

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を導光するライトガイドを有する内視鏡スコープと、
 前記ライトガイドに光を供給する、互いに主波長の異なる 2 以上の光源と、
 前記 2 以上の光源それぞれに駆動信号を供給して光を出射させる光源駆動部と、
 前記光源駆動部に光量設定値を入力して、前記光量設定値に応じた前記駆動信号を前記光源駆動部に生成させる光源制御部と、
 前記 2 以上の光源の少なくとも 1 つの前記主波長の情報を記憶する光源情報記憶部と、
 を有し、

10

前記内視鏡スコープは、スコープの種類情報を記憶するスコープ情報記憶部を有し、
 前記光源制御部は、前記光源情報記憶部から前記光源の前記主波長の情報を取得し、前記スコープ情報記憶部から前記スコープの種類情報を取得して、少なくとも前記主波長の情報および前記スコープの種類情報から得られる前記ライトガイドの長さの情報に応じて少なくとも 1 つの前記光量設定値を設定し、前記光源駆動部に前記光量設定値を入力して前記光源駆動部が駆動する前記光源の発光量を制御することによって、前記内視鏡スコープから出射される光における光量比率を予め設定された光量比率に調整する内視鏡システム。

【請求項 2】

前記内視鏡スコープは、前記ライトガイドの先端側に配置される照明レンズを有し、
 前記光源制御部は、少なくとも前記ライトガイドの長さの情報および前記スコープの種類情報から得られる照明レンズの情報、ならびに、前記光源の主波長の情報に応じて、前記光量設定値を設定する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記光源制御部は、少なくとも前記ライトガイドの長さの情報、および、前記スコープの種類情報から得られる前記ライトガイドの種類情報、ならびに、前記光源の前記主波長の情報に応じて、前記光量設定値を設定する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記 2 以上の光源の少なくとも 1 つは青色光を出射する青色光源であり、
 前記光源制御部は、前記青色光源に対して前記光量設定値を設定する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記光源制御部は、少なくとも 1 つの前記光源の個体差に応じて前記光量設定値を設定する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡スコープは、前記 2 以上の光源を含む光源装置に着脱可能に接続される請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光源の前記主波長は、重心波長またはピーク波長である請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡用光源装置、電子内視鏡（内視鏡スコープ）、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡用光源装置は、照明光を発生して検体内に照射する。電子内視鏡は、照明光が照射されて検体内を撮像素子により撮像して画像信号を生成する。プロセッサ装置は、電子内視鏡により生成され

50

た撮像信号を画像処理してモニタに表示するための観察画像を生成する。

【0003】

従来、内視鏡用光源装置には、照明光として白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプ等のランプ光源が使用されていたが、最近では、ランプ光源に代えて、特定の色の光を発するレーザダイオード（LD：Laser Diode）や発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）等の半導体光源が用いられつつある（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

特許文献1に記載の内視鏡用光源装置では、内視鏡用半導体光源として、赤色光を発する第1LEDと、緑色光を発する第2LEDと、青色光を発する第3LEDとが設けられており、第1～第3LEDから発せられる3色の光を合成して白色光を生成する。ランプ光源を備える内視鏡用光源装置では、照明光中の各色成分の割合を変更することができないが、複数の半導体光源を備える内視鏡用光源装置では、各半導体光源の発光量を独立制御して、照明光中の各色成分の割合を変更することが可能であり、照明光の色温度の調整等を容易に行うことができる。

10

【0005】

ところで、内視鏡システムでは、内視鏡スコープは内視鏡用光源装置およびプロセッサ装置に着脱可能に構成されており、観察部位の違い等に応じて、異なる種類の内視鏡スコープを適宜、内視鏡用光源装置およびプロセッサ装置に接続して利用されている。

その際、内視鏡スコープごとのライトガイドの太さ等の違いによって、光伝達特性（透過率）が異なっている。そのため、光源の発光量が同じであれば内視鏡スコープごとに照明光の明るさが変わってしまう。そこで、特許文献2には、スコープ識別情報に基づいて、プロセッサに接続された内視鏡スコープにおけるライトガイドの光伝達特性に応じて内視鏡スコープから出射される光の光量を調整可能である内視鏡装置が記載されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-158413号公報

【特許文献2】特開2007-111338号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0007】

ここで、本発明者らの検討によれば、異なる種類の内視鏡スコープを用いた場合に、内視鏡スコープから出射される光の光量の変化のみでなく、光の色味が変わってしまうという問題があることがわかった。

この色味の変化は、光の波長によってライトガイドの透過率の変化量が異なることに起因することがわかった。具体的には、短波長側ほど、ライトガイドの長さによる透過率の変化量が大きい。ライトガイドの長さがより長い場合に、短波長側において透過率が低下する割合が、長波長側において透過率が低下する割合よりも大きい。そのため、ライトガイドの長さの違いによって、内視鏡スコープから出射される光の、波長ごとの光量比率（各色成分の割合）が変化して色味が変化してしまう。

40

内視鏡スコープから出射される光の色味が変わってしまうと、内視鏡スコープで撮像される観察画像の色味が変化してしまうという問題があった。

【0008】

本発明は、内視鏡スコープから出射される光の波長ごとの光量比率を一定に保つことができる内視鏡システムを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明者らは、上記課題を解決すべく鋭意検討した結果、光を導光するライトガイドを有する内視鏡スコープと、ライトガイドに光を供給する、互いに主波長の異なる2以上の光源と、2以上の光源それぞれに駆動信号を供給して光を出射させる光源駆動部と、光源

50

駆動部に光量設定値を入力して、光量設定値に応じた駆動信号を光源駆動部に生成させる光源制御部と、2以上の光源の少なくとも1つの主波長の情報を記憶する光源情報記憶部と、を有し、内視鏡スコープは、スコープの種類情報を記憶するスコープ情報記憶部を有し、光源制御部は、光源情報記憶部から光源の主波長の情報を取得し、スコープ情報記憶部からスコープの種類情報を取得して、少なくとも主波長の情報およびスコープの種類情報の情報から得られるライトガイドの長さの情報に応じて少なくとも1つの光量設定値を設定し、少なくとも1つの光源駆動部に光量設定値を入力して光源駆動部が駆動する光源の発光量を制御することによって、前記内視鏡スコープから出射される光における光量比率に調整することにより、上記課題を解決できることを見出し、本発明を完成させた。

すなわち、以下の構成により上記課題を解決することができることを見出した。

10

【0010】

[1] 光を導光するライトガイドを有する内視鏡スコープと、
ライトガイドに光を供給する、互いに主波長の異なる2以上の光源と、
2以上の光源それぞれに駆動信号を供給して光を出射させる光源駆動部と、
光源駆動部に光量設定値を入力して、光量設定値に応じた駆動信号を光源駆動部に生成させる光源制御部と、

2以上の光源の少なくとも1つの主波長の情報を記憶する光源情報記憶部と、を有し、
内視鏡スコープは、スコープの種類情報を記憶するスコープ情報記憶部を有し、
光源制御部は、光源情報記憶部から光源の主波長の情報を取得し、スコープ情報記憶部からスコープの種類情報を取得して、少なくとも主波長の情報およびスコープの種類情報の情報から得られるライトガイドの長さの情報に応じて少なくとも1つの光量設定値を設定し、光源駆動部に光量設定値を入力して光源駆動部が駆動する光源の発光量を制御することによって、内視鏡スコープから出射される光における光量比率を予め設定された光量比率に調整する内視鏡システム。

20

[2] 内視鏡スコープは、ライトガイドの先端側に配置される照明レンズを有し、
光源制御部は、少なくともライトガイドの長さの情報およびスコープの種類情報から得られる照明レンズの情報、ならびに、光源の主波長の情報に応じて、光量設定値を設定する[1]に記載の内視鏡システム。

