2を用いることにより、観察画像において表層血管を高コントラストで描出することができる。また、中深層血管強調用の光としては、第1光源モジュール31が発する白色光の緑色成分が用いられる。図5に示す吸光スペクトルにおいて、450nm以下の青色領域と比較して、530nm~560nmの緑色領域においては、吸光係数は緩やかに変化するため、中深層血管強調用の光は、青色領域ほど狭帯域であることは要求されない。そのため、後述するように、撮像素子44のG色のマイクロカラーフィルタによって白色光から色分離した緑色成分が用いられる。

20

【0038】

光源制御部34は、ドライバ37を介してレーザダイオードLD1、LD2の点灯、消灯、光量の制御を行う。具体的には、光源制御部34は、レーザダイオードLD1、LD2に対して駆動パルスを与えることにより、点灯させる。そして、駆動パルスのデューティ比を制御するPWM制御を行うことにより、駆動電流値を変化させて出力(発光量)を制御する。駆動電流値の制御は、駆動パルスの振幅を変えるPAM制御などでもよい。

【0039】

第1及び第2光源モジュール31、32の光路の下流側には、分岐型ライトガイド41が設けられている。分岐型ライトガイド41は、第1及び第2光源モジュール31、32の光路を1つの光路に統合する光路統合部である。内視鏡11のライトガイド43の入射端は1つであるため、分岐型ライトガイド41によって、第1及び第2光源モジュール31、32の光を内視鏡11に供給する前段において、各モジュール31、32の光の光路が統合される。分岐型ライトガイド41は、入射端が複数に分岐した分岐部41a~41cを有し、各分岐部41a~41cから入射した光を、1つの出射端41eから出射する。

30

【0040】

2つの第1光源モジュール31はそれぞれ、分岐型ライトガイド41の分岐部41a、41bの入射面と対向するように配置され、第2光源モジュール32は、分岐部41cの入射面と対向するように配置される。

【0041】

分岐型ライトガイド41の出射端41eは、内視鏡11のコネクタ28bが接続されるレセプタクルコネクタ42bの近くに配置されている。出射端41eには、光束の断面内の光量分布を均一化するホモジナイザ50が設けられており、分岐型ライトガイド41に入射した第1及び第2の光源モジュール31、32の光は、ホモジナイザ50を經由して、コネクタ28bに配された内視鏡11のライトガイド43に供給される。

40

【0042】

内視鏡11は、ライトガイド43、撮像素子44、アナログ処理回路45(AFE: Analog Front End)、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43は複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、コネクタ28が光源装置13に接続されたときに、ライトガイド43の入射端が光源装置13のホモジナイザ50の出射端と対向す

50

る。ライトガイド43の出射端は、2つの照明窓22に光が導光されるように、照明窓22の前段で2本に分岐している。

【0043】

照明窓22の奥には、照射レンズ48が配置されている。光源装置13から供給された光はライトガイド43により照射レンズ48に導光されて照明窓22から観察部位に向けて照射される。照射レンズ48は凹レンズからなり、ライトガイド43から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光が照射される。

【0044】

観察窓23の奥には、対物光学系51と撮像素子44が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓23を通して対物光学系51に入射し、対物光学系51によって撮像素子44の撮像面44aに結像される。

10

【0045】

撮像素子44は、CCDイメージセンサやCMOSイメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリクスに配列された撮像面44aを有している。撮像素子44は、撮像面44aで受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子44から出力されて、画像信号はAFE45に送られる。

【0046】

撮像素子44は、カラー撮像素子であり、撮像面44aには、図7に示すような分光特性を有するB、G、Rの3色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタによって、第1光源モジュール31が発光する白色光がB、G、Rの3色に分光される。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

20

【0047】

図8に示すように、通常観察モードにおいては、撮像素子44は、1フレームの取得期間内で、信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作が行なわれる。図8(A)に示すように、通常観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせてレーザダイオードLD1が点灯し、照明光として狭帯域光N1と蛍光FLとからなる白色光が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子44に入射する。撮像素子44において、白色光はマイクロカラーフィルタで色分離されて、狭帯域光N1に対応する反射光をB画素が受光し、蛍光FLの中のG成分をG画素が、蛍光FLの中のR成分に対応する反射光をR画素が受光する。撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、Rの各画素の画素値が混在した1フレーム分の画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

30

【0048】

血管強調観察モードにおいては、図8(B)に示すように、蓄積タイミングに合わせて第1光源モジュール31に加えて、第2光源モジュール32が点灯する。第1光源モジュール31が点灯すると、通常観察モードと同様に、照明光として狭帯域光N1と蛍光FLとからなる白色光(N1+FL)が観察部位に照射される。第2光源モジュール32が点灯すると、白色光(N1+FL)に、狭帯域光N2が追加されて、これらが照明光として観察部位に照射される。

40

【0049】

通常観察モードと同様に、白色光に狭帯域光N2が追加された照明光は、撮像素子44のB、G、Rのマイクロカラーフィルタで分光される。撮像素子44において、B画素は、狭帯域光N1に加えて、狭帯域光N2を受光する。G画素は、蛍光FLのG成分を受光する。R画素は、蛍光FLのR成分を受光する。血管強調観察モードにおいても、撮像素子44は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、血管強調観察モードに設定されている間、繰り返される。

50

【 0 0 5 0 】

図 3 において、A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、及びアナログ/デジタル変換器 (A / D) (いずれも図示省略) から構成されている。C D S は、撮像素子 4 4 からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された画像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

【 0 0 5 1 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 6 に接続されており、コントローラ 5 6 から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子 4 4 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで画像信号を A F E 4 5 に出力する。

10

【 0 0 5 2 】

I D メモリ 4 7 は、内視鏡 1 1 の機種及び個体を識別するための識別情報である内視鏡 I D が記憶された記憶部であり、例えば E E P R O M やフラッシュメモリなどの不揮発性メモリからなる。内視鏡 I D は、コネクタ 2 8 a を通じてプロセッサ装置 1 2 に出力される。もちろん、I D メモリ 4 7 としては、無線で情報送信が可能な R F I D タグなどを利用してもよい。

