

(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2011-206227

(P2011-206227A)

(43) 公開日 平成23年10月20日(2011.10.20)

(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	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
		4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2010-76458 (P2010-76458)
(22) 出願日 平成22年3月29日 (2010. 3. 29)

(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 100115107
弁理士 高松 猛
(74) 代理人 100132986
弁理士 矢澤 清純
(72) 発明者 小澤 聡
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 飯田 孝之
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 2H040 CA02 CA06 CA11 CA23 DA11
DA21 GA02 GA05 GA06 GA11
最終頁に続く

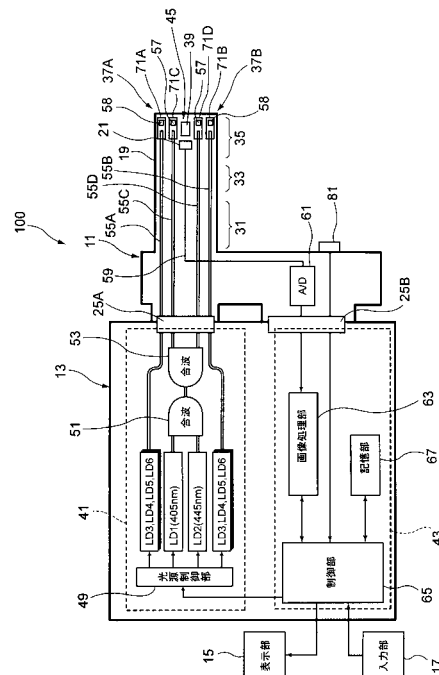
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡装置の制御モードを意識することなく、観察画像の調整を簡単に行うことができるようにする。

【解決手段】被検体に向けて光を照射する光源装置41と、被検体を撮像する撮像素子21を有する撮像手段45と、光源装置41と撮像手段45の駆動制御を内視鏡11の手技内容に応じて異なる制御モードに設定するモード切替スイッチ81と、設定された制御モードに基づいて光源装置41と撮像手段45を駆動制御するプロセッサ43と、を備えた内視鏡装置100であって、プロセッサ43が、光源装置41と撮像手段45の少なくともいずれかに対する調整処理を行う操作ボタンを有し、調整処理が、制御モードに応じてそれぞれ異なる調整対象を調整する処理を含み、モード切替スイッチ81により設定された制御モードに応じて、操作ボタンへの入力により実行される調整処理の調整対象を変更できるよう構成した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて光を照射する照明手段と、被検体を撮像する撮像素子を有する撮像手段と、前記照明手段と前記撮像手段の駆動制御を内視鏡の手技内容に応じて異なる制御モードに設定するモード設定手段と、前記設定された制御モードに基づいて前記照明手段と前記撮像手段を駆動制御する制御手段と、を備えた内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記照明手段と前記撮像手段の少なくともいずれかに対する調整処理を行う操作入力部を有し、

前記調整処理が、前記制御モードに応じてそれぞれ異なる調整対象を調整する処理を含み、

前記モード設定手段により設定された制御モードに応じて、前記操作入力部への入力により実行される調整処理の調整対象を変更する内視鏡装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記制御モードによらずに同じ操作入力部から入力を受け付ける内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡装置であって、

前記操作入力部が、互いに調整方向の異なる一対の操作ボタンである内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記照明手段の光源駆動信号を含む内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 3 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記光源駆動信号のパルス周期、パルス幅、パルス強度の少なくともいずれかを調整する内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記撮像素子の駆動信号を含む内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記撮像素子の駆動信号 1 フレームに対する電荷蓄積時間を調整する内視鏡装置。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記撮像手段により撮像した画像信号に対して疑似カラーを割り当てる際の、画像信号レベルと色調との関係を表す色変換特性カーブを含む内視鏡装置。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記照明手段の有する複数の光源に対する駆動信号を含む内視鏡装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記複数の光源の出射光量比を調整する内視鏡装置。

【請求項 11】

請求項 1 ～ 請求項 10 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記モード設定手段が、前記制御モードを手動で切替えるモード切替スイッチを有する

10

20

30

40

50

内視鏡装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 ~ 請求項 1 1 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記モード設定手段が、前記撮像手段により得られる撮像画像情報から観察対象を識別し、該識別された観察対象に応じて前記制御モードを変更する内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

内視鏡装置には、撮像した画像情報を画像処理して診断に適した状態で適正に表示させる機能が備わっている。これにより、被検体の状態が鮮明に映し出された観察画像が得られるが、観察対象によっては光源の照明条件や撮像素子の撮像条件の微調整が望まれる場合がある。そのため、内視鏡プローブが接続される制御装置には、光源微調整用の操作ボタンが設けてあり、この操作ボタンによって光源の輝度レベルを段階的に変更できるようになっている。

上記光源微調整用の操作ボタンは白色照明用の光源の出力強度を変更するものであるが、近年、特定の狭帯域化された波長の光を照射して粘膜組織の状態の強調表示や、予め投与した蛍光物質や生体からの蛍光を観察する等の特殊光観察が可能な光源が搭載された内視鏡装置が提供されている（例えば特許文献 1 参照）。このような複数種類の光源を備えた制御装置では、観察対象や処置内容に応じた制御（観察）モードが複数用意されており、それぞれの制御モードが内視鏡診断の目的に応じて使い分けられている。

20

【0003】

ところが、制御モードが複数存在すると、各制御モードで観察画像の状態を微調整したい場合に、それぞれ異なるパラメータを調整することになり、操作が煩雑となっていた。例えば、白色照明時では照明光の強弱を調整するが、狭帯域光による血管画像の強調表示時には、白色照明光に対する短波長照明光成分の光量比を増減させる調整が必要になる等、制御モードの切替によって調整対象が変化して、調整のための操作手順が異なってしまう。そのため、内視鏡装置の取扱いには熟練を要していた。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 3 0 0 9 7 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、内視鏡の制御モードを意識することなく、観察画像の調整を簡単に行うことができる内視鏡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】

40

【0006】

本発明は下記構成からなる。

被検体に向けて光を照射する照明手段と、被検体を撮像する撮像素子を有する撮像手段と、前記照明手段と前記撮像手段の駆動制御を内視鏡の手技内容に応じて異なる制御モードに設定するモード設定手段と、前記設定された制御モードに基づいて前記照明手段と前記撮像手段を駆動制御する制御手段と、を備えた内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記照明手段と前記撮像手段の少なくともいずれかに対する調整処理を行う操作入力部を有し、

前記調整処理が、前記制御モードに応じてそれぞれ異なる調整対象を調整する処理を含み、

50

前記モード設定手段により設定された制御モードに応じて、前記操作入力部への入力により実行される調整処理の調整対象を変更する内視鏡装置。

【発明の効果】

【0007】

本発明の内視鏡装置によれば、制御モードを意識することなく、任意に選択したモードの観察画像に対し調整を簡単に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図である。

10

【図2】図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

【図3】(A)は蛍光体を備えた投光ユニットの断面構成図、(B)は光偏向・拡散部材を備えた投光ユニットの断面構成図である。

【図4】操作ボタンを備えた制御手段であるプロセッサの正面図である。

【図5】モード毎の制御対象を表した説明図である。

【図6】(A)は撮像タイミングのトリガを示す制御パルス波形図、(B)は照射時間により光量制御するパルス波形図、(C)は光強度により光量制御するパルス波形図である。

【図7】生体組織の粘膜表層の血管を模式的に表した説明図である。

【図8A】内視鏡装置により観察した唇内側の白色光による拡大観察画像である。

20

【図8B】内視鏡装置により観察した唇内側の光量比50:50の拡大観察画像である。

【図8C】内視鏡装置により観察した唇内側の光量比75:25の拡大観察画像である。

【図9】狭帯域光観察時のLD1光源とLD2光源における光強度と光量比の相関を表したグラフである。

【図10】還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光度の分光特性を示すグラフである。

【図11】図10にて求めた酸素濃度に対応させて調整処理される色変換特性カーブを示すグラフである。

【図12】白色光源とレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

【図13】LEDとレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

30

【図14】白色光源と回転フィルタを備えた変形例に係る光源の構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。