[3] 光源制御部は、少なくともライトガイドの長さの情報、および、スコープの種類情報の情報から得られるライトガイドの種類情報、ならびに、光源の主波長の情報に応じて、光量設定値を設定する[1]または[2]に記載の内視鏡システム。

30

[4] 2以上の光源の少なくとも1つは青色光を出射する青色光源であり、
光源制御部は、青色光源に対して光量設定値を設定する[1]～[3]のいずれかに記載の内視鏡システム。

[5] 光源制御部は、少なくとも1つの光源の個体差に応じて光量設定値を設定する[1]～[4]のいずれかに記載の内視鏡システム。

[6] 内視鏡スコープは、2以上の光源を含む光源装置に着脱可能に接続される[1]～[5]のいずれかに記載の内視鏡システム。

[7] 光源の主波長は、重心波長またはピーク波長である[1]～[6]のいずれかに記載の内視鏡システム。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、内視鏡スコープから出射される光の波長ごとの光量比率を一定に保つことができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の内視鏡システムの一例を概念的に示す斜視図である。

【図2】本発明の内視鏡システムの一例のブロック図である。

【図3】光源部のブロック図である。

【図4】赤色光、緑色光、青色光、紫色光の強度スペクトルを模式的に示すグラフである

50

。

【図 5】波長と光強度および透過率との関係を表すグラフである。

【図 6】ライトガイドの長さとの関係を表すグラフである。

【図 7】光源部の他の一例のブロック図である。

【図 8】波長と相対強度との関係を表すグラフである。

【図 9】波長と透過率との関係を表すグラフである。

【図 10】波長と相対強度との関係を表すグラフである。

【図 11】波長と透過率との関係を表すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明について詳細に説明する。

以下に記載する構成要件の説明は、本発明の代表的な実施態様に基づいてなされるが、本発明はそのような実施態様に限定されるものではない。

なお、本明細書において、「～」を用いて表される数値範囲は、「～」の前後に記載される数値を下限値および上限値として含む範囲を意味する。

また、本明細書において、「直交」および「平行」とは、本発明が属する技術分野において許容される誤差の範囲を含むものとする。例えば、「直交」および「平行」とは、厳密な直交あるいは平行に対して $\pm 10^\circ$ 未満の範囲内であることなどを意味し、厳密な直交あるいは平行に対しての誤差は、 5° 以下であることが好ましく、 3° 以下であることがより好ましい。

本明細書において、「同一」、「同じ」は、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含むものとする。また、本明細書において、「全部」、「いずれも」または「全面」などというとき、100%である場合のほか、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含み、例えば99%以上、95%以上、または90%以上である場合を含むものとする。

【0014】

[第1実施形態]

図1は、本発明の内視鏡システムの第1実施形態の一例を概念的に示す斜視図であり、図2は、内視鏡システムのブロック図である。

図1に示すように、内視鏡システム10は、生体内(被検体内)の観察部位を撮像する内視鏡スコープ(以下、単に内視鏡ともいう)12と、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置16と、観察部位を照射する照明光を内視鏡12に供給する内視鏡用光源装置(以下、単に光源装置という)14と、表示画像を表示するモニタ18とを備えている。プロセッサ装置16には、キーボードやマウス等の操作入力部(コンソール)19が接続されている。

【0015】

内視鏡システム10は、観察部位を観察するための通常観察モードと、観察部位の粘膜内部に存在する血管を強調して観察するための血管強調観察モードとが実行可能である。血管強調観察モードは、血管情報として血管のパターンを可視化して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うためのモードである。この血管強調観察モードでは、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い特定の波長帯域の光の成分を多く含む照明光を観察部位に照射する。

【0016】

通常観察モードでは、観察部位の全体の観察に適した通常観察画像が表示画像として生成される。血管強調観察モードでは、血管のパターンの観察に適した血管強調観察画像が表示画像として生成される。

【0017】

内視鏡12は、被検体内に挿入する挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けた湾曲部12cと、先端部12dとを有する。操作部12bのアンクルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cが湾曲する。湾曲部12cが湾曲した結果、先端部12dが所望の方向に向く。なお、先端部12dには、観察対象に向けて空気または水等を噴射する噴射口(図示しない)が設けられてい

10

20

30

40

50

る。また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、処置具を挿入するための鉗子口、送気・送水ノズルから送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのフリーズボタン（図示せず）、ズーム操作部 1 3 a 及びモード切替スイッチ 1 3 b が設けられている。ズーム操作部 1 3 a は、観察対象を拡大または縮小する際に使用する。モード切替スイッチ 1 3 b は、内視鏡システム 1 0 が複数の観察モードを有する場合に、観察モードの切り替えに使用する。

【 0 0 1 8 】

また、内視鏡 1 2 は、内視鏡 1 2 をプロセッサ装置 1 6 及び光源装置 1 4 に接続するためのユニバーサルコード 1 7 を備えている。

ユニバーサルコード 1 7 には、挿入部 1 2 a から延設される通信ケーブルやライトガイド 4 1 が挿通されており、プロセッサ装置 1 6 及び光源装置 1 4 側の一端には、コネクタが取り付けられている。コネクタは、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタと光源用コネクタはそれぞれ、プロセッサ装置 1 6 及び光源装置 1 4 に着脱自在に接続される。通信用コネクタには通信ケーブルの一端が配設されている。光源用コネクタにはライトガイド 4 1 の入射端が配設されている。

【 0 0 1 9 】

また、内視鏡 1 2 は、内視鏡 1 2 の種類の情報を記憶するスコープ情報記憶部 3 2 を有する。スコープ情報記憶部 3 2 が記憶する内視鏡スコープの種類情報は、内視鏡 1 2 が接続された光源装置 1 4 の光源制御部 2 2 に供給される。

【 0 0 2 0 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、主波長の異なる 2 以上の光源を有する光源部 2 0 と、光源部 2 0 の発光タイミング、発光量等を制御する光源制御部 2 2 と、光源制御部 2 2 の制御信号に応じて駆動電流を生成し、各光源に駆動電流（駆動信号）を供給して光を出射させる光源駆動部 2 1 と、光源装置 1 4 の光源部 2 0 が有する 2 以上の光源それぞれの主波長の情報を記憶する光源情報記憶部 2 3 と、内視鏡 1 2 の種類ごとに少なくともライトガイドの長さの情報をテーブルとして記憶するテーブル記憶部 2 4 と、光源の主波長とライトガイドの長さに応じた補正量をテーブルとして記憶する補正量記憶部 2 5 と、を備える。

【 0 0 2 1 】

光源装置 1 4 において、光源制御部 2 2 は、接続された内視鏡 1 2 のスコープ情報記憶部 3 2 から内視鏡スコープの種類情報を取得し、テーブル記憶部 2 4 に記憶されるテーブルを参照して内視鏡 1 2 のライトガイド 4 1 の長さの情報を取得する。光源制御部 2 2 は、取得したライトガイド 4 1 の長さの情報、および、光源情報記憶部 2 3 に記憶された光源の主波長の情報に応じて、補正量記憶部 2 5 に記憶されるテーブルを用いて光量設定値を設定し、光源駆動部 2 1 に光量設定値を入力して光源駆動部 2 1 が駆動する光源の発光量を制御することによって、内視鏡 1 2 から出射される光における光量比率を調整する。

この点に関しては後に詳述する。

【 0 0 2 2 】

光源部 2 0 が発光した照明光は、ライトガイド 4 1 に入射する。ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード 1 7 内に内蔵しており、照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。ユニバーサルコード 1 7 は、内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコードである。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用できる。一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が 0 . 3 ~ 0 . 5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮影光学系 3 0 b が設けられている。照明光学系 3 0 a は、照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して照明光が観察対象に照射される。撮影光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7