【 0 0 5 3 】

プロセッサ装置 1 2 は、コントローラ 5 6 の他、D S P (Digital Signal Processor) 5 7、画像処理部 5 8 と、フレームメモリ 5 9 と、表示制御回路 6 0 を備えている。コントローラ 5 6 は、C P U、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M、プログラムをロードして作業メモリとして機能する R A M などからなり、C P U が制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置 1 2 の各部を制御する。

20

【 0 0 5 4 】

D S P 5 7 は、撮像素子 4 4 が出力する画像信号を取得する。D S P 5 7 は、B、G、R の各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、R の画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、D S P 5 7 は、ガンマ補正や、B、G、R の各画像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。

30

【 0 0 5 5 】

また、D S P 5 7 は、画像信号 B、G、R に基づいて露出値を算出して、画像全体の光量が不足している場合 (露出アンダー) には照明光の光量を上げるように、光量が高すぎる場合 (露出オーバー) には照明光の光量を下げるように、コントローラ 5 6 を介して光源装置 1 3 に対して露出制御信号を送信する (図 1 0 参照)。

【 0 0 5 6 】

フレームメモリ 5 9 は、D S P 5 7 が出力する画像データや、画像処理部 5 8 が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路 6 0 は、フレームメモリ 5 9 から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に出力する。

40

【 0 0 5 7 】

図 9 (A) に示すように、通常観察モードにおいては、画像処理部 5 8 は、D S P 5 7 によって B、G、R の各色に色分離された画像信号 B、G、R に基づいて、通常観察用の表示画像 (観察画像 P) を生成する。生成された観察画像 P はモニタ 1 4 に出力される。画像処理部 5 8 は、フレームメモリ 5 9 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、表示画像を更新する。観察画像 P では、粘膜、表層血管 6 1 及び中深層血管 6 2 などの観察部位の全体的な性状がフルカラーで表示される。

【 0 0 5 8 】

図 9 (B) に示すように、血管強調観察モードにおいては、画像処理部 5 8 は、画像信号 B、G、R に基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。血管強調観察モードに

50

おける画像信号 B には、白色光の B 成分（狭帯域光 N 1 と蛍光 F L の一部を含む）に加えて、狭帯域光 N 2 の情報が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌などの病変においては、正常組織と比較して、表層血管の密集度が高くなる傾向があるなど血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする血管強調観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。また、画像信号 G には、中深層血管の情報が多く含まれているため、画像信号 G に対しては輪郭強調処理などが施されて中深層血管が強調される。

【 0 0 5 9 】

血管強調観察用の表示画像は、通常観察用と同様に、三色の画像信号 B、G、R に基づいて生成されるため観察部位をフルカラーで表示することが可能となるが、血管強調観察モードにおける画像信号 B は、通常観察モードにおける画像信号 B と比較すると、青色の濃度が高い。そのため、血管強調観察用の表示画像を生成する場合には、通常観察用の表示画像と同様の色味になるように色補正が行われる。画像処理部 5 8 は、フレームメモリ 5 9 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、血管強調観察用の表示画像（観察画像 P E）を生成する。観察画像 P E では、観察画像 P と同様に観察部位がフルカラーで表示されるが、観察画像 P と比較して、表層血管 6 1 と中深層血管 6 2 が高コントラストで描出されて強調表示される。

10

【 0 0 6 0 】

なお、血管強調観察用の表示画像を生成する方式としては、画像信号 R を使わずに、画像信号 B、G の二色のみで生成して、画像信号 B をモニタ 1 4 の B チャンネル及び G チャンネルに、画像信号 G に対応する信号をモニタ 1 4 の R チャンネルに割り当てる方式など、観察部位を疑似カラーで表示する方式を採用してもよい。

20

【 0 0 6 1 】

図 1 0 において、内視鏡システム 1 0 は、複数種類の内視鏡 1 1 A、1 1 B を使用することが可能である。内視鏡 1 1 B は、ライトガイド 4 3 B を有する既存の内視鏡であり、内視鏡 1 1 A は、ライトガイド 4 3 B に対して光透過特性が改善されたライトガイド 4 3 A を有する改良型の内視鏡である。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 に示すように、ライトガイド 4 3 B の光透過特性 B は、波長が 4 3 0 n m 以下の青色領域、特に約 4 0 0 n m 付近において光透過率が落ち込んでいる。これに対して、ライトガイド 4 3 A の光透過特性 A は、ライトガイド 4 3 B と比較して、主として青色領域における光透過率が向上している。

30

【 0 0 6 3 】

光透過特性 A、B を比較すると、青色領域におけるそれぞれの光透過率 T A 2、T B 2 の差 d 2 は大きく、青色領域に対して波長が長い緑色領域の光透過率 T A 1、T B 1 の差 d 1 は小さい。そのため、内視鏡 1 1 A、1 1 B に対して光源装置 1 3 から供給する光の出力と、各内視鏡 1 1 A、1 1 B のライトガイド 4 3 A、4 3 B で導光されてそれぞれの照明窓 2 2 から観察部位に出射される出射光量との関係は、図 1 2 に示すようになる。

【 0 0 6 4 】

図 1 2 において、駆動電流値は、レーザダイオード L D 1、L D 2 を駆動するための電流値であり、第 1 光源モジュール 3 1、3 2 のそれぞれの光の出力と対応する。グラフ G A、G B は、内視鏡 1 1 A、1 1 B を使用する場合における、第 1 光源モジュール 3 1 が発する白色光の G 成分の出力と、出射光量との関係であり、グラフ N 2 A、N 2 B は、第 2 光源モジュール 3 2 の出力と、出射光量との関係である。レーザダイオード L D 1、L D 2 は、駆動電流値がバイアス電流値を超えると、駆動電流値の増加に対応して出力が増加する。

40

【 0 0 6 5 】

グラフ G A、G B に示すように、第 1 光源モジュール 3 1 が発する白色光の G 成分については、それに対応する、ライトガイド 4 3 A、4 3 B の光透過率 T A 1、T B 1 の差 d 1 が小さいため、第 1 光源モジュール 3 1 の出力が同じ場合には、出射光量の差も小さい