図1は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡装置の概念的なブロック構成図、図2は図1に示す内視鏡装置の一例としての外観図である。

図1、図2に示すように、医療機器の一つである内視鏡装置100は、内視鏡11と、この内視鏡11が接続される制御装置13とを有する。制御装置13には、画像情報等を表示する表示部15と、入力操作を受け付ける入力部17が接続されている。内視鏡11は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部19の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子21(図1参照)を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。

40

【0010】

また、内視鏡11は、内視鏡挿入部19と、内視鏡挿入部19の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部23(図2参照)と、内視鏡11を制御装置13に着脱自在に接続するコネクタ部25A、25Bを備える。なお、図示はしないが、操作部23及び内視鏡挿入部19の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【0011】

内視鏡挿入部19は、可撓性を持つ軟性部31と、湾曲部33と、先端部(以降、内視

50

鏡先端部とも呼称する) 35 から構成される。内視鏡先端部 35 には、図 1 に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口 37A, 37B と、被観察領域の画像情報を取得する CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 21 が配置されている。また、撮像素子 21 の受光面側には対物レンズユニット 39 が配置される。これら撮像素子 21、対物レンズユニット 39 は、撮像手段 45 を構成する。

【0012】

湾曲部 33 は、軟性部 31 と先端部 35 との間に設けられ、図 2 に示す操作部 23 に配置されたアングルノブ 22 の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部 33 は、内視鏡 11 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 35 の照射口 37A, 37B 及び撮像素子 21 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。上記の内視鏡挿入部 19 の照射口 37A, 37B の構造については、詳細を後述する。

10

【0013】

制御装置 13 は、内視鏡先端部 35 の照射口 37A, 37B に供給する照明光を発生する照明手段である光源装置 41 と、撮像素子 21 からの画像信号を画像処理する制御手段であるプロセッサ 43 とを備え、コネクタ部 25A, 25B を介して内視鏡 11 に接続される。また、プロセッサ 43 には、前述の表示部 15 と入力部 17 が接続されている。プロセッサ 43 は、内視鏡 11 の操作部 23 や入力部 17 からの指示に基づいて、内視鏡 11 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示用画像を生成して表示部 15 へ供給する。

20

【0014】

光源装置 41 は、互いに中心発光波長の異なる複数種のレーザ光源を備える。本構成例においては、図 1 に示すように、中心発光波長が 405 nm の LD1、445 nm の LD2、及び、405 nm の LD3, LD3 を基本構成として備えている。また、本構成では、LD3, LD3 の光路を共通させて更に 472 nm の LD4, LD4 と、665 nm の LD5, LD5 と、785 nm の LD6, LD6 と、を設けている。

【0015】

各レーザ光源 LD1 ~ LD6 は、光源制御部 49 によりそれぞれ個別に調光制御されており、各レーザ光を個別に又は同時に発生することができる。また、各レーザ光源の発光のタイミングや光量比は任意に変更可能になっている。

30

【0016】

LD1 は中心波長 405 nm の紫色レーザ光を出射する狭帯域光観察用の光源であり、LD2 は中心波長 445 nm の青色レーザ光を出射して後述する波長変換部材である蛍光体により白色照明光を生成する通常観察用の光源である。また、中心波長 405 nm のレーザ光を発生する LD3 は蛍光観察用の光源であり、被観察領域に向けて、後述する蛍光体を介さずに光出射可能となっている。

【0017】

LD4 から出射される中心波長 472 nm のレーザ光は、血中の酸素飽和度と血管深さの情報を抽出するために用いられる。また、LD5 から出射される中心波長 665 nm のレーザ光は、治療用のレーザ光であり、比較的強い出力で生体組織表面に照射し、癌などの腫瘍を治療する光線力学的治療 (Photodynamic Therapy: PDT) を行うために用いられる。さらに、LD6 から出射される中心波長 785 nm のレーザ光は、血管に注入した ICG (インドシアニンググリーン) の赤外光観察に用いられる。

40

【0018】

なお、LD1 は光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis: PDD) を行うための照明光としても用いる。PDD は、予め腫瘍親和性がありかつ特定の励起光に対して感応する光感受性物質を生体に投与した後、励起光となるレーザ光を比較的弱い出力で生体組織表面に照射して、癌などの腫瘍の病巣部で光感受性物質の濃度が高くなった部位からの蛍光を観察する診断方法である。この PDD により特定された病巣部に対して、PDT 治療が

50

施される。

【0019】

上記のレーザ光源LD1～LD6は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオード等を用いることもできる。なお、上記光源として発光ダイオード等の半導体発光素子を用いた構成としてもよい。また、半導体発光素子以外にも、キセノンランプ等の白色光源からの光をカラーフィルタにより波長選択した光等を用いることもできる。

【0020】

各レーザ光源LD1～LD6から出射されるレーザ光は、それぞれ集光レンズ（図示略）により光ファイバに導入される。LD1とLD2からのレーザ光は、コンバイナ51により合波し、カプラ53により分波した後、コネクタ部25Aに伝送される。これにより、LD1とLD2からのレーザ光が、各レーザ光源の個体差による発光波長のばらつきやスペckルが軽減されて光ファイバ55C、55Dに均等に伝送される。LD3～LD6からのレーザ光は、コンバイナ51、カプラ53を介さずに光ファイバ55A、55Bに伝送される。なお、コンバイナ51とカプラ53を用いずに各レーザ光源LD1、LD2からのレーザ光を直接コネクタ部25Aに送出する構成とすれば構成を簡略化できる。

10

【0021】

光ファイバ55A～55Dは、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径が0.3～0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

20

【0022】

コネクタ部25Aから内視鏡先端部35まで延設された光ファイバ55A～55Dには、各レーザ光源LD1～LD6からのレーザ光がそれぞれ任意のタイミングで導入される。LD1、LD2からのレーザ光は、内視鏡先端部35に配置された蛍光体57に伝送され、LD3～LD6からのレーザ光は、光偏向・拡散部材58に伝送され、照明光（あるいは治療光）として被観察領域に向けて出射される。

【0023】

ここで、光ファイバ55Aと光偏向・拡散部材58は投光ユニット71Aを構成し、光ファイバ55Dと光偏向・拡散部材58は投光ユニット71Bを構成する。また、光ファイバ55Cと蛍光体57は投光ユニット71Cを構成し、光ファイバ55Dと蛍光体57は投光ユニット71Dを構成する。投光ユニット71A、71Bの対と、投光ユニット71C、71Dの対は、内視鏡先端部35の撮像素子21及び対物レンズユニット39を挟んだ両脇側に配置される。

30

【0024】

次に、内視鏡先端部の投光ユニットの構成について説明する。

図3(A)に投光ユニット71C、71Dの断面構成図、図3(B)に投光ユニット71A、71Bの断面構成図を示した。投光ユニット71Cと投光ユニット71Dは、それぞれ同一の構成であって、蛍光体57と、蛍光体57の外周を覆う筒状のスリーブ部材73と、スリーブ部材73の一端側を封止する保護ガラス（照明窓）75と、スリーブ部材73内に挿入され光ファイバ55C（55D）を中心軸に保持するフェルール77とを備えている。また、フェルール77の後端側から外皮に覆われて延出される光ファイバ55C（55D）には、その外皮の外側を覆うフレキシブルスリーブ79がスリーブ部材73との間に挿入されている。