10

20

30

40

50

、及びイメージセンサ48を有している。イメージセンサ48は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して、観察対象から戻る照明光の反射光等（反射光の他、散乱光、観察対象が発する蛍光、または、観察対象に投与等した薬剤に起因した蛍光等を含む）を用いて観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ47は、ズーム操作部13aの操作をすることで移動する。その結果、イメージセンサ48を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小して観察する。

【0024】

本実施形態においては、イメージセンサ48は、受光した光を光電変換して、画素ごとに受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷は、電圧信号に変換されてイメージセンサ48から読み出される。イメージセンサ48から読み出された、電圧信号は、画像信号としてDSP56に入力される。

10

イメージセンサ48は、1フレームの取得期間内で、画素に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を行う。光源装置14は、イメージセンサ48の蓄積動作のタイミングに合わせて照明光を生成し、ライトガイド41に入射させる。

【0025】

イメージセンサ48は、各画素にカラーフィルタを有する、いわゆる原色系のカラーセンサである。このため、イメージセンサ48の各画素は、例えば、Rカラーフィルタ（赤色カラーフィルタ）、Gカラーフィルタ（緑色カラーフィルタ）、及びBカラーフィルタ（青色カラーフィルタ）のうちのいずれかを有する。Rカラーフィルタを有する画素がR画素であり、Gカラーフィルタを有する画素がG画素であり、かつ、Bカラーフィルタを有する画素がB画素である。このように、イメージセンサ48は、R画素、G画素、及びB画素の3色の画素を有するので、照明光に白色光を使用して観察対象を撮影すると、R画素で観察対象を撮影して得るR画像、G画素で観察対象を撮影して得るG画像、及び、B画素で観察対象を撮影して得るB画像が同時に得られる。

20

【0026】

なお、イメージセンサ48としては、CCD（Charge Coupled Device）センサや、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサを利用可能である。また、本実施形態のイメージセンサ48は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンダカラーフィルタが設けられたマゼンダ画素、黄色カラーフィルタが設けられた黄色画素、及び、緑色カラーフィルタが設けられた緑色画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に上記各色の画素から得る画像は、補色原色色変換をすれば、B画像、G画像、及びR画像に変換できる。また、カラーセンサの代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサをイメージセンサ48として使用できる。この場合、BGR等各色の照明光を用いて観察対象を順次撮影することにより、上記各色の画像を得ることができる。

30

【0027】

挿入部12aには、イメージセンサ48を駆動する駆動信号やイメージセンサ48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14から供給される照明光を照明窓に導光するライトガイド41が挿通されている。

40

【0028】

プロセッサ装置16は、画像取得部54と、画像処理部61と、表示制御部66と、制御部69と、を有する。

【0029】

画像取得部54は、イメージセンサ48を用いて観察対象を撮影して得る複数色の撮影画像を取得する。具体的には、画像取得部54は、撮影フレーム毎に、B画像、G画像、及びR画像の組を取得する。また、画像取得部54は、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ低減部58と、変換部59と、を有し、これらを用いて、取得した画像に各種処理を施す。

50

【 0 0 3 0 】

D S P 5 6 は、取得した画像に対し、必要に応じて欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及び Y C 変換処理等の各種処理を施す。

【 0 0 3 1 】

欠陥補正処理は、イメージセンサ 4 8 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した画像から暗電流成分を低減し、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理(等方化処理または同時化処理とも言う)は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、カラーフィルタの配列のため、イメージセンサ 4 8 において他の色の画素を配置しているために、画素値がない画素である。例えば、B 画像は B 画素において観察対象を撮影して得る画像なので、イメージセンサ 4 8 の G 画素や R 画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B 画像を補間して、イメージセンサ 4 8 の G 画素及び R 画素の位置にある画素の画素値を生成する。Y C 変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度チャンネル Y と色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に変換する処理である。

10

【 0 0 3 2 】

ノイズ低減部 5 8 は、輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部 5 9 は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r を再び B G R の各色の画像に再変換する。

20

【 0 0 3 3 】

画像処理部 6 1 は、上記各種処理を施した 1 撮影フレーム分の B 画像、G 画像、及び R 画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、観察画像を生成する。色変換処理は、B G R 各色の画像に対して 3 × 3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 L U T (ルックアップテーブル) 処理等を行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の組織や構造を強調する処理である。

30

【 0 0 3 4 】

表示制御部 6 6 は、画像処理部 6 1 から観察画像を順次取得し、取得した観察画像を表示に適した形式に変換してモニタ 1 8 に順次出力表示する。これにより、医師等は、観察画像の静止画または動画を用いて観察対象を観察できる。

【 0 0 3 5 】

制御部 6 9 は、例えば、C P U (Central Processing Unit) であり、照明光の発光タイミングと撮影フレームの同期制御等の内視鏡システム 1 0 の統括的制御を行う。また、内視鏡システム 1 0 が複数の観察モードを有している場合、制御部 6 9 は、モード切替スイッチ 1 3 b からの操作入力を受けることにより、光源制御部 2 2 を介して照明光を切り替える。これにより、観察モードが切り替わる。

40

【 0 0 3 6 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続する。モニタ 1 8 は、観察画像と、付帯する画像情報等を必要に応じて出力表示する。コンソール 1 9 は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置 1 6 には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【 0 0 3 7 】

以下、より詳細に光源装置 1 4 の構成及び作用を説明する。図 3 に示すように、光源装置 1 4 の光源部 2 0 は、第 1 光源 7 1 と、第 2 光源 7 2 と、第 3 光源 7 5 と、を備える。

50

また、本実施形態においては、光源部 20 は、第 1 光源 71、第 2 光源 72 及び第 3 光源 75 の他に、追加光源 74 を備える。第 1 光源 71、第 2 光源 72、第 3 光源 75、及び追加光源 74 は各々独立に制御可能である。

【0038】

通常観察モード時には、光源制御部 22 は、第 1 光源 71、第 2 光源 72、第 3 光源 75 を点灯させ、追加光源 74 は非点灯とする。一方、血管強調観察モード時には、光源制御部 22 は、第 1 光源 71、第 2 光源 72、第 3 光源 75、追加光源 74 を全て点灯させる。

通常観察モード時には、第 1 光源 71 が出射した青色光、第 2 光源 72 が出射した緑色光、および、第 3 光源 75 が出射した赤色光を合波して、広帯域の白色光を生成する。一方、血管強調観察モード時には、白色光に、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い紫色光を混合した混合光を生成する。なお、光源制御部 22 は、血管強調観察モード時には、青色光より紫色光のほうが支配的となるように、青色光の光量の割合を下げる。

10

【0039】

第 1 光源 71 は青色成分 B からなる光(以下、青色光という)を発光する。第 1 光源 71 は、発光素子 81 と、発光素子 81 が発光した青色光を平行光等に整えるレンズ 82 と、を備える。発光素子 81 は、例えば、LED (Light Emitting Diode) または LD (Laser Diode) 等の半導体素子である。第 1 光源 71 が発光した青色光は、青色光を透過する合波部材 76 及び合波部材 77 を介してライトガイド 41 に入射する。合波部材 76 及び合波部材 77 は、例えば、ダイクロイックミラーまたはダイクロイックプリズム等である。