50

。これに対して、グラフ N 2 A、N 2 B に示すように、第 2 光源モジュール 3 2 が発する狭帯域光 N 2 については、ライトガイド 4 3 A、4 3 B の光透過率 T A 2、T B 2 の差 1 が大きいので、第 2 光源モジュール 3 2 の出力が同じ場合には、出射光量の差も大きい。ライトガイド 4 3 B の光透過率 T B 2 は、ライトガイド 4 3 A の光透過率 T A 2 の約半分程度であるため、出射光量も半分程度に落ち込む。

【 0 0 6 6 】

図 1 0 において、光源制御部 3 4 には、駆動電流制御部 6 6、内視鏡識別部 6 7、基本駆動条件テーブル (T B L) 6 8 が設けられている。駆動電流制御部 6 6 は、プロセッサ装置 1 2 の D S P 5 8 から送信される、画像全体の明るさを補正するための露出制御信号を受信して、第 1 及び第 2 光源モジュール 3 1、3 2 の出力を制御する。

10

【 0 0 6 7 】

内視鏡識別部 6 7 は、プロセッサ装置 1 2 経由で送信される内視鏡 I D に基づいて、接続されている内視鏡 1 1 が内視鏡 1 1 A、1 1 B のどちらであることを識別する。内視鏡識別部 6 7 には、内視鏡 I D と内視鏡 1 1 A、1 1 B のいずれかを表す機種情報との対応関係を記憶した機種テーブル (T B L) 6 7 a が設けられている。内視鏡識別部 6 7 は、機種テーブル 6 7 a を参照して識別した機種情報を駆動電流制御部 6 6 に送信する。

【 0 0 6 8 】

駆動電流制御部 6 6 は、受信した機種情報に基づいて基本駆動条件テーブル 6 8 から基本駆動条件を読み出す。基本駆動条件は、血管強調観察モードにおける第 1 光源モジュール 3 1、3 2 の駆動電流値の比率を定めたものである。照明窓 2 2 から出射される、白色光 (N 1 + F L) と狭帯域光 N 2 の出射光量の比率 (出射光量比) は、観察画像における表層血管のコントラストと中深層血管のコントラストのバランスに影響するので、露出制御を行う場合において、原則として出射光量比が所定の比率に維持される。また、ライトガイド 4 3 A、4 3 B の光透過特性が異なる内視鏡 1 1 A と内視鏡 1 1 B のどちらの場合でも、照明光の出射光量比が同じになるように、基本駆動条件が変更される。基本駆動条件テーブル 6 8 には、内視鏡 1 1 A 用の条件 A と、内視鏡 1 1 B 用の条件 B が格納されている。

20

【 0 0 6 9 】

図 1 3 において、横軸は、光源制御部 3 4 がプロセッサ装置 1 2 から受信する露出制御信号で指定される目標となる露出制御値であり、縦軸は、目標となる露出制御値を得るために必要なレーザダイオード L D 1、L D 2 の駆動電流値である。目標となる露出制御値が高いほど、必要となる駆動電流値も上昇して、レーザダイオード L D 1、L D 2 の出力が増加する。グラフ G - L D 2 A は、条件 A に対応するもので、内視鏡 1 1 A を使用した場合の露出制御値とレーザダイオード L D 2 の駆動電流値の関係を示し、グラフ G - L D 2 B は、条件 B に対応するもので、内視鏡 1 1 B を使用した場合の露出制御値とレーザダイオード L D 2 の駆動電流値の関係を示す。グラフ G - L D 1 は、条件 A、B に共通するもので、露出制御値とレーザダイオード L D 1 の駆動電流値との関係を示す。

30

【 0 0 7 0 】

図 1 3 に示すように、内視鏡 1 1 A 用の条件 A では、例えば、第 1 光源モジュール 3 1 のレーザダイオード L D 1 の駆動電流値を「 1 」 (G - L D 1 参照) とすると、第 2 光源モジュール 3 2 のレーザダイオード L D 2 の駆動電流値は「 5 」 (G - L D 2 A 参照) に設定されており、L D 1 に対する L D 2 の駆動電流値の比率は 1 : 5 である。内視鏡 1 1 A を使用した場合の露出制御は、条件 A の比率を保ったまま行われる。

40

【 0 0 7 1 】

例えば、挿入部 1 6 の先端部 1 9 から観察対象までの距離が遠く観察対象からの反射光が少ない場合や、撮像素子 4 4 のシャッタースピードが短く設定されている場合には、撮像素子 4 4 の受光量が不足して露出アンダーとなる。この場合には、プロセッサ装置 1 2 から光源装置 1 3 に対して、レーザダイオード L D 1、L D 2 の出力を上げるように要求する露出制御信号が送られる。光源装置 1 3 は、露出制御信号で指定される露出制御値に応じて、条件 A の比率を保ったまま、レーザダイオード L D 1、L D 2 の駆動電流値を上げ

50

る。反対に、露出オーバの場合には、条件Aの比率を保ったまま、レーザダイオードLD1、LD2の出力を下げる。

【0072】

これに対して、内視鏡11B用の条件Bは、例えば、レーザダイオードLD1の駆動電流値を「1」（G-LD1参照）とすると、レーザダイオードLD2の駆動電流値は「10」（G-LD2参照）に設定されており、LD1に対するLD2の駆動電流値の比率は1：10である。条件Bは、図11で示した、ライトガイド43A、43Bにおける光透過率T2A、T2Bの差 Δ を考慮して決定された値であり、条件Aと比較して、レーザダイオードLD2の駆動電流値の比率が高い。これにより、第2光源モジュール32の出力が上がり、内視鏡11Bのライトガイド43Bの青色領域の光透過率の低下分が補償される。内視鏡11Bを使用した場合の露出制御は、レーザダイオードLD2の駆動電流値が上限値(max)に達するまでの間、条件Bの比率を保ったまま行われる。