40

【0025】

一方、投光ユニット71Aと投光ユニット71Bも同一構成であり、投光ユニット71C、71Dの蛍光体57に代えて光偏向・拡散部材58が配設され、光ファイバ55A、55Bから導光される点以外は投光ユニット71C、71Dと同様の構成となっている。

【0026】

レーザ光源LD2からの青色レーザ光は、蛍光体57を励起して蛍光を発光させる。つまり、白色照明用光源が、半導体発光素子と、半導体発光素子の発光波長で励起する蛍光

50

体 5 7 を含んだ波長変換部材を有して構成されている。半導体発光素子からの光が、波長変換部材の蛍光体 5 7 を励起して蛍光を発光させ、白色光が得られる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体 5 7 を透過する。一方、光ファイバ 5 5 C によって導光される紫色レーザ光は、蛍光体 5 7 の励起発光効率が青色レーザの場合より低いために透過成分が多くなる。そして、長波長側では青色レーザの場合より低強度な光を蛍光体 5 7 が励起発光する。このとき蛍光体 5 7 を透過する紫色レーザ光は狭帯域波長の照明光となる。

【 0 0 2 7 】

本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【 0 0 2 8 】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、基準色である R (赤) , G (緑) , B (青) 等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【 0 0 2 9 】

上記の蛍光体 5 7 は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体 5 7 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【 0 0 3 0 】

また、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B の光偏向・拡散部材 5 8 は、L D 3 ~ L D 6 からのレーザ光が透過する材料であればよく、例えば透光性を有する樹脂材料やガラス等が用いられる。さらには、光偏向・拡散部材 5 8 は、樹脂材料やガラスの表面等に、微小凹凸や屈折率の異なる粒子 (フィラー等) を混在させた光拡散層を設けた構成や、半透明体の材料を用いた構成としてもよい。これにより、光偏向・拡散部材 5 8 から出射する透過光は、所定の照射領域内で光量が均一化された狭帯域波長の光となる。

【 0 0 3 1 】

再び図 1 に戻り説明する。上記のように青色レーザ光と蛍光体 5 7 からの励起発光光による白色光、及び各レーザ光による狭帯域光は、内視鏡 1 1 の先端部 3 5 から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子は、対物レンズユニット 3 9 により被検体像を結像させ、撮像素子 2 1 により撮像される。

【 0 0 3 2 】

撮像後に撮像素子 2 1 から出力される撮像画像の画像信号は、画像信号ケーブル 5 9 を通じて A / D 変換器 6 1 に伝送されてデジタル信号に変換され、コネクタ部 2 5 B を介してプロセッサ 4 3 の画像処理部 6 3 に入力される。画像処理部 6 3 は、デジタル信号に変換された撮像素子 2 1 からの撮像画像信号に対して、ホワイトバランス補正、ガンマ補正、輪郭強調、色補正等の各種処理を施す。画像処理部 6 3 で処理された撮像画像信号は、制御部 6 5 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされ、表示部 1 5 に表示される。また必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部 6 7 に記憶される。

【 0 0 3 3 】

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 の操作部 2 3 にモード切替スイッチ 8 1 (図 1 参照) を有している。モード切替スイッチ 8 1 は、制御モードを手動で切り替え可能とする。モード切替スイッチ 8 1 からのモード切替信号はモード設定手段に入力される。モード切替信号の入力されたモード設定手段は、制御モードの切り替え制御を行う。このモード設定手段は、例えば制御部 6 5 に格納されるプログラムとすることが可能である。つまり、モード切替スイッチ 8 1 の操作により、調整対象が自動的に切り替わる。プロセッサ 4 3 は、モード切替スイッチ 8 1 によって設定された制御モードに基づいて、光源装置 4 1 と撮像手

10

20

30

40

50

段４５を駆動制御する。光源装置４１と撮像手段４５の駆動制御を内視鏡１１の手技内容に応じて異なる制御モードに設定する。

【００３４】

モード設定手段は、撮像手段４５により得られる撮像画像情報から観察対象を識別し、識別された観察対象に応じて制御モードを変更する。観察対象を認識し、これにより制御モードが切り替わることで、調整対象も自動的に切り替わるようになる。

【００３５】

図４は操作ボタンを備えた制御手段である光源装置の正面図である。

光源装置４１の前面の操作パネル２７には、光源装置４１と撮像手段４５の少なくともいずれかに対して調整処理を行う操作ボタン８３が設けられている。操作ボタン８３は、互いに調整方向の異なる一对の例えばアップボタン８３ａ、ダウンボタン８３ｂとすることができる。操作ボタン８３が一对のアップ・ダウンボタンであることにより、増減調整等、異なる調整方向への調整対象の調整を容易に行えるようにしている。操作ボタン８３からの操作信号はプロセッサ４３内の制御部６５（図１参照）に入力される。制御部６５は、この操作信号に基づき撮像手段４５、光源装置４１へ調整処理信号を出力する。

【００３６】

調整処理は、制御モードに応じてそれぞれ異なる調整対象を調整する処理を含む。つまり、本構成では、モード切替スイッチ８１により設定された制御モードに応じて、操作ボタン８３への入力により実行される調整処理の調整対象が自動的に変更される。これにより、どの制御モードであっても操作ボタン８３からの入力に応じて光源装置４１、撮像手段４５の少なくともいずれかの調整処理がなされる。そのとき、操作者は、制御モード毎に異なる調整対象であることを意識することなく、各制御モードで同じ操作を行うことで調整できる。このように、プロセッサ４３が、制御モードによらずに光源装置４１に設けた同じ操作ボタン８３から入力を受け付けるので、各制御モードで共通の操作となり、制御モード間の操作感を統一化できる。この結果、内視鏡装置１００の使い勝手が向上する。

【００３７】

図５はモード毎の制御対象を表した説明図である。

内視鏡装置１００において、変更可能なモードは、例えば、通常観察モード、狭帯域光観察モード、血中酸素飽和度観察モード、蛍光観察（ＰＤＤ）モード、赤外光観察モード、光線力学的治療（ＰＤＴ）モードが挙げられる。これら各モードに対する制御対象としては、例えば、ＬＤ駆動信号（光源の波長、パルス周期、パルス幅（ＰＷＭ）、パルス強度、印加区間長、フラッシュ等）、撮像素子駆動信号（電荷蓄積時間等）、擬似カラー設定（色変換特性カーブ等）、複数光源（２種類の光源の光量比等）が挙げられる。なお、図５中、二重丸は設定パラメータで、初期設定におけるデフォルトパラメータであり、白丸は選択可能パラメータで任意に変更が可能なパラメータである。

【００３８】

上記の投光ユニット７１Ａ～７１Ｄによりレーザ光源ＬＤ１～ＬＤ６からの各レーザ光を適宜組み合わせさせて出射させ、種々の照明光を生成する各照明パターンに対する調整操作について、以下に制御モード毎に説明する。

【００３９】

< 通常観察モード >

図１に示す投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄに対し、ＬＤ２からの中心波長４４５ｎｍのレーザ光を導入して、それぞれの投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄから白色光を出射させる。また、投光ユニット７１Ａ，７１Ｂに対してはＬＤ３～ＬＤ６の出力をＯＦＦにして光出射を停止する。

【００４０】

この照明パターンが通常観察時の照射パターンとなる。本構成では、投光ユニット７１Ｃ，７１Ｄの双方から白色光を出射するので、観察部位に隆起箇所が存在していても、影の発生を抑えて最小限の照明むらで通常観察が行える。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

図 6 (A) は撮像タイミングのトリガを示す制御パルス波形図、図 6 (B) は照射時間により光量制御するパルス波形図、図 6 (C) は光強度により光量制御するパルス波形図である。