20

【0040】

なお、一般的には、青色の波長は約 445 nm から約 485 nm 程度であり、例えば青色と緑色との中間の色は例えば青緑と称して青色とは区別する場合がある。しかし、内視鏡システム 10 においては、少なくとも光源部 20 の各光源が発光する光について色の種類(色の名称)を過剰に細分化する必要がない。このため、本明細書においては、約 440 nm 以上約 490 nm 未満の波長を有する光の色を青色という。また、約 490 nm 以上約 600 nm 未満の波長を有する光の色を緑色といい、かつ、約 600 nm 以上約 680 nm 未満の波長を有する光の色を赤色という。そして、上記青色の波長の下限である「約 440 nm」未満の波長を有する可視光(例えば約 380 nm 以上約 440 nm 未満の可視光)の色を紫色といい、紫色よりも短波長であるがイメージセンサ 48 が感度を有する光の色を表す場合に紫外という。また、上記赤色の波長の上限である「約 680 nm」以上の波長を有し、かつ、イメージセンサ 48 が感度を有する光の色を表す場合に赤外という。また、本明細書において「広帯域」とは、波長範囲が複数の色の波長範囲に及ぶことをいう。白色とは少なくとも上記青色または紫色に属する光と、緑色に属する光と、赤色に属する色の光と、を含む光の色をいう。

30

【0041】

第 2 光源 72 は、緑色成分 G をからなる光(以下、緑色光)を発光する。第 2 光源 72 は、発光素子 83 と、発光素子 83 が発光した緑色光を平行光等に整えるレンズ 85 と、を備える。発光素子 83 は、例えば、LED または LD 等の半導体素子である。第 2 光源 72 が発光した緑色光は、緑色光を透過する合波部材 99 及び合波部材 77 を介してライトガイド 41 に入射する。合波部材 99 は、例えば、ダイクロイックミラーまたはダイクロイックプリズム等である。

40

【0042】

第 3 光源 75 は、赤色成分 R をからなる光(以下、赤色光)を発光する。第 3 光源 75 は、発光素子 88 と、発光素子 88 が発光した赤色光を平行光等に整えるレンズ 89 と、を備える。発光素子 88 は、例えば、LED または LD 等の半導体素子である。第 3 光源 75 が発光した赤色光は、赤色光を透過する合波部材 99 及び合波部材 77 を介してライトガイド 41 に入射する。

【0043】

50

追加光源 7 4 は、紫色成分 V からなる光(以下、紫色光という)を発光する。追加光源 7 4 は、発光素子 8 6 と、発光素子 8 6 が発光した紫色光を平行光等に整えるレンズ 8 7 と、を備える。発光素子 8 6 は、例えば、LED または LD 等の半導体素子である。追加光源 7 4 が発光した紫色光は、紫色光を反射する合波部材 7 6 及び紫色光を透過する合波部材 7 7 を介してライトガイド 4 1 に入射する。紫色光の紫色成分 V はイメージセンサ 4 8 においては B 画素で受光する。このため、紫色光の反射光等は、青色光の反射光等とともに B 画像に寄与する。

【0044】

なお、光源部 2 0 は、上記第 1 光源 7 1、第 2 光源 7 2、第 3 光源 7 5、及び、追加光源 7 4 の他、光検出器 9 1、9 2、9 3 及び 9 7、ビームスプリッタ 9 4、9 5、9 6 及び 9 8、並びに、各光源の発光素子を冷却する冷却部材(いわゆるヒートシンク。図示しない)等を備える。ビームスプリッタ 9 4 は第 1 光源 7 1 が発光した青色光の一部を所定割合で反射し、かつ、光検出器 9 1 はビームスプリッタ 9 4 が反射した青色光を受光する。ビームスプリッタ 9 5 は第 2 光源 7 2 が発光した緑色光の一部を所定割合で反射し、かつ、光検出器 9 2 はビームスプリッタ 9 4 が反射した緑色光を受光する。ビームスプリッタ 9 8 は第 3 光源 7 5 が発光した赤色光の一部を所定割合で反射し、かつ、光検出器 9 7 はビームスプリッタ 9 8 が反射した赤色光を受光する。ビームスプリッタ 9 6 は追加光源 7 4 が発光した紫色光の一部を所定割合で反射し、かつ、光検出器 9 3 はビームスプリッタ 9 6 が反射した紫色光を受光する。光源制御部 2 2 は、光検出器 9 1 が検出した光量を用いて第 1 光源 7 1 の青色光の発光量を自動的に正確に制御する。また、光源制御部 2 2 は、光検出器 9 2 が検出した光量を用いて第 2 光源 7 2 の緑色光の発光量を自動的に正確に制御する。また、光源制御部 2 2 は、光検出器 9 7 が検出した光量を用いて第 3 光源 7 5 の赤色光の発光量を自動的に正確に制御する。同様に、光源制御部 2 2 は、光検出器 9 3 が検出した光量を用いて追加光源 7 4 の紫色光の発光量を自動的に正確に制御する。

【0045】

上記のように構成した光源装置 1 4 は、光源装置 1 4 から出射され、内視鏡 1 2 のライトガイド 4 1 を通過して、内視鏡の先端部 1 2 d から出射される光が、例えば、図 4 に示す照明光 I_0 ように、ほぼ白色の照明光となるように、光を発光する。そして、イメージセンサ 4 8 は、光源装置 1 4 が発光した青色光、緑色光および赤色光、を含む照明光を用いて観察対象を撮影する。

【0046】

すなわち、図 4 において、照明光 I_0 が含む青色成分 LB は、第 1 光源 7 1 が発光し、ライトガイド 4 1 内を導光されて減衰した青色光の青色成分 LB である。照明光 I_0 が含む緑色成分 LG は、第 2 光源 7 2 が発光し、ライトガイド 4 1 内を導光されて減衰した緑色光の緑色成分 LG である。照明光 I_0 が含む赤色成分 LR は、第 3 光源 7 5 が発光し、ライトガイド 4 1 内を導光されて減衰した赤色光の赤色成分 LR である。照明光 I_0 が含む紫色成分 LV は、追加光源 7 4 が発光し、ライトガイド 4 1 内を導光されて減衰した紫色光の紫色成分 LV である。

【0047】

ここで、前述のとおり、光源装置 1 4 において、光源制御部 2 2 は、接続された内視鏡 1 2 のスコープ情報記憶部 3 2 から内視鏡スコープの種類の情報取得し、テーブル記憶部 2 4 に記憶されるテーブルを参照して内視鏡 1 2 のライトガイド 4 1 の長さの情報取得する。光源制御部 2 2 は、取得したライトガイド 4 1 の長さの情報、および、光源情報記憶部 2 3 に記憶された光源の主波長の情報に応じて、補正量記憶部 2 5 に記憶されるテーブルを用いて光量設定値を設定し、光源駆動部 2 1 に光量設定値を入力して光源駆動部 2 1 が駆動する光源の発光量を制御することによって、内視鏡 1 2 から出射される光における光量比率を、予め設定された光量比率に調整する。

【0048】

補正量記憶部 2 5 は、複数のライトガイドの長さ光源の主波長との組み合わせに応じた光量設定値を予め試験等を行なって求めておき、テーブルとして記憶している。

10

20

30

40

50

また、テーブル記憶部 24 は、内視鏡スコープの種類ごとに、ライトガイド 41 の長さ等の情報を予めテーブルとして記憶している。

【0049】

図 5 に、ライトガイド 41 の長さが 3000 mm の場合と、3600 mm の場合の波長と透過率との関係を概念的に示す。図 5 に示すように、ライトガイド 41 の長さが長いほうが透過率が低くなる。その際、短波長側では、長波長側よりも透過率の低下が大きい。

そのため、ライトガイド 41 の長さが 3000 mm の場合と 3600 mm の場合とで、各光源の発光量を同じにすると、内視鏡 12 から出射される光の光量比率、すなわち、各成分の割合が、3000 mm の場合と 3600 mm の場合とで異なってしまう。つまり、ライトガイド 41 の長さが 3000 mm の場合と 3600 mm の場合とで、内視鏡 12 から出射される光の色味が変わってしまう。