10

【0073】

このように、駆動電流制御部66は、光源装置13に接続された内視鏡が内視鏡11Aか内視鏡11Bかに応じて、基本駆動条件を変更することで、内視鏡11Aを使用した場合と内視鏡11Bを使用した場合の出射光量比を同じにする。しかし、図13のグラフで明らかなように、出射光量比を所定の比率に維持したまま露出制御を行うことができる調整幅は、内視鏡11Aの場合は露出制御値E2までであるのに対して、内視鏡11Bの場合は、露出制御値E2より低い値である露出制御値E1までというように、内視鏡11Bの方が狭い。

20

【0074】

露出制御の調整幅が違つと、内視鏡11Bを内視鏡11Aと同じ状況（例えば、観察部位、観察距離が同じ）で使用した場合でも、露出制御値E1からE2の範囲においては、内視鏡11Aと内視鏡11Bのそれぞれの観察画像の明るさが違ってしまふ。より具体的には、内視鏡11Aは露出制御により画面の明るさが確保されるのに対して、内視鏡11Bは露出制御ができないため画面が暗くなってしまう。

【0075】

内視鏡の機種によって画面の明るさに違いがあると、ユーザである術者にとっては使い勝手が悪い。また、画面が暗いと先端部19の位置の確認など操作性にも影響を与えるため好ましくない。そのため、内視鏡11Bを使用した場合の画面の明るさを確保するために、駆動電流制御部66は、出射光量比の維持よりも露出制御を優先する。具体的には、露出制御値E1からE2の範囲においては、条件Bで指定された基本駆動条件に関わらず、レーザダイオードLD1の駆動電流値のみを上げて出力を上げる。これにより画面の明るさが確保される。

30

【0076】

ただし、こうすると、当然ながら出射光量比を所定の比率に保てなくなり、相対的に狭帯域光N1の光量が低下するため、観察画像PE（図9参照）における表層血管のコントラストが低下する。表層血管61のコントラストの低下は、観察画像PEにおける表層血管のコントラストと中深層血管のコントラストのバランスに影響するとともに、例えば出射光量比が所定の比率に保たれていれば描出されるはずの血管が描出されなくなるというように、血管の見え方に影響を与える。しかし、観察画像PEにおいて表層血管のコントラストが低下しても中深層血管のコントラストは維持されるため、術者は表層血管のコントラストが低下したことを気付きにくい。

40

【0077】

そのため、駆動電流制御部66は、露出制御値E1～E2の範囲において、条件Bで指定された比率を維持できなくなった場合に報知処理を実行する。報知処理において、駆動電流制御部66は、プロセッサ装置12に対して、照明条件（出射光量比）が変更されたことを報知するように報知指令を送信する。プロセッサ装置12のコントローラ56は、報知指令を受信すると、モニタ14に照明条件が変更されたことを表すメッセージを表示する。図10に示すように、例えば、「照明条件が変更されました」といったメッセージ

50

を観察画像とともに表示する。もちろん、メッセージとしては、より具体的に、出射光量比が変更されたこと、そのために、表層血管のコントラストが低下すること、などを表示してもよい。こうしたメッセージによって、術者に対して、照明条件が変更されたため画像診断に当たってはその点を留意すべきである旨の注意を喚起することができる。

【0078】

なお、本例においては、モニタ14をメッセージの表示手段として利用しているが、ランプなどのインジケータを利用してよいし、音声を発するスピーカでもよい。

【0079】

以下、上記構成による作用について、図14のフローチャートを参照しながら説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡11をプロセッサ装置12と光源装置13にコネクタ28を接続し、プロセッサ装置12と光源装置13の電源を入れて、電子内視鏡システム10を起動する。

10

【0080】

内視鏡11の挿入部16を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察が開始される。通常観察モードでは、図8(A)に示すように、第1光源モジュール31が点灯する。レーザダイオードLD1が発する狭帯域光N1と、蛍光体36が発する蛍光FLとが混合された白色光が内視鏡11に供給される。供給された光はライトガイド43を通じて照明窓22に導光されて観察部位に照射される。通常観察モードでは、接続された内視鏡11A、11Bに関わらず、同じ駆動条件で第1光源モジュール31が駆動される。また、駆動電流制御部66は、プロセッサ装置12から送信される露出制御信号に基づいて、第1光源モジュール31の出力を制御する。

20

【0081】

図8(A)及び図9(A)に示すように、白色光(N1+FL)を照射中に撮像素子44によって観察部位が撮像されて、DSP57によってB、G、Rの画像信号が生成される。通常観察モードにおいては、画像処理部58は、B、G、Rの画像信号に基づいて、通常観察用の表示画像を生成する。表示制御回路60は、生成された表示画像をビデオ信号に変換して観察画像Pをモニタ14に表示する。通常観察モードにおいては、こうした処理が繰り返される。

【0082】

通常観察モードでは、第1光源モジュール31が発光する白色光のみが照明光として使用される。白色光の光透過率については、内視鏡11Aのライトガイド43Aと内視鏡11Bのライトガイド43Bのどちらにおいても差が小さいので、内視鏡11A又は内視鏡11Bのどちらが使用されている場合でも、同じような観察画像が得られる。このため、術者は、内視鏡11A、内視鏡11Bのどちらでも問題なく利用することができる。

30

【0083】

血管強調観察を行う場合には、コンソール15によってモード切り換え操作が行われて、プロセッサ装置12が血管強調観察モードに設定される。図14に示すように、血管強調観察モードでは、まず、光源制御部34は、プロセッサ装置12を経由して、内視鏡11のIDメモリ47から内視鏡IDを取得する(S101)。内視鏡識別部67は、取得した内視鏡IDに基づいて、接続された内視鏡11が内視鏡11Aか内視鏡11Bのいずれかであるかを識別して(S102)、機種情報を駆動電流制御部66に送信する。

40

【0084】

駆動電流制御部66は、基本駆動条件テーブル68から、受信した機種情報に対応する基本駆動条件を読み出して、基本駆動条件を決定する(S103)。内視鏡11Aが接続されている場合には条件Aが、内視鏡11Bが接続されている場合には条件Bが選択される。駆動電流制御部66は、決定した基本駆動条件で第1光源モジュール31のレーザダイオードLD1と第2光源モジュール32のレーザダイオードLD2の駆動を開始する(S104)。