通常観察モードにおいては、操作ボタン 8 3 を操作することによるプロセッサ 4 3 の調整対象は、光源装置 4 1 の光源駆動信号や、撮像素子 2 1 の駆動信号となる。操作ボタン 8 3 を操作することにより、光源装置 4 1 の光源制御部 4 9 によって光源制御信号を制御することで、光源装置 4 1 からの光出力を調整できる。例えば、図 6 (A) に示すように、所定の 1 フレーム間で撮像を行う場合、図 6 (B) に示す LD 駆動信号のパルス幅 W 1 、パルス強度 H 1 をそれぞれ調整対象にできる。つまり、操作ボタン 8 3 のアップボタン 8 3 a で増加調整、ダウンボタン 8 3 b で減少調整する。また、図 6 (C) に示すように、パルス幅 W 2 を短く、パルス強度 H 2 を高く調整することで、フラッシュ撮影のような瞬間的な照明光を生成し、これにより、ブレの少ない画像を得ることができる。なお、図 6 (B) に示すパルス幅 W 2 とパルス強度 H 2 は、調整の前後で積分強度 ($E = W 2 \times H 2$) が変化しないように設定するのが好ましい。上記のように、照明光の照射時間の長短によって、得られる画質が変化して、照射時間が長いほど、高感度、低ノイズの画像が得られ、照射時間が短いほど、ブレの少ない画像を得ることができる。

10

【 0 0 4 2 】

また、操作ボタン 8 3 を操作することによるプロセッサ 4 3 の調整対象は、撮像手段 4 5 の駆動制御信号であってもよい。駆動制御信号の出力を制御することにより、撮像素子 2 1 の受光タイミングを調整し、1 フレームの受光期間の長さを変更することができる。つまり、プロセッサ 4 3 が、撮像素子 2 1 の駆動信号 1 フレームに対する電荷蓄積時間を調整する。これにより、撮像素子 2 1 の受光期間が変更され、上記の照明光の照射時間の長短と同様に、得られる画質が変化する。このように、操作ボタン 8 3 の操作により調整対象とするパラメータは、図 5 に示すように、予め用意された各パラメータの中から選択的に設定することができ、内視鏡の使用状況や観察対象に応じて術種が任意に切り替えることができる。この調整対象のパラメータの切り替えは、以下に示す各制御モードについても同様に、各制御モードで利用可能なパラメータから任意に選定することができる。

20

【 0 0 4 3 】

< 狭帯域光観察モード >

30

狭帯域光観察モードでは、図 1 に示す投光ユニット 7 1 C , 7 1 D に対し、LD 1 からの中心波長 4 0 5 n m のレーザ光 (狭帯域光) と、LD 2 からの中心波長 4 4 5 n m のレーザ光 (白色光を生成する光) を導入する。また、投光ユニット 7 1 A , 7 1 B に対しては LD 3 ~ LD 6 の出力を OFF にして光出射を停止する。LD 1 と LD 2 の照射タイミングは、白色光による照明、短波長 (紫色) の狭帯域光による照明を個別に切り替えて行う他、白色光と狭帯域光による照明を同時に行うように適宜制御される。

【 0 0 4 4 】

この制御モードによれば、白色光に加えて短波長の狭帯域光が照射されることで、通常観察に加えて、粘膜組織表層の毛細血管を強調した観察が行える。つまり、操作ボタン 8 5 を操作して、LD 1 の出射光量を LD 2 に対して増大させることで、表層血管をより強調した観察画像が得られ、また、LD 1 と LD 2 の出射光量比を任意に変更することで、表層血管の深さ方向の分布も観察できるようになる。

40

【 0 0 4 5 】

LD 1 と LD 2 の出射光光量比の変更は、操作ボタン 8 5 以外にも、入力部 1 7 からの操作等によっても、任意のタイミング、又はプログラムされた規定のタイミングで行うことができる。また、予めプリセットされた出射光量比にスイッチ操作等により選択する構成にすれば、通常観察画像と、毛細血管の強調画像とを簡単に切り替えることができる。

【 0 0 4 6 】

上記のように、投光ユニット 7 1 C , 7 1 D は、それぞれの出射光を LD 1 か LD 2 のいずれか、又は双方に任意で選定でき、観察シーンに応じて切り替えることができる。こ

50

のため、観察シーンに応じた必要な情報を、観察目的に適した観察画像として容易に得ることができる。

【0047】

また、LD1とLD2からのレーザ光を同時に射出する場合は、各レーザ光を投光ユニット71C、71Dから同一条件で射出させることができるため、観察画像を演算処理する際に、双方の照明条件を高い精度で一致させることができる。その結果、照明光の違いによる観察画像の変化を正確に抽出することが可能になる。

【0048】

ここで、図7に生体組織の粘膜表層の血管を模式的に表した説明図を示した。生体組織の粘膜表層は、粘膜深層の血管B1から樹脂状血管網等の毛細血管B2が粘膜表層までの間に形成され、生体組織の病変はその毛細血管B2等の微細構造に現れることが報告されている。そこで、内視鏡診察においては、粘膜表層の毛細血管を画像強調して観察し、微小病変の早期発見や、病変範囲の診断が試みられている。

10

【0049】

生体組織に照明光が入射されると、入射光は生体組織内を拡散的に伝播するが、生体組織の吸収・散乱特性は波長依存性を有しており、短波長ほど散乱特性が強くなる傾向があり、照明光の波長によって光の深達度が変わる。そのため、照明光が400nm付近の波長域aでは粘膜表層の毛細血管からの血管情報が得られ、波長500nm付近の波長域bでは、更に深層の血管からの血管情報が得られるようになる。そのため、生体組織の血管観察には、中心波長360～800nm、好ましくは365～515nmの光源が用いられ、特に表層血管の観察には、中心波長360～470nm、好ましくは360～450nmの光源が用いられる。

20

【0050】

ここで、図8A、図8B、図8Cに内視鏡装置100により同一の光量で同様の画像処理条件の下で観察した唇内側の拡大画像を示した。図8Aは中心波長445nmの青色レーザ光と蛍光体の励起発光光からなる白色照明光による観察画像、図8Bは中心波長405nmの紫色レーザ光と中心波長445nmの青色レーザ光との光量比を50:50とした場合の観察画像、図8Cは中心波長405nmの紫色レーザ光と中心波長445nmとの光量比を75:25とした場合の観察画像を示している。なお、図8B、図8Cにおいても中心波長445nmの青色レーザ光を励起光とする蛍光体からの励起発光光が照明光に含まれている。

30

【0051】

図8A、図8B、図8Cに内視鏡装置による観察画像の表示例を示すように、照明光を白色光とした場合の観察画像では、比較的粘膜深層の血管像が得られるとともに画像全体の輝度を高めやすい。一方、可視短波長成分を多く含む狭帯域光を照明光とした場合の観察画像では、粘膜表層の微細な毛細血管が鮮明に見えるようになる。

【0052】

つまり、白色光と狭帯域光とを同時照射したときの、白色光による観察画像と狭帯域光による観察画像とが合成された画像では、画像全体で十分な輝度を確保でき、しかも、生体組織の粘膜表層の微細血管が強調された患部の診断がしやすい観察画像となる。

40

【0053】

この制御モードでは、操作ボタン83による制御対象を、内視鏡先端部35から射出する白色光及び狭帯域光の光量比とするので、操作ボタン83の押下操作により、それぞれの光源の光量比を連続変化可能とし、これにより、白色照明で観察部位を明るくしつつ、狭帯域光により表層血管を任意に強調して、術者の所望する微細血管構造の観察画像が、容易に取得できるようになっている。