10

【0050】

そこで、本発明においては、例えば、ライトガイド 41 の長さが 3000 mm の場合を基準として、長さの異なるライトガイド 41 を有する内視鏡 12 を光源装置 14 に接続した場合でも、基準の長さの場合に内視鏡 12 から出射される光における光量比率と同じになるように、第 1 光源 71、第 2 光源 72、第 3 光源 75 および追加光源 74 の発光量をそれぞれ調整する。

【0051】

例えば、ライトガイド 41 の長さが 3000 mm の場合を基準として、長さが 3000 mm の場合に内視鏡 12 から出射される光が所望の色味（例えば、白色光）となる各光源の発光量を各光源の発光量の基準とする。

20

長さ 3600 mm のライトガイド 41 を有する内視鏡 12 を光源装置 14 に接続した場合に、光源制御部 22 は、スコープ情報記憶部 32 から内視鏡スコープの種類の情報を取得し、この内視鏡スコープの種類情報をテーブル記憶部 24 に記憶されるテーブルに照会してライトガイド 41 の長さの情報取得する。また、光源制御部 22 は、光源情報記憶部 23 から各光源（第 1 光源 71、第 2 光源 72、第 3 光源 75 および追加光源 74）の主波長の情報取得する。

【0052】

光源制御部 22 は、ライトガイド 41 の長さの情報と各光源の主波長の情報とから、補正量記憶部 25 に記憶されるテーブルを用いて各光源ごとに光量設定値を設定する。その際、短波長側の光を発光する光源ほど、ライトガイド 41 の長さが基準の場合の発光量に対する比率が大きくなるように光量設定値を設定する。すなわち、長さ 3600 mm のライトガイド 41 を有する内視鏡 12 を接続した場合の各光源の発光量は、基準の発光量に対する比率が、第 3 光源 75、第 2 光源 72、第 1 光源 71、追加光源 74 の順に大きくなる。

30

第 1 光源 71、第 2 光源 72、第 3 光源 75 および追加光源 74 それぞれの発光量を各光源の主波長とライトガイド 41 の長さに応じて変えることによって、長さ 3600 mm のライトガイド 41 を有する内視鏡 12 を接続した場合でも、内視鏡 12 から出射される光における光量比率を、基準（ライトガイド 41 の長さ 3000 mm）の場合に内視鏡 12 から出射される光の光量比率と同じとすることができる。

40

【0053】

このように各光源の発光量を各光源の主波長とライトガイド 41 の長さに応じて変えることで、内視鏡スコープ 12 から出射される光の波長ごとの光量比率を一定に保つことができる。

【0054】

ここで、上記第 1 実施形態においては、4 つの光源全てに対して、その発光量を光源の主波長の情報とライトガイド 41 の長さの情報とに応じて設定する構成としたが、これに限定はされず、少なくとも 1 つの光源に対して、光源の主波長の情報とライトガイド 41 の長さの情報とに応じて発光量を設定すればよい。

前述のとおり、短波長側ほどライトガイド 41 の長さの変化に対する影響が大きいので

50

、短波長側の光を発光する光源に対して、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに応じて発光量を設定するのが好ましい。例えば、図3の例では青色光を発光する第1光源および/または紫色光を発光する追加光源に対して、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに応じて発光量を設定するのが好ましい。

【0055】

また、上記第1実施形態においては、互いに主波長の異なる4つの光源を有する構成としたが、これに限定はされず、互いに主波長の異なる2つあるいは3つの光源を有する構成であってもよいし、互いに主波長の異なる5つ以上の光源を有する構成であってもよい。また、光源の数に関わらず、少なくとも1つの光源に対して、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに応じて発光量を設定すればよい。

10

前述のとおり、短波長側ほどライトガイド41の長さの変化に対する影響が大きいので、2以上の光源のうち、少なくとも1つの光源は青色光を出射する青色光源である場合に、この青色光源に対して、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに応じて発光量を設定するのが好ましい。

【0056】

ここで、光源の主波長とは、重心波長またはピーク波長である。重心波長は、光源が出射する光のスペクトラムの平均の波長である。また、ピーク波長は、光源が出射する光のスペクトラムにおいて極大値を示す波長である。

【0057】

また、上記第1実施形態においては、少なくとも1つの光源に対して、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに応じて発光量を設定する構成としたがこれに限定はされない。

20

例えば、内視鏡12の種類によって照明レンズ45の種類も異なる場合がある。照明レンズ45もその種類によって透過率が異なるが、透過率の変化の割合は波長によって異なる場合がある。従って、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに加えて、照明レンズ45の情報に応じて、光源の発光量を設定する構成としてもよい。

この場合は、テーブル記憶部24は、内視鏡12の種類ごとに、ライトガイド41の長さの情報および照明レンズ45の情報をテーブルとして記憶している。光源制御部22は、スコープ情報記憶部32から取得した内視鏡スコープの情報を、テーブル記憶部24に記憶されるテーブルに照会して内視鏡12のライトガイド41の長さの情報および照明レンズ45の情報を取得する。

30

【0058】

あるいは、ライトガイド41の材料、太さ、ファイバケーブルの本数等によっても透過率が変わる。従って、光源の主波長の情報とライトガイド41の長さの情報とに加えて、ライトガイド41の種類の情報に応じて、光源の発光量を設定する構成としてもよい。

この場合は、テーブル記憶部24は、内視鏡12の種類ごとに、ライトガイド41の長さの情報およびライトガイド41の種類(材料、太さ、ファイバケーブルの本数等)の情報をテーブルとして記憶している。光源制御部22は、スコープ情報記憶部32から取得した内視鏡スコープの情報を、テーブル記憶部24に記憶されるテーブルに照会して内視鏡12のライトガイド41の長さの情報およびライトガイド41の種類の情報

40

【0059】

さらに、光源の主波長の情報、ライトガイド41の長さの情報、照明レンズ45の情報、および、ライトガイド41の種類の情報に応じて、光源の発光量を設定する構成としてもよい。

【0060】

また、上記第1実施形態においては、内視鏡12は、内視鏡スコープの種類を記憶するスコープ情報記憶部32を有し、光源制御部22は、スコープ情報記憶部32から取得した内視鏡スコープの種類を、テーブル記憶部24に記憶されるテーブルに照会して、ライトガイド41の長さの情報(あるいはさらに、照明レンズ45の情報、およ

50

び、ライトガイド 4 1 の種類の情報) を取得する構成としたが、これに限定はされず、内視鏡 1 2 がライトガイド 4 1 の長さの情報(あるいはさらに、照明レンズ 4 5 の情報、および、ライトガイド 4 1 の種類の情報) を記憶する記憶部を有し、光源制御部 2 2 がこの記憶部から直接、ライトガイド 4 1 の長さの情報等を取得する構成としてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、光源情報記憶部 2 3 が記憶する各光源の主波長の情報は、光源の仕様上の主波長であってもよい。しかしながら、実際には同じ種類の光源であっても個体差があるため、出射される光の波長は仕様の波長に対して $\pm 5 \text{ nm}$ 程度のばらつきがある。従って、光源情報記憶部 2 3 は、各光源について発光する光のスペクトラムを実際に測定して求めた主波長を記憶するのが好ましい。

10

【 0 0 6 2 】

図 6 に、波長 4 0 5 nm の場合と波長 4 0 9 nm の場合の透過率比とライトガイドの長さとの関係を示す。

図 6 からわかるように、波長 4 0 5 nm の場合と波長 4 0 9 nm の場合のように、波長の差が小さい場合であっても、ライトガイドの長さが変わると透過率比が大きく変化する。すなわち、同じ種類の光源であっても個体差によって、透過率が変わる。

従って、光源情報記憶部 2 3 は、各光源について発光する光のスペクトラムを実際に測定して求めた主波長を記憶する構成として、光源制御部 2 2 が、この主波長に応じて光量設定値を設定することによって、光源の個体差に応じて光量設定値を設定することができる。