【0085】

第1光源モジュール31が発する白色光(N1+FL)と、第2光源モジュール32が

50

発する狭帯域光 N 2 は、内視鏡 1 1 に供給されて、ライトガイド 4 3 を通じて照明窓 2 2 に導光されて観察部位に照射される。

【 0 0 8 6 】

図 8 (B) 及び図 9 (B) に示すように、白色光 (N 1 + F L) 及び狭帯域光 N 2 を照射中に撮像素子 4 4 によって観察部位が撮像されて、D S P 5 7 によって B、G、R の画像信号が生成される。血管強調観察モードにおいては通常観察モードと同様に、画像処理部 5 8 は、B、G、R の画像信号に基づいて、血管強調観察用の表示画像を生成する。表示制御回路 6 0 は、生成された表示画像をビデオ信号に変換して観察画像 P E をモニタ 1 4 に表示する。血管強調観察モードにおいては、こうした処理が繰り返される。血管強調観察モードでは、画像信号 B に、白色光の B 成分に加えて、狭帯域光 N 2 が含まれているので、観察画像 P E において表層血管が高コントラストで描出される。

10

【 0 0 8 7 】

血管強調観察モードにおいては、光源制御部 3 4 は、プロセッサ装置 1 2 からの露出制御信号に基づいて、第 1 光源モジュール 3 1 と第 2 光源モジュール 3 2 の出力を制御する (S 1 0 5)。駆動電流制御部 6 6 は、内視鏡 1 1 A が接続された場合には条件 A で指定された比率を維持しながら、各モジュール 3 1、3 2 のレーザダイオード L D 1、L D 2 の出力を制御する。一方、内視鏡 1 1 B が接続された場合には条件 B で指定された比率を維持しながら、レーザダイオード L D 1、L D 2 の出力を制御する。

【 0 0 8 8 】

駆動電流制御部 6 6 は、内視鏡 1 1 A、1 1 B のどちらが接続されている場合でも、露出制御値 E 1 までの範囲 (図 1 3 参照) においては、条件 A 又は条件 B に基づいて、白色光 (N 1、F L) と狭帯域光 N 2 の出射光量比を所定の比率に維持した状態で露出制御を行う。そのため、露出制御値 E 1 までの範囲においては、内視鏡 1 1 A、1 1 B のどちらを使用している場合でも、観察画像 P E に描出される表層血管のコントラストに違いは無い。

20

【 0 0 8 9 】

しかし、内視鏡 1 1 B が接続されている場合において、撮像素子 4 4 の受光量が不足してプロセッサ装置 1 2 から露出制御値が E 1 を上回る露出制御信号を受信した場合には、レーザダイオード L D 2 の出力が上限値に達しているため、レーザダイオード L D 2 についてはそれ以上出力を上げることはできない (S 1 0 6)。この場合、駆動電流制御部 6 6 は、出射光量比の維持よりも観察画像 P E の明るさの確保を優先して、条件 B で指定された比率を変更してレーザダイオード L D 1 の出力だけを上げる。これにより、出射光量比は変更されるが (S 1 0 7)、明るさ補正のための露出制御の調整幅を維持することができる。

30

【 0 0 9 0 】

レーザダイオード L D 1 のみの出力増加により白色光 (N 1 + F L) の出力だけが上がると、狭帯域光 N 2 の割合が減るため、観察画像 P E においては相対的に表層血管のコントラストが低下する。駆動電流制御部 6 6 は、出射光量比を変更した場合には、プロセッサ装置 1 2 に対して報知指令を送信する報知処理を実行する。プロセッサ装置 1 2 のコントローラは、報知指令に基づいてモニタ 1 4 に照明条件が変更されたことを表すメッセージを表示する。このメッセージにより術者は照明条件が変更されたことを把握することでき、それ念頭において適切な画像診断を行うことができる。そのため、内視鏡 1 1 B を安心して利用することができる。血管強調観察モードが終了するまでの間、上記処理が繰り返される (S 1 0 9)。

40

【 0 0 9 1 】

上記実施形態においては、内視鏡 1 1 B が接続された場合にのみ報知処理を行う例で説明したが、内視鏡 1 1 A が接続された場合に報知処理を行ってもよい。例えば、図 1 3 に示すように、露出制御値 E 2 を超える範囲では、内視鏡 1 1 A の場合でも、レーザダイオード L D 2 の出力は上限値に達してしまう。このとき、出射光量比の維持よりも明るさ補正を優先してレーザダイオード L D 1 の出力だけを上げると、上記例と同様に観察画像 P

50

Eにおける表層血管のコントラストの低下が生じる。この場合に駆動電流制御部66は報知処理を実行する。

【0092】

ただし、露出制御値E2において、レーザダイオードLD1も上限値に達している場合には、それ以上出力を上げる余地は無いので、出射光量比が変更される可能性があるのは、内視鏡11Bを接続した場合のみとなる。この場合には、上記例のように、内視鏡11Aに対してライトガイドの光透過特性が相対的に低い内視鏡11Bが接続された場合にのみ報知処理を実行するだけで十分である。

【0093】

上記実施形態では、狭帯域光N2と白色光の2種類の光の出射光量比が変更されたか否かを、駆動電流値に基づいて判定しているが、出射光量比が変更されたか否かの判定する方法は、例えば、撮像素子の受光量を測定して判定する方法でもよい。この場合、受光量は、撮像素子が出力する画像信号に基づいて測定される。ただし、受光量を測定する場合には測定誤差や測定処理を追加することによる構成の複雑化の懸念があるため、上記実施形態のように駆動電流値に基づいて判定する方法が正確性や簡便性の点で有利である。

【0094】

上記実施形態では、血管強調観察モードの光源として、波長が405nmの狭帯域光N2を発する光源(第2光源モジュール32)と、白色光源(第1光源モジュール31)を用い、表層血管強調用に狭帯域光N2を、中深層血管強調用に白色光のG成分を利用する例で説明したが、図15に示すように、白色光源の代わりに又はそれに加えて、中深層血管強調用の狭帯域光N3(波長が約530~560nmの緑色狭帯域光)を発する光源を用いてもよい。