【0054】

また、光量比を変更する際に、各光源からの射出光を合わせた光量が一定になるように制御すると、露出等の撮像条件を変更せずに済み、撮像制御を簡単化できる。

図9に狭帯域光観察時のLD1光源とLD2光源における光強度と光量比の相関を表し

50

たグラフを示した。

プロセッサ 4 3 による調整対象は、光源装置 4 1 の有する複数の光源に対する駆動信号とされ、複数の光源を個別にきめ細かに制御することができる。そして、操作ボタン 8 3 の操作により、図 9 に示すように、LD 1, LD 2 の出射光量比を、各光源からの出射光を合わせた光量が一定となるように、相互に関連付けて調整することができる。例えば白色照明光と特殊光の光量比を調整する場合に、特殊光による特定観察対象の画像成分の輝度増加分を、白色照明光による観察画像の輝度を減少させることにより、トータルの光量を一定に保つ等の調整を図 9 の相関関係に基づいて自動で行う。これにより、常に診断に適した画像情報を適切に得ることができる。

【 0 0 5 5 】

10

< 蛍光観察 / 光線力学的診断 PDD モード >

蛍光観察モードでは、狭帯域光観察モードの場合と同様に、図 1 に示す投光ユニット 7 1 C, 7 1 D に対して LD 1 と LD 2 からのレーザ光を導入し、また、投光ユニット 7 1 A, 7 1 B に対して LD 3 から中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を導入する。投光ユニット 7 1 C, 7 1 D と投光ユニット 7 1 A, 7 1 B からの照射タイミングは、撮像フレーム毎に交互に行い、同時には照射しない。つまり、投光ユニット 7 1 C, 7 1 D から白色光と、必要に応じて短波長（紫色）の狭帯域光とを照射して撮像する第 1 フレームと、投光ユニット 7 1 A, 7 1 B から中心波長 4 0 5 n m の励起光を照射して撮像する第 2 フレームとを繰り返し取得し、各フレーム画像をフレーム毎に表示部 1 5（図 1 参照）に表示させる。又は各フレーム画像を合成して表示させる。

20

【 0 0 5 6 】

この蛍光観察モードにおける操作ボタン 8 3 は、励起光の照射により得られる微弱な蛍光を検出するため、撮像素子の電荷蓄積時間を調整対象として受光感度を調整する。操作ボタン 8 3 の操作により、1 フレーム内の電荷蓄積期間を増減することで、蛍光の受光感度を調整でき、発生する蛍光をより確実に映出させることができる。また、光線力学的診断 PDD を行う PDD モードにおいても同様の制御内容となる。

【 0 0 5 7 】

蛍光観察においては、投光ユニット 7 1 A, 7 1 B から中心波長 4 0 5 n m の励起光を出射させることで、生体内に存在するコラーゲン等の蛍光物質からの自家蛍光の観察画像や、PDD 用の観察画像が得られる。表 1 に PDD 励起光、PDD 蛍光、PDT 治療光の波長を薬剤毎に示すように、PDD の励起光としては、フォトフリリン、レザフィリン、5 - A L A のいずれの蛍光薬剤を使用した場合でも中心波長 4 0 5 n m のレーザ光が利用可能である。

30

【 0 0 5 8 】

【表 1】

薬剤名	PDD 励起光	PDD 蛍光	PDT 治療光
フォトフリリン	405nm	630nm	630nm
レザフィリン	405nm	670nm	664nm
5-ALA	405nm	636nm	630nm

40

【 0 0 5 9 】

< 血中酸素飽和度観察モード >

血中酸素飽和度観察モードでは、図 1 に示す投光ユニット 7 1 C, 7 1 D に対して LD 2 からのレーザ光を導入する一方、投光ユニット 7 1 A, 7 1 B から LD 3 の中心波長が 4 0 5 n m のレーザ光、又は LD 4 の中心波長が 4 7 2 n m のレーザ光を導入し、下記の処理に基づいて血中酸素飽和度を求める。この場合の操作ボタン 8 3 は、求めた血中酸素飽和度の分布を表示部 1 5 に表示させる際の表示色の調整用として用いる。

【 0 0 6 0 】

図 1 0 は還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光度の分光特性を示すグラフである

50

。

この血中酸素飽和度観察モードでは、血液中の赤血球に含まれるヘモグロビンの中で、酸化ヘモグロビン HbO_2 と、酸素放出後の還元ヘモグロビン Hb の吸光スペクトルの差を利用して、観察領域の酸素飽和度を求める。酸化ヘモグロビン HbO_2 と還元ヘモグロビン Hb は、図10に吸光度の分光特性を示すように、波長405nm付近では吸光度は略等しく、波長445nm付近では還元ヘモグロビン Hb が酸化ヘモグロビン HbO_2 よりも吸光度が高く、波長472nm付近では酸化ヘモグロビン HbO_2 が還元ヘモグロビン Hb よりも吸光度が高くなっている。

【0061】

これらの特性を利用して、例えば次のように観察領域の酸素飽和度を求める。

(1) 還元ヘモグロビン Hb の吸光度が高い中心波長445nmのレーザ光を照射したときの、このレーザ光の戻り光成分を検出した撮像画像輝度値 S_1 を求める。

(2) 酸化ヘモグロビン HbO_2 の吸光度が高い中心波長472nmのレーザ光を照射したときの、このレーザ光の戻り光成分を検出した撮像画像輝度値 S_2 を求める。

(3) 吸光度の略等しい中心波長405nmを照射したときの、このレーザ光の戻り光成分を検出した撮像画像輝度値 S_3 を求める。

(4) S_1 、 S_2 の値をそれぞれ S_3 の値で標準化する。即ち、 S_1/S_3 、 S_2/S_3 の値を求める。

(5) S_1/S_3 の値と、 S_2/S_3 の値の大小を直交二軸で表した2次元マップを生成し、この2次元マップ上に上記求めた S_1/S_3 、 S_2/S_3 の値をプロットする。2次元マップ上では、 S_1/S_3 の値が大きい程、酸素飽和度が高く、 S_1/S_3 の値が小さい程、酸素飽和度が低くなる。また、 S_2/S_3 の値が大きい程、酸素飽和度が低くなり、 S_2/S_3 の値が小さい程、酸素飽和度が高くなる。これらの関係により、観察領域における酸素飽和度の高低の情報が求められる。

【0062】

図11は図10にて求めた酸素濃度に対応させて調整処理される色変換特性カーブを示すグラフである。

上記した還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光度の分光特性から得た観察画像は、図11に示す撮像データから疑似カラーを割り当てるための色変換関数に基づいて生成される。この色変換関数は、実線で示すようなリニアな特性がデフォルトの特性として登録されている。そして、光源装置41の操作ボタン83を操作することにより、図11中の実線から破線で示すような色変換特性カーブに変化させることができる。即ち、求めた血中酸素濃度に対応させて、疑似カラーを表示画像に付与する際、特定の酸素飽和度となる撮像信号の色調を調整できるようになる。例えば、色変換関数をP1のように設定することで、酸素飽和度の低い範囲に対して色調変化のダイナミックレンジを広げられる。また、色変換関数をP2のように設定することで、酸素飽和度が高い範囲に対して色調変化のダイナミックレンジを広げられる。このように、操作ボタン83による調整対象が色変換特性カーブであることで、特に観察したい領域に対して色調のダイナミックレンジを広げる調整が行え、診断精度が向上する。

【0063】

< 赤外光観察モード >

赤外光観察モードでは、図1に示す投光ユニット71C、71Dに対してLD2から青色レーザ光を導入して白色光を生成する。また、投光ユニット71A、71Bに対してLD6から中心波長が785nmの近赤外域のレーザ光を導入する。中心波長785nmのレーザ光は、粘膜組織深層の血管情報を観察するために好適に用いられ、ICG(インドシアニングリーン)を利用した赤外光観察や血管ナビゲーションを行うことができる。このICGは、血中で蛋白と結合した状態となり、805nmを最大吸収波長とする例えば波長750~850nmの近赤外光を吸収し、近赤外蛍光を発生する。