20

【 0 0 6 3 】

また、上記第 1 実施形態においては、1 つの光源駆動部 2 1 が、4 つの光源それぞれに駆動信号を供給して光を出射させる構成としたが、これに限定はされず、各光源それぞれに対応して 4 つの光源駆動部を有する構成としてもよい。

【 0 0 6 4 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態においては、4 つの光源がそれぞれ主に 1 つの色成分の光を出射する構成としたが、これに限定されず、2 つ以上の色成分の光を出射する光源を有する構成としてもよい。

図 7 に光源部の他の一例のブロック図を示す。なお、第 2 実施形態の内視鏡システムは、光源部の構成が異なる以外は第 1 実施形態の内視鏡システムと同様の構成を有するので、以下の説明においては、光源部の構成についてのみ説明を行う。

30

【 0 0 6 5 】

図 7 に示す光源部 2 0 b は、第 1 光源 7 1 と、第 2 光源 7 2 b と、光学フィルタ 7 3 とを備える。また、本実施形態においては、光源部 2 0 b は、第 1 光源 7 1 及び第 2 光源 7 2 b の他に、追加光源 7 4 を備える。第 1 光源 7 1、第 2 光源 7 2 b、及び、追加光源 7 4 は各々独立に制御可能である。

【 0 0 6 6 】

第 1 光源 7 1 は青色成分 B からなる光(以下、青色光という)を発光する。第 1 光源 7 1 は、発光素子 8 1 と、発光素子 8 1 が発光した青色光を平行光等に整えるレンズ 8 2 とを備える。発光素子 8 1 は、例えば、LED または LD 等の半導体素子である。第 1 光源 7 1 が発光した青色光は、青色光を透過する合波部材 7 6 及び合波部材 7 7 を介してライトガイド 4 1 に入射する。合波部材 7 6 及び合波部材 7 7 は、例えば、ダイクロイックミラーまたはダイクロイックプリズム等である。

40

【 0 0 6 7 】

第 2 光源 7 2 b は、緑色成分 G の他に赤色成分 R を含む広帯域な光を発光する。但し、第 2 光源 7 2 b が発光する光は、赤色成分 R の光量よりも緑色成分 G の光量が多いため、視認すれば概ね緑色である。このため、本明細書においては、第 2 光源 7 2 b が発光する光を緑色光という。すなわち、第 2 光源 7 2 b は、広帯域な緑色光を発光する光源である。

50

【0068】

第2光源72bは、励起光Exを発光する発光素子83bと、発光素子83bが発光した励起光Exが入射することで緑色光を発光する蛍光体84と、蛍光体84が発光した広帯域な緑色光を平行光等に整えるレンズ85と、を備える。発光素子83は、例えば、LEDまたはLD等の半導体素子である。また、図8に示すように、励起光Exは、約445nmにピークを有する青色光であり、かつ、蛍光体84が発光する緑色光は緑色成分Gの他に赤色成分Rを含む広帯域な緑色光である。上記のように第2光源72bが発光する広帯域な緑色光は、光学フィルタ73と、緑色成分G及び赤色成分Rを反射する合波部材77と、を介してライトガイド41に入射する。

【0069】

光学フィルタ73は、図9に示す分光透過率を有する。このため、図10に示すように、光学フィルタ73は第2光源72bが発光する広帯域な緑色光の光量を波長ごとに調節する。より具体的には、光学フィルタ73は、第2光源72bが発光する広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比R/Gを調節する。

【0070】

例えば、本実施形態においては、第2光源72bが発光した広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比R/Gは約0.15である。一方、光学フィルタ73を介することによって、広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比R/Gは、ライトガイド41に入射する際には約0.22になる。第2光源72bが発光した(すなわち光学フィルタ73を介する前の)広帯域な緑色光の緑色成分Gの光量を「Gb」、光学フィルタ73を介した後の緑色光の光量を「Ga」とする場合、光学フィルタ73を介する前後の緑色成分Gの光量比Ga/Gbは約0.52である。また、第2光源72bが発光した広帯域な緑色光の赤色成分Rの光量を「Rb」、光学フィルタ73を介した後の緑色光の光量を「Ra」とする場合、光学フィルタ73を介する前後の赤色成分Rの光量比Ra/Rbは約0.75である。

【0071】

上記のように、光学フィルタ73が広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比R/Gを調節するのは、照明光を観察対象の撮影に適した白色光にするためである。観察対象の撮影に適した白色光とは、例えば、従来の内視鏡システムで照明光として使用している白色光である。内視鏡システム10の光源装置14は、青色光を発光する第1光源71と、広帯域な緑色光を発光する第2光源72bと、を備えるが、赤色光を発光する光源を設けていない。したがって、広帯域な緑色光に赤色成分Rが含まれているとはいえ、単に青色光と広帯域な緑色光を合波して照明光を形成すると、合波後の照明光においては、青色成分B及び緑色成分Gに対して赤色成分Rが相対的に不足するので、照明光は例えばシアン色(水色)になる。その結果、観察画像の色味が不自然になる。

【0072】

一方、光学フィルタ73を用いて広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比R/Gを上記のように調節すると、少なくとも照明光が含む緑色成分Gと赤色成分Rは観察対象の撮影に適した光量比になる。第1光源71の青色光の光量と、第2光源72bの広帯域な緑色光の光量は、各々独立に制御可能であるから、光学フィルタ73を用いて広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比R/Gを上記のように調節し、かつ、光源制御部22が第1光源71及び第2光源72bの発光量を、ライトガイド41の長さの情報および光源の主波長の情報に応じて適宜調節すれば、照明光は観察対象の撮影に適した白色光になる。

【0073】

光量比R/Gの具体的な調節目標値は、第2光源72bが発光する広帯域な緑色光の分光特性、イメージセンサ48の各色のカラーフィルタの分光特性、及び、イメージセンサ48から画像を取得する際のゲイン、及び、DSP56で行う各種処理の内容(例えば、リニアマトリクス処理で使用するマトリクス)等を考慮して定める。その結果、光学フィルタ73は、G画像及びR画像の明るさの比を調節する。したがって、光学フィルタ73

10

20

30

40

50

を用いて広帯域な緑色光の緑色成分Gと赤色成分Rの光量比を調節すると、調節目標とする白色光を用いて観察対象を撮影した場合に得るG画像及びR画像の明るさの比と、光源装置14が生成する照明光を用いて観察対象を撮影した場合に得るG画像及びR画像の明るさの比とがほぼ一致する。すなわち、光源装置14には赤色光を発光する赤色光源がないが、得られる観察画像は、調節目標とする白色光を用いて観察対象を撮影した場合に得る観察画像と同じ色合いになる。

【0074】

上記のように光源部20には赤色光を発光する赤色光源を設けない代わりに、第2光源72bの広帯域な緑色光の長波長側の一部である赤色成分Rを利用して照明光を白色光にするので、赤色成分Rに比べて緑色成分Gの光量が過多になる。このため、光学フィルタ73の分光透過率は、少なくとも緑色成分Gの透過率が赤色成分Rの透過率に比べて小さい。なお、本実施形態では、光学フィルタ73は、第2光源72bが発光した広帯域な緑色光を透過してライトガイド41に導光するが、当然ながら、光学フィルタ73が広帯域な緑色光を反射してライトガイド41に導光する構成にすることもできる。この場合、光学フィルタ73の分光反射率は、例えば図9と同様であり、少なくとも緑色成分の反射率が赤色成分の反射率に比べて小さい。すなわち、光学フィルタ73は、広帯域な緑色光を反射してライトガイド41に導光する場合に少なくとも緑色成分Gの反射率が赤色成分Rの反射率よりも小さい特性（分光反射率）を有し、または、広帯域な緑色光を透過してライトガイド41に導光する場合に少なくとも緑色成分Gの透過率が赤色成分Rの透過率よりも小さい特性（分光透過率）を有する。