【0095】

また、白色光源として、青色の励起光を発する発光素子と黄色の蛍光を発する蛍光体とからなる光源を例に説明したが、白色光源としては、青色の励起光を発する発光素子と赤色の発光素子の2つの発光素子と、緑色の蛍光を発する蛍光体とから構成してもよいし、蛍光体を使用せずに、青色、緑色、赤色の3色の発光素子から構成してもよい。

【0096】

上記実施形態では、血管情報観察として血管強調観察を例に説明したが、血管情報観察には、血管強調観察の他にも、血液の酸素飽和度を算出してこれを画像化して観察する酸素飽和度観察などがある。本発明は、酸素飽和度観察に適用することもできる。

【0097】

酸素飽和度観察における照明光としては、例えば、波長が445nmや473nmの光のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある光と、波長が405nmの光のように酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が同じ等吸収点の光が利用される。そして、各波長で取得された複数の画像間で演算を行って酸素飽和度が算出される。酸素飽和度観察を行う場合には、画像間演算の信頼性を確保するため、各波長の光の出射光量比を所定の比率に保つ必要がある。また、画像の明るさを補正する露出制御も当然行われる。そのため、酸素飽和度観察においても、内視鏡11A、11Bのようにライトガイドの光透過特性が異なる複数の内視鏡を使用する場合には、血管強調観察と同じ課題が生じるので、本発明を酸素飽和度観察に適用してもよい。

【0098】

また、酸素飽和度観察では、1例として波長が異なる3種類以上の光を利用するが、血管強調観察においても、青色光と緑色光に加えて、より深層の血管を強調するためにより波長が長い赤色光を使用するというように3種類以上の光を利用する場合もある。3種類以上の光を利用する場合に本発明を適用してもよい。

【0099】

上記実施形態では、複数機種の内視鏡として、既存の内視鏡と青色領域のライトガイドの光透過特性が改善された改良型内視鏡を例に説明したが、既存の内視鏡と改良型内視鏡は1例である。これに限らず、本発明において、複数機種の内視鏡は、血管情報観察用の

10

20

30

40

50

2種類の光のうち少なくとも一方に対する光透過率が異なるライトガイドが内蔵された複数の内視鏡であればよい。

【0100】

上記実施形態では、半導体光源としてレーザダイオードを例に説明したが、LEDなど他の半導体光源でもよい。

【0101】

上記実施形態では、B、G、Rのマイクロカラーフィルタが設けられたカラー撮像素子を用いて、白色光をマイクロカラーフィルタで色分離して複数色の画像を同時に取得する同時方式を例に説明したが、カラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子を用いて、各色の画像を順次取得する面順次方式に適用してもよい。

10

【0102】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム等、他の形態の内視鏡システムにも適用することができる。

【符号の説明】

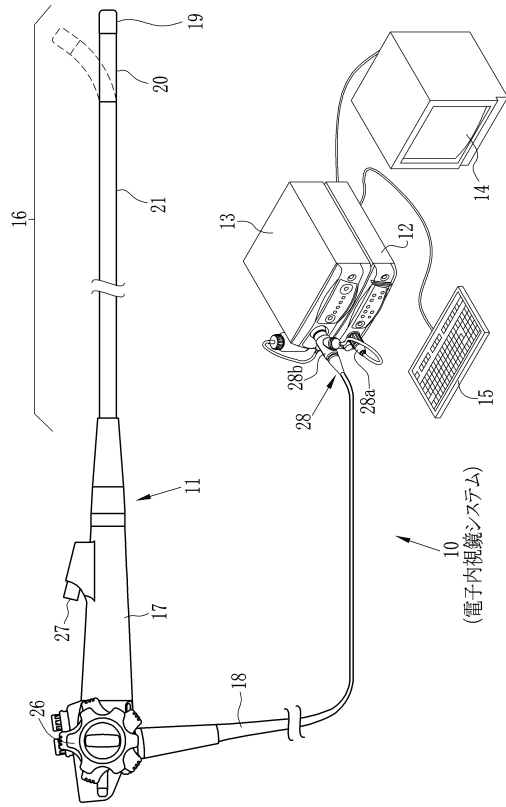
【0103】

- 10 内視鏡システム
- 11、11A、11B 内視鏡
- 12 プロセッサ装置
- 13 光源装置
- 28 コネクタ
- 31 第1光源モジュール
- 32 第2光源モジュール
- 34 光源制御部
- 42a、42b レセプタクルコネクタ（接続部）
- 43、43A、43B ライトガイド
- 47、47A、47B IDメモリ
- 66 駆動電流制御部
- 67 内視鏡識別部
- 68 基本駆動条件テーブル
- LD1、LD2 レーザダイオード