【0064】

この赤外光観察モードによれば、白色光に加えて近赤外光を照射できるため、特に可視

光では得ることの難しい粘膜組織深層の血管情報を抽出できる。例えばこの投光ユニットを気管支周辺の血管の位置情報を得るための内視鏡ナビゲーションシステムに適用する場合には、血管内に注入したICGに向けて中心波長785nmのレーザ光を照射する。すると、血液とICGが反応した部分でピーク波長830nmのブロードな分光特性の蛍光が発生するので、この発生した蛍光を目印にすることで、位置精度を高めて正確な処置が行える。更に本構成の場合、複数の投光ユニットを用いるので、各投光ユニットからの光を合わせて高強度の光照射が可能となる。

【0065】

この赤外光観察モードにおける操作ボタン83の操作による調整対象は、蛍光観察モードと同様に撮像素子の電荷蓄積時間を調整対象として受光感度を調整する。操作ボタン83の操作により、1フレーム内の電荷蓄積期間を増減することで、蛍光の受光感度を調整でき、発生する蛍光をより確実に映出させることができる。

<光線力学的治療PDTモード>

光線力学的治療PDTモードでは、図1に示す投光ユニット71C, 71Dに対してLD2から青色レーザ光を導入して白色光を生成する。また、投光ユニット71A, 71Bに対してLD5から中心波長が665nmのレーザ光を導入する。中心波長665nmのレーザ光はPDT用の治療光として用いる。また、必要に応じてLD3から中心波長が405nmのレーザ光を導入して、PDDを並行して実施しながら治療を行う。

【0066】

PDT用の治療光は、前述の表1に示すように、使用する薬剤に応じて適宜波長を選定し、一般に、620~680nmの波長帯のレーザ光が利用可能である。

【0067】

この光線力学的治療PDTモードにおいては、白色光による通常観察によって体腔内の病巣部付近に内視鏡先端部を移動させた後、PDD用光線を照射して、病巣部の位置を特定する。そして、特定した病巣部に向けてPDT用光線を照射して、病巣部を治療する。その際に、操作ボタン83の操作によってPDT用光線のパルス幅が変調される。

【0068】

以上説明したように、上記の構成を有する内視鏡装置100によれば、術者は内視鏡装置の制御モードを意識することなく、術者が任意に選択した各制御モードの観察画像に対し、調整を簡単に行うことができる。

【0069】

なお、上記の投光ユニット71A~71Dは、内視鏡装置に適用することに限らず、硬性鏡、スコープ内視鏡、各種手術用機器等、他の種類の医療機器に対しても適用できる。

【0070】

次に、上記構成の変形例を説明する。

図12は白色光源とレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

照明手段は、上記以外に、例えば以下の構成であってもよい。即ち、白色光源91からの光を、多数本の光ファイバからなるファイババンドル93から出射する照明系と、レーザ光源95からの光を一本の光ファイバ97にて導光して拡散板99を透過させて出射する照明系と、を備える構成であってもよい。

【0071】

図13はLEDとレーザ光源とを備えた変形例に係る光源の構成図である。

また、内視鏡挿入部19の先端部35に設けたRGB色の各発光ダイオード(LED)101を信号線103にて接続した光学系と、レーザ光源95からの光を一本の光ファイバ97にて導光して拡散板99を透過させて出射する照明系と、を備える構成であってもよい。狭帯域波長の照明光は、レーザ光源95からの光を一本の光ファイバ97にて導光して得る構成とすることができる。これにより、白色照明及び狭帯域光のそれぞれにおいて、所望の波長、所望の光強度が得やすくなる。

【0072】

図14は白色光源と回転フィルタを備えた変形例に係る光源の構成図である。

10

20

30

40

50

更に、白色光源 9 1 からの光を、回転フィルタ 1 0 5 を用いることで R , G , B 光や狭帯域光、あるいは C (シアン) , M (マゼンタ) , Y (イエロー) 光、又は C , M , Y , G 光を取り出す構成であってもよい。この場合、操作ボタン 8 3 の操作により、白色光源 9 1 の光強度が増減調整可能となる。

【 0 0 7 3 】

また、撮像素子 2 1 は、C C D 型の撮像素子に限らず、C M O S 型の撮像素子であってもよく、更に、R G B を検出する原色系の撮像素子以外にも、C M Y や、C M Y G を検出する補色系の撮像素子であってもよい。

【 0 0 7 4 】

さらに、撮像方法は、R G B の三色を同時に撮像する同時撮像式の他に、R 画像、G 画像、B 画像をそれぞれ順次撮像し、後で組み合わせて (同時化处理して) 一枚のカラー画像にする面順次式であってもよい。

【 0 0 7 5 】

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。

【 0 0 7 6 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 被検体に向けて光を照射する照明手段と、被検体を撮像する撮像素子を有する撮像手段と、前記照明手段と前記撮像手段の駆動制御を内視鏡の手技内容に応じて異なる制御モードに設定するモード設定手段と、前記設定された制御モードに基づいて前記照明手段と前記撮像手段を駆動制御する制御手段と、を備えた内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記照明手段と前記撮像手段の少なくともいずれかに対する調整処理を行う操作入力部を有し、

前記調整処理が、前記制御モードに応じてそれぞれ異なる調整対象を調整する処理を含み、

前記モード設定手段により設定された制御モードに応じて、前記操作入力部への入力により実行される調整処理の調整対象を変更する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、どの制御モードであっても操作入力部からの入力に応じて照明手段、撮像手段の少なくともいずれかの調整処理がなされる。そのとき、操作入力部の操作者は、制御モード毎に異なる調整対象であることを意識することなく、各制御モードで同じ操作で調整でき、内視鏡装置の使い勝手が向上する。

【 0 0 7 7 】

(2) (1) の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記制御モードによらずに同じ操作入力部から入力を受け付ける内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、同じ操作入力部に入力することで、各制御モードで共通の操作となり、制御モード間の操作感を統一化できる。

【 0 0 7 8 】

(3) (1) 又は (2) の内視鏡装置であって、

前記操作入力部が、互いに調整方向の異なる一対の操作ボタンである内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、この内視鏡装置によれば、操作入力部が一対の操作ボタンであることにより、増減調整等、異なる調整方向への調整対象の調整を容易に行える。

【 0 0 7 9 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記照明手段の光源駆動信号を含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、照明手段の光源制御信号を制御することで、照明手段からの光出力を調整できる。

【 0 0 8 0 】

(5) (3) の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記光源駆動信号のパルス周期、パルス幅、パルス強度の少なくともいずれかを調整する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、パルス周期、パルス幅、パルス強度の調整により、照明手段からの光出力を簡単な回路で正確に調整することができる。

【 0 0 8 1 】

(6) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記撮像素子の駆動信号を含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、撮像素子の駆動信号を制御することで、撮像素子の受光タイミングを調整できる。

【 0 0 8 2 】

(7) (6) の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記撮像素子の駆動信号 1 フレームに対する電荷蓄積時間を調整する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、撮像素子の受光期間を調整でき、受光期間が長いほど、高感度、低ノイズの画像が得られ、受光期間が短いほど、ブレの少ない画像を得ることができる。

【 0 0 8 3 】

(8) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記撮像手段により撮像した画像信号に対して疑似カラーを割り当てる際の、画像信号レベルと色調との関係を表す色変換特性カーブを含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、撮像データから疑似カラーを割り当てるための色変換特性カーブの特性を調整することで、特に観察したい領域に対して色調のダイナミックレンジを広げる等の調整が行え、診断精度が向上する。

【 0 0 8 4 】

(9) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記制御手段による調整処理の調整対象が、前記照明手段の有する複数の光源に対する駆動信号を含む内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、複数の光源の駆動信号を調整することで、各光源を個別にきめ細かに制御することができる。