10

20

【0075】

光学フィルタ73は、波長ごとの透過率の変化がなめらかである。具体的には、緑色成分Gの範囲においては波長ごとの透過率は概ね一定であり、かつ、赤色成分Rの範囲においては波長ごとの透過率が長波長側にかけてなめらかに徐々に上昇する。この分光透過率は、血管等の構造の再現性（写りやすさ）を考慮したものである。例えば、内視鏡システム10及び従来の内視鏡システムにおいては、照明光が含む光の波長に応じて、写りやすい血管の深さや太さが変化するので、照明光の分光スペクトル（波長ごとの光量）が異なると、ある深さ及び太さの血管は写りやすさに違いが生じる場合がある。このため、光学フィルタ73は、波長ごとの反射率の変化をなめらかにして、緑色成分G及び赤色成分Rの範囲において、調節目標とする白色光とほぼ同じ分光スペクトルをほぼ再現する。より簡易に光学フィルタ73を構成する場合には、波長ごとの透過率の変化を階段状にすることができる。例えば、図11に示すように、光学フィルタ73の分光透過率が、緑色成分Gの波長範囲及び赤色成分Rの波長範囲において、それぞれ概ね一定の透過率を有する構成とすることができる。広帯域な緑色光を反射してライトガイド41に導光する場合における光学フィルタ73の分光反射率も同様である。

30

【0076】

光学フィルタ73は、分光透過率（図9参照）から分かるように、励起光Exをカットする励起光カットフィルタとしても機能する。したがって、励起光Exの一部は蛍光体84を透過して光学フィルタ73に入射するが、光学フィルタ73がカットするのでライトガイド41には入射しない。なお、本実施形態においては、光学フィルタ73と合波部材77を各々別個に設けているが、光学フィルタ73は合波部材77と一体にすることができる。この場合、光学フィルタ73は、広帯域な緑色光を反射してライトガイド41に導光する際に緑色成分Gと赤色成分Rの光量比を調節し、かつ、第1光源71が発光する青色光等と第2光源72bが発光する広帯域な緑色光とを合波する合波部材としても機能する。

40

【0077】

上記のように構成した光源部20bを有する光源装置14は、ほぼ白色の照明光を発光する。そして、イメージセンサ48は、光源部20bが発光した青色光と光学フィルタ73が成分を調節した広帯域な緑色光と、を含む照明光を用いて観察対象を撮影する。

【0078】

50

なお、内視鏡システムにおいて、DSP56、ノイズ低減部58、変換部59、画像処理部61、表示制御部66、制御部69、および、光源制御部22等は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成される。しかしながら、本発明においては、これらの部位をデジタル回路で構成してもよい。

【0079】

次に、内視鏡システム10の作用を説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡12をプロセッサ装置16及び光源装置14に接続し、プロセッサ装置16及び光源装置14の電源を入れて、内視鏡システム10を起動する。

【0080】

内視鏡12の挿入部12aを被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。通常観察モードでは、追加光源74を除く第1光源71、第2光源72および第3光源75が同時に点灯する。第1光源71、第2光源72および第3光源75から、それぞれ青色光、緑色光および赤色光が射出される。射出された青色光、緑色光および赤色光は、光源部20内で合波されて白色光が生成される。この白色光は、内視鏡12のライトガイド41に供給される。

10

【0081】

内視鏡12では、白色光がライトガイド41を通じて内視鏡12の先端部12dに導光され、先端部12dから観察部位に照射される。観察部位で反射した白色光の反射光は、観察窓からイメージセンサ48に入射する。イメージセンサ48は、反射光を光電変換して画像信号を生成する。この画像信号は、プロセッサ装置16のDSP56に入力される。なお、DSP56に入力される画像信号は、内視鏡12内でA/D変換(analog-to-digital conversion)等の処理が施されたものであってもよい。

20

【0082】

DSP56は、内視鏡12から入力された画像信号に対して、フレーム単位で、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施して画像データとし、この画像データをフレームメモリに記憶させる。画像処理部61は、フレームメモリに記憶された画像データに対して所定の画像処理を施して通常観察画像を生成する。この通常観察画像は、表示制御部66を介してモニタ18に表示される。この通常観察画像は、イメージセンサ48のフレームレートに従って更新される。

30

【0083】

また、DSP56は、内視鏡12から入力される画像信号に基づいて観察部位の明るさ(平均輝度値)を算出し、制御部69に入力する。制御部69は、入力された平均輝度値と目標値との差分である調光信号を生成して、光源装置14の光源制御部22に入力する。

【0084】

光源制御部22は、調光信号に基づいて、光量設定値を調整して光源駆動部21に入力する。通常観察モードでは、光源駆動部21には、第1光源71、第2光源72および第3光源75の発光量を設定するための光量設定値が光源制御部22から入力される。

その際、光源制御部22は、接続された内視鏡12のスコープ情報記憶部32から内視鏡スコープの種類の情報を取得し、テーブル記憶部24に記憶されるテーブルを参照して内視鏡12のライトガイド41の長さの情報を取得する。光源制御部22は、取得したライトガイド41の長さの情報、および、光源情報記憶部23に記憶された光源の主波長の情報に応じて、補正量記憶部25に記憶されるテーブルを用いて各光源に対して光量設定値を設定する。

40

光源制御部22が、光源駆動部21が駆動する各光源の発光量を制御することで、内視鏡12から射出される光における光量比率を、予め設定された光量比率に調整する。これにより、どの内視鏡12を用いた場合でも内視鏡12から射出される照明光の中の赤色光、緑色光、青色光の射出光量の割合が一定に保たれ、通常観察画像の色味の変化が防止される。

【0085】

50

次に、通常観察モードで病変部と疑わしき観察部位が発見された場合等には、通常観察モードから血管強調観察モードに切り替えられる。この血管強調観察モードでは、第1光源71、第2光源72、第3光源75および追加光源74が全て同時に点灯する。この場合、光源部20では、白色光に紫色光が混合された混合光が生成されて、内視鏡12のライトガイド41に供給される。

【0086】

内視鏡12では、観察部位に照射された混合光の反射光が、通常観察モードの場合と同様に撮像され、画像信号がプロセッサ装置16に入力される。プロセッサ装置16では、画像処理部61が血管強調観察画像を生成し、表示制御部66が血管強調観察画像をモニタ18に表示させること以外は、通常観察モードの場合と同様の動作が行われる。

10

【0087】

光源装置14では、光源駆動部21には、第1光源71、第2光源72および第3光源75に対する光量設定値に加えて、追加光源74の発光量を設定するための光量設定値が光源制御部22から入力される。光源制御部22は追加光源74に対する光量設定値をライトガイドの長さの情報および光源の主波長の情報に基づいて設定すること以外は、通常観察モードの場合と同様である。

【0088】

ここで、上記第1実施形態では、生体組織の血管情報を取得するための血管情報取得用半導体光源として、紫色光LVを発する追加光源74を設けているが、追加光源74に代えて、または追加光源74に加えて、他の血管情報取得用半導体光源を設けてもよい。例えば、血管情報として血中ヘモグロビンの酸素飽和度を取得するために、中心波長 473 ± 10 nmの狭帯域の青色光を発する半導体光源を設けても良い。もちろん、血管情報観察を行わない場合には、血管情報取得用半導体光源を設けず、青色、緑色、赤色半導体光源のみとしても良い。

20

【0089】

また、上記第1実施形態では、光源としてLEDを用いているが、LEDに代えてLD (Laser Diode) 等の半導体光源を用いても良い。

【0090】

また、上記第1実施形態では、血管強調観察モードでは、白色光LWと紫色光LVとの混合光を観察部位に照射しているが、紫色光及び緑色光、あるいは青色光及び緑色光を観察部位に照射して血管強調観察画像を取得してもよい。