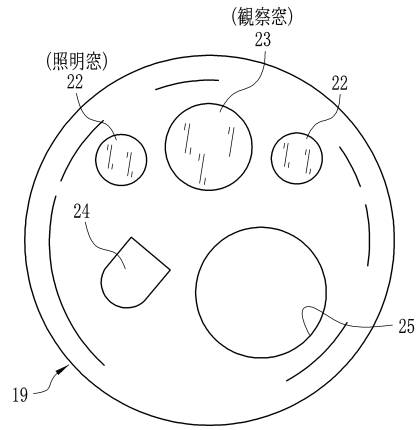
20

30

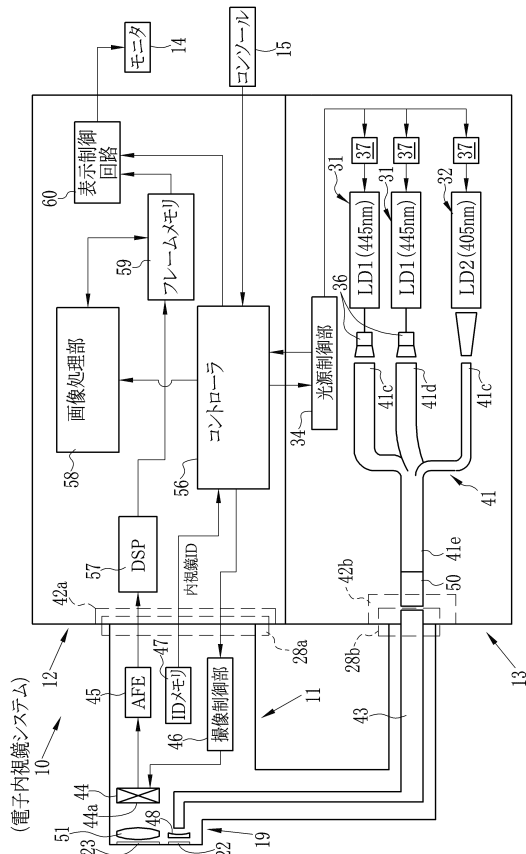
【図1】



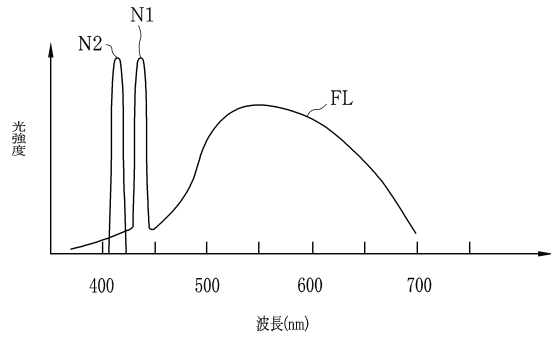
【図2】



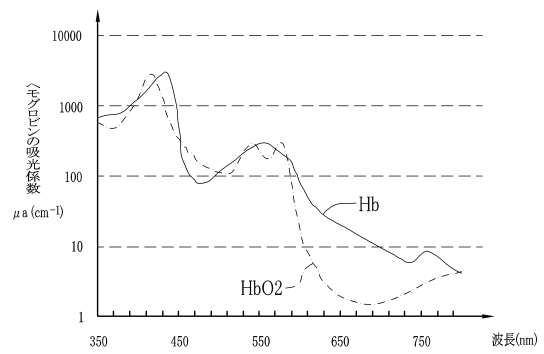
【図3】



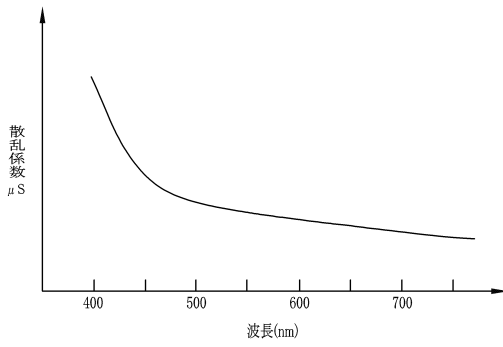
【図4】



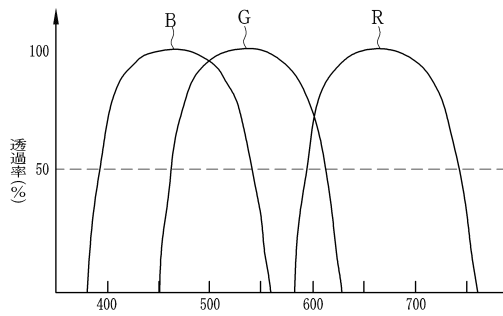
【図5】



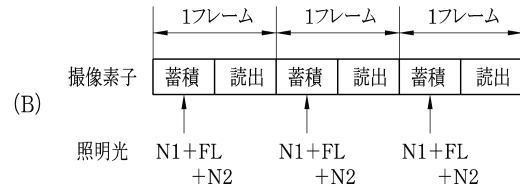
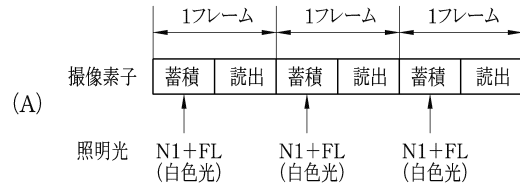
【図6】