【 0 0 8 5 】

(1 0) (9) の内視鏡装置であって、

前記制御手段が、前記複数の光源の出射光量比を調整する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、複数の光源の出射光量比を調整することで、例えば白色照明光と特殊光の光量比を調整する場合に、特殊光による特定観察対象の画像成分を、白色照明光による観察画像中で強調・減衰表示させることが自在に行える。これにより、診断に適した画像情報を適切に得ることができる。

【 0 0 8 6 】

(1 1) (1) ~ (1 0) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記モード設定手段が、前記制御モードを手動で切り替えるモード切替スイッチを有する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、制御モードが手動で切替えられることで、調整対象が自動的に切り替わるようになる。

【 0 0 8 7 】

(1 2) (1) ~ (1 1) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記モード設定手段が、前記撮像手段により得られる撮像画像情報から観察対象を識別し、該識別された観察対象に応じて前記制御モードを変更する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、観察対象を認識し、これにより制御モードが切り替わること

10

20

30

40

50

で、調整対象も自動的に切り替わるようになる。

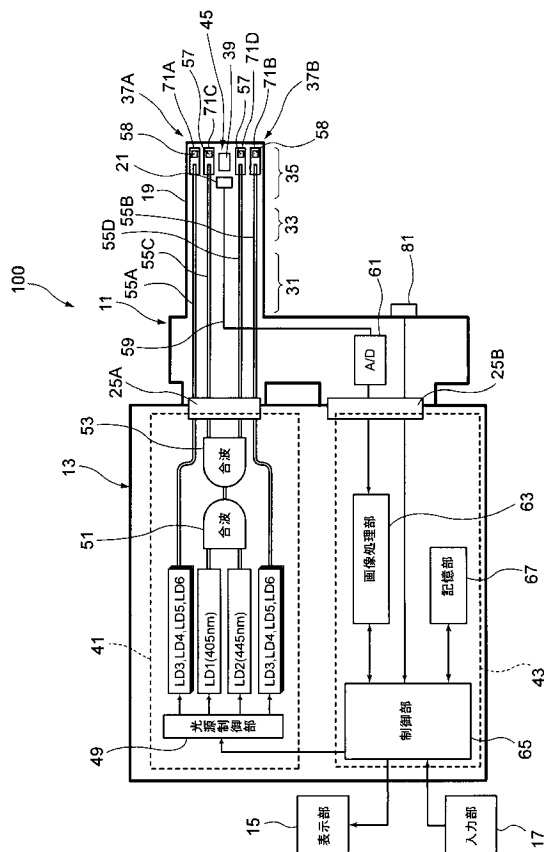
【符号の説明】

【0088】

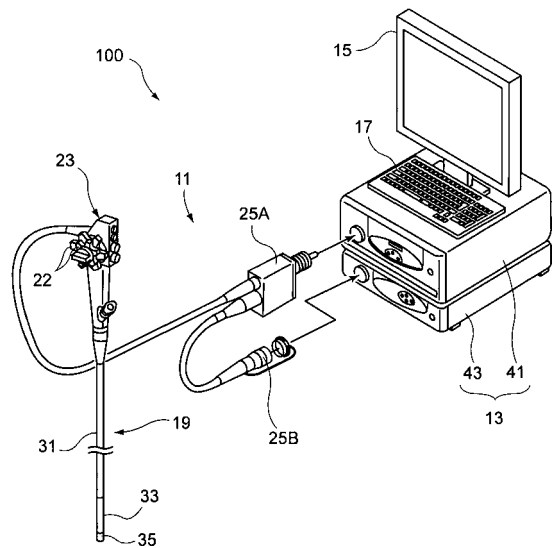
- 11 内視鏡
- 21 撮像素子
- 41 光源装置（照明手段）
- 43 プロセッサ（制御手段）
- 45 撮像手段
- 65 制御部
- 83 操作ボタン（操作入力部）
- 81 モード切替スイッチ
- 100 内視鏡装置
- LD1, LD2, LD3, LD4, LD5, LD6 レーザ光源（光源）
- H パルス強度
- W パルス幅

10

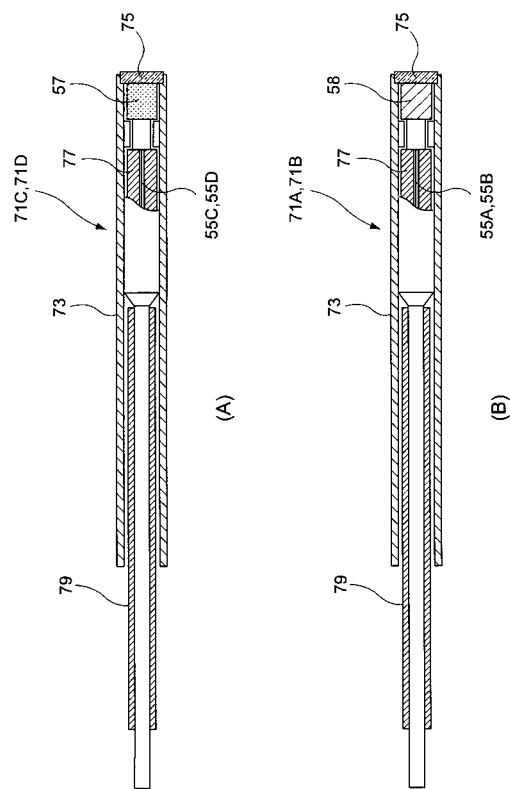
【図1】



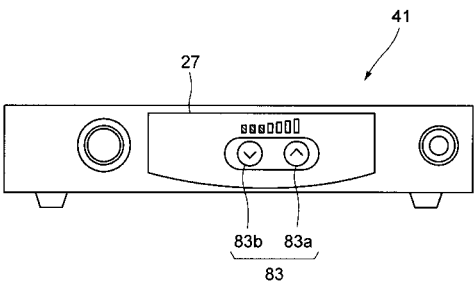
【図2】



【図 3】



【図 4】

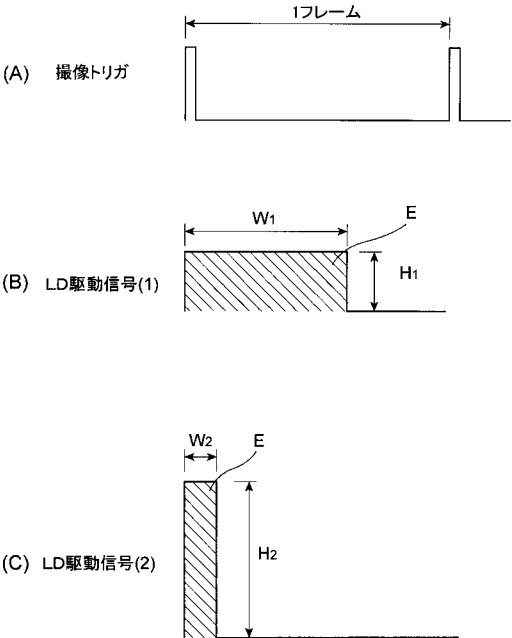


【図 5】

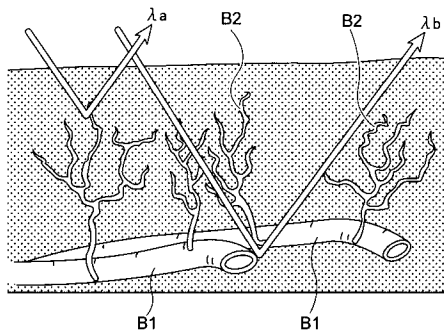
モード		光源の波長 [nm]	制御対象						撮像素子 駆動信号	類似 カラー 設定	複数 光源
			LD 駆動信号				フラッシュ	電荷蓄積 時間			
			パルス 周期	パルス 幅 (PWM)	パルス 強度	印加区間長					
通常観察		445	○	◎	○	○	○	○	○	—	—
狭帯域光観察		405,445	○	○	○	○	○	○	○	—	◎
蛍光観察		405	○	○	○	○	○	○	◎	○	—
血中酸素 飽和度観察		405,445,472	○	○	○	○	○	—	◎	◎	—
赤外光観察		785	○	○	○	○	○	○	◎	—	—
光線力学的 治療(PDT)		665	○	◎	○	○	○	○	—	—	—

◎ 設定/パラメータ ○ 選択可能/パラメータ

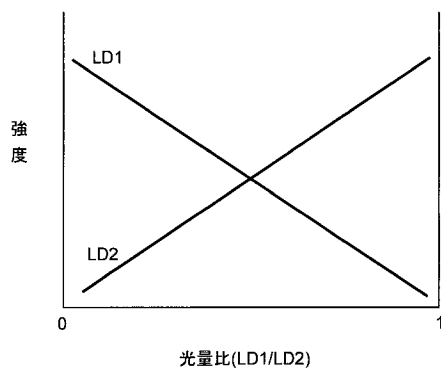
【図 6】



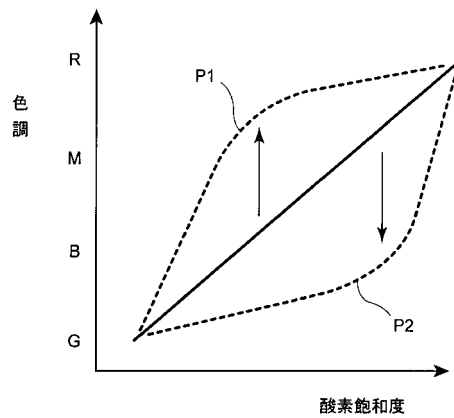
【図 7】



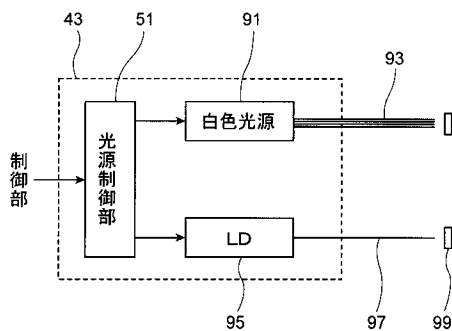
【図 9】



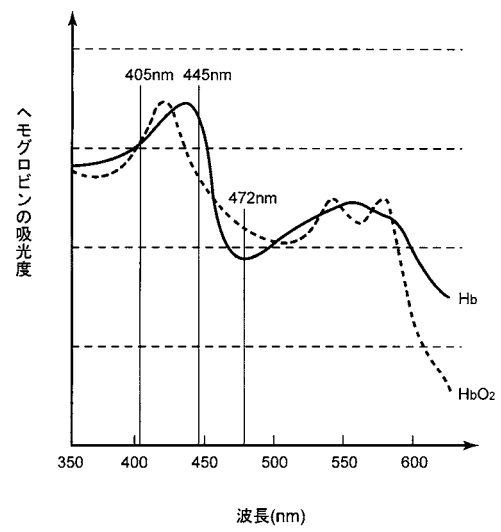
【図 11】



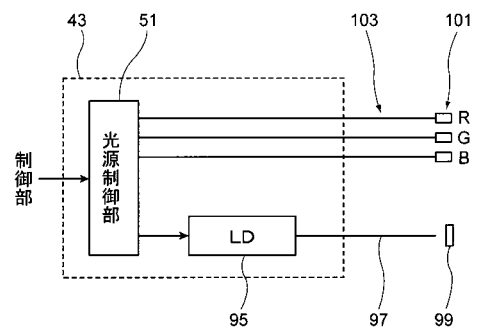
【図 12】



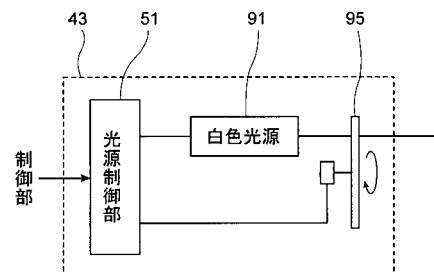
【図 10】



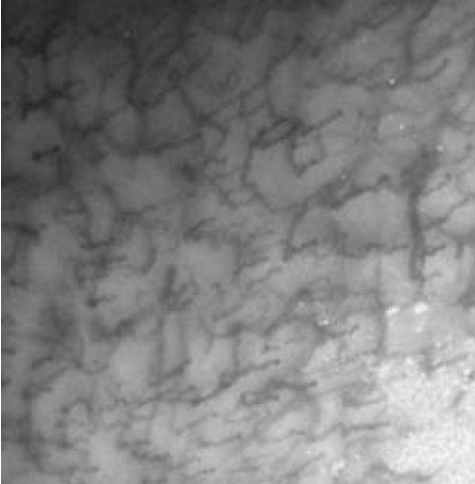
【図 13】



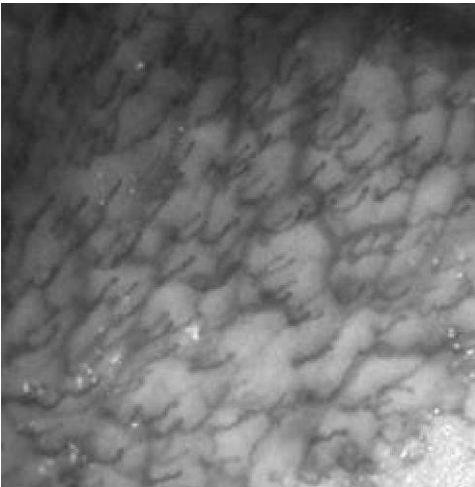
【図 14】



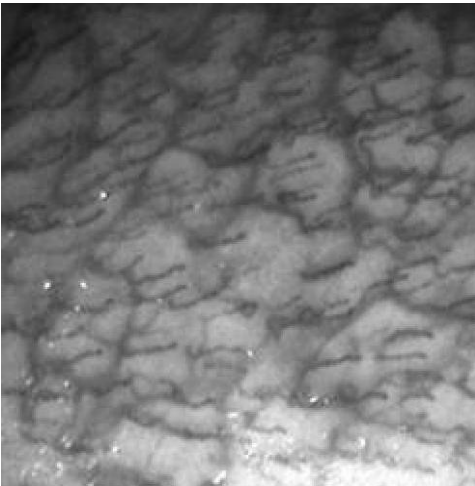
【図 8 A】



【図 8 B】



【図 8 C】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 BB05 CC06 FF40 GG01 HH51 NN00 QQ02 QQ03 QQ04 QQ07
 QQ09 RR04 RR30
 4C161 BB05 CC06 FF40 GG01 HH51 NN00 QQ02 QQ03 QQ04 QQ07
 QQ09 RR04 RR30

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2011206227A	公开(公告)日	2011-10-20
申请号	JP2010076458	申请日	2010-03-29
[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	小澤 聡 飯田 孝之		
发明人	小澤 聡 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/045.618 A61B1/045.632 A61B1/06.612 A61B1/06.613		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/NN00 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR30 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/NN00 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不注意内窥镜系统的控制模式的情况下简单地调整观察图像。解决方案：内窥镜系统100包括用于用光照射样本的光源装置41，具有用于对样本成像的成像元件21的成像装置45，用于设置光源装置41的驱动控制的模式转换开关81和成像装置45对应于内窥镜11的手动技术内容的不同控制模式和用于基于所设置的控制模式控制光源装置41和成像装置45的驱动的处理器43。处理器43具有用于对光源装置41和成像装置45中的至少任一执行调整处理的操作按钮，并且调整处理包括用于调整分别对应于控制模式的调整目标的处理，并且对应通过模式转换开关81设定的控制模式，改变由操作按钮的输入执行的调节处理的调节目标。