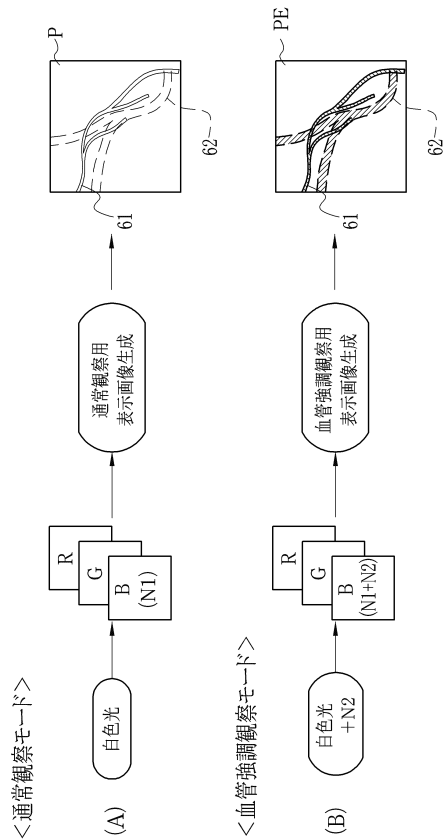
【図7】



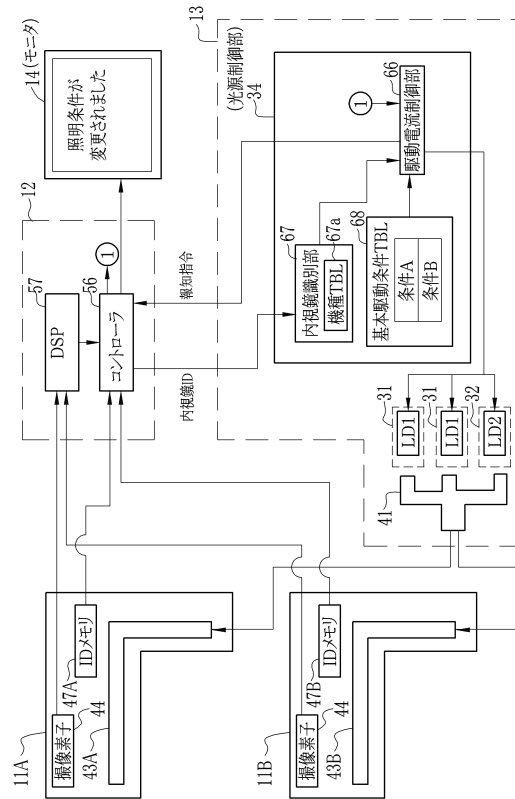
【図8】



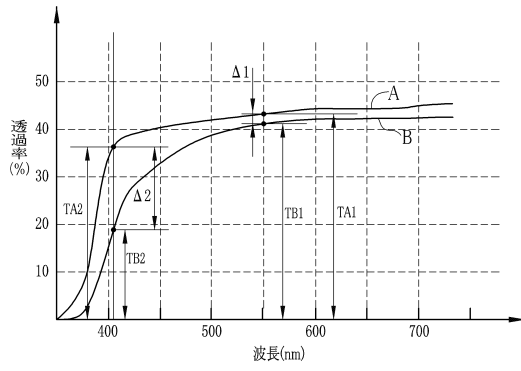
【図9】



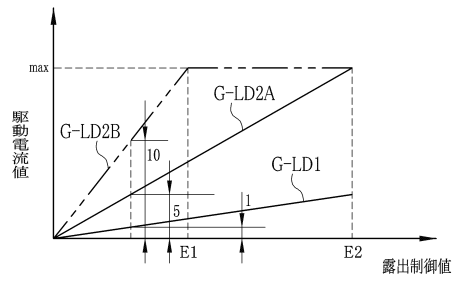
【図10】



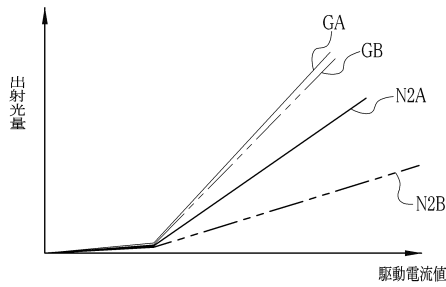
【図11】



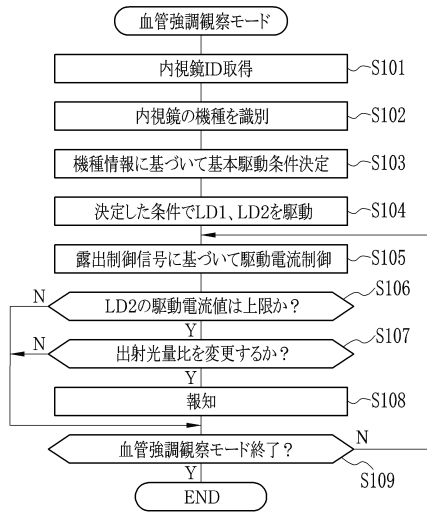
【図13】



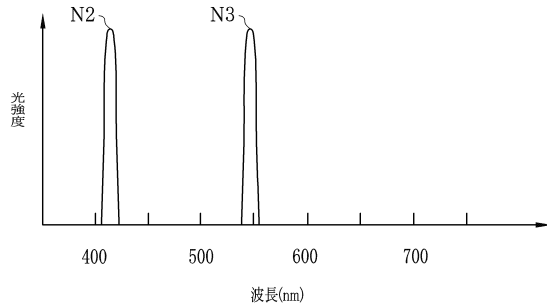
【図12】



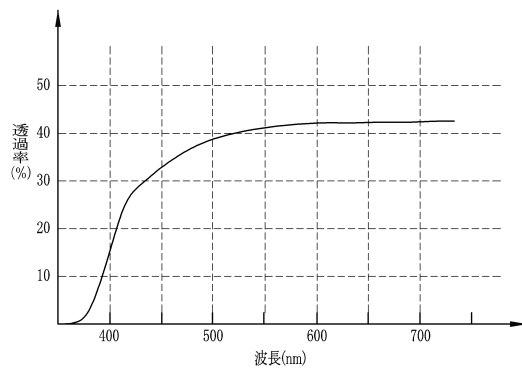
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

- (72)発明者 斎藤 牧
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2006-341077(JP,A)
特開2006-204341(JP,A)
特開2010-158413(JP,A)
特開平07-222712(JP,A)
特開2007-111338(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5780653B2	公开(公告)日	2015-09-16
申请号	JP2012073281	申请日	2012-03-28
[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	森本美範 井上敏之 大橋永治 斎藤牧 飯田孝之		
发明人	森本 美範 井上 敏之 大橋 永治 斎藤 牧 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A A61B1/00.300.A A61B1/00.513 A61B1/00.640 A61B1/00.710 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/NN09 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS09 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW18 4C161/YY02 4C161/YY14		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013202166A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够舒适地使用的光源装置，同时保持用于曝光控制的调节范围，即使在包括具有不同光传输特性的光导的内窥镜中也是如此。解决方案：光源装置包括多个半导体光源，其发射第一和第二波长范围的光，以分别观察血管信息。在血管信息观察模式中，光源控制部分辨别多个内窥镜的模型并根据模型设置驱动条件，并控制多个半导体光源的输出以保持第一个中的出射光量的比率。无论内窥镜的型号如何，第二波长范围和第二波长范围。在一个光源的输出达到上限值之后，优先考虑曝光控制，并且增加另一个光源的输出。然后，宣布输出光量比的变化。

(21) 出願番号	特願2012-73281 (P2012-73281)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成24年3月28日 (2012. 3. 28)		
(65) 公開番号	特開2013-202166 (P2013-202166A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成25年10月7日 (2013. 10. 7)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
審査請求日	平成26年6月6日 (2014. 6. 6)	(72) 発明者	森本 美範 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	井上 敏之 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	大橋 永治 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内