30

【0091】

また、上記第1実施形態では、複数色の光を観察部位に同時照射しているが、これらを順次に照射して、各色の光を個別に撮像しても良い。この場合には、イメージセンサ48としてモノクロ撮像素子を用いることが好ましい。

【0092】

また、上記第1実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体構成としているが、光源装置とプロセッサ装置と1つの装置で構成してもよい。また、本発明は、照明光の観察部位の反射光をイメージガイドで導光するファイバースコープや、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を用いた内視鏡システム、及びそれに用いられる内視鏡用光源装置にも適用可能である。

40

【0093】

上記第1実施形態においては、イメージセンサ48が設けられた内視鏡12を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムにおいて本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにおいても本発明は好適である。

【符号の説明】

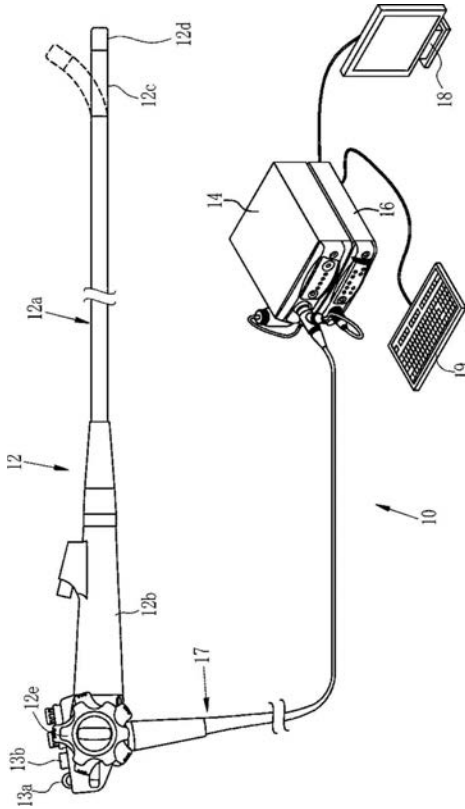
【0094】

- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡スコープ
- 12a 挿入部

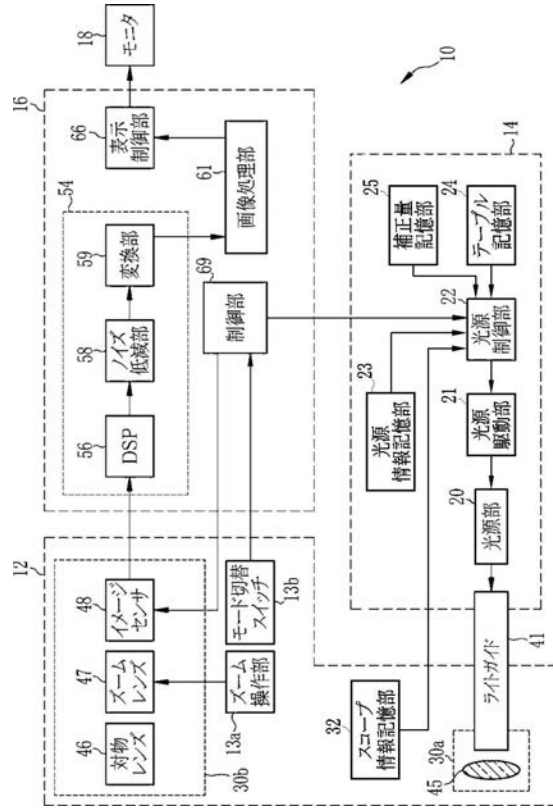
50

1 2 b	操作部	
1 2 c	湾曲部	
1 2 d	先端部	
1 2 e	アングルノブ	
1 3 a	ズーム操作部	
1 3 b	モード切替スイッチ	
1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ装置	
1 8	モニタ	
1 9	コンソール	10
2 0	光源部	
2 1	光源駆動部	
2 2	光源制御部	
2 3	光源情報記憶部	
2 4	テーブル記憶部	
2 5	補正量記憶部	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮影光学系	
3 2	スコープ情報記憶部	
4 1	ライトガイド	20
4 5	照明レンズ	
4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8	イメージセンサ	
5 4	画像取得部	
5 6	D S P	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	
6 1	画像処理部	
6 6	表示制御部	30
6 9	制御部	
7 1	第 1 光源	
7 2、7 2 b	第 2 光源	
7 3	光学フィルタ	
7 4	追加光源	
7 5	第 3 光源	
7 6、7 7、9 9	合波部材	
8 1、8 3、8 3 b、8 6、8 8	発光素子	
8 2、8 5、8 7、8 9	レンズ	
8 4	蛍光体	40
9 1、9 2、9 3、9 7	光検出器	
9 4、9 5、9 6、9 8	ビームスプリッタ	

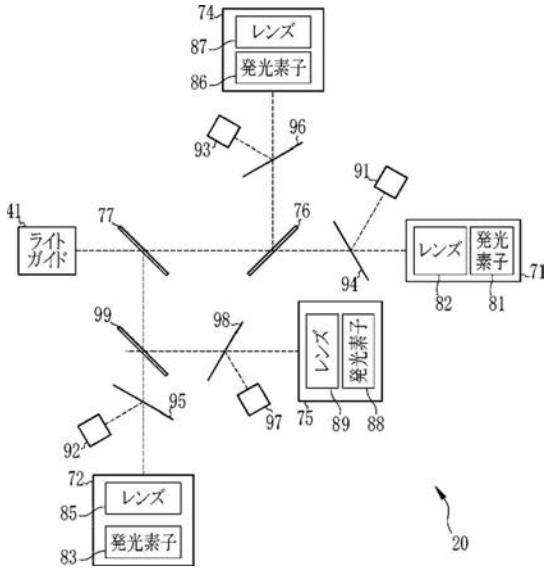
【図1】



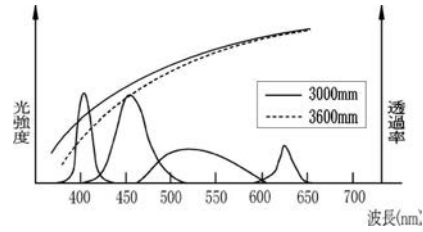
【図2】



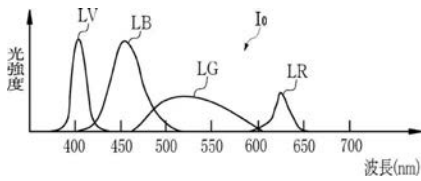
【図3】



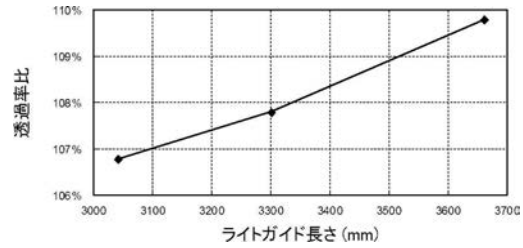
【図5】



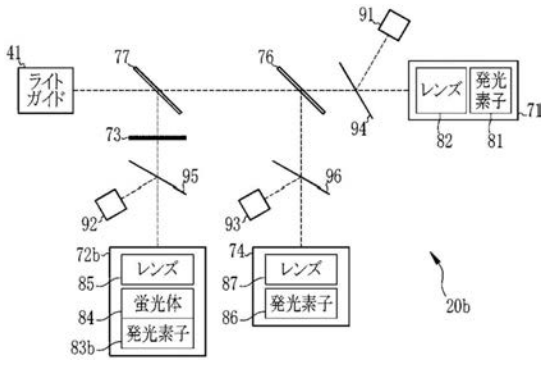
【図4】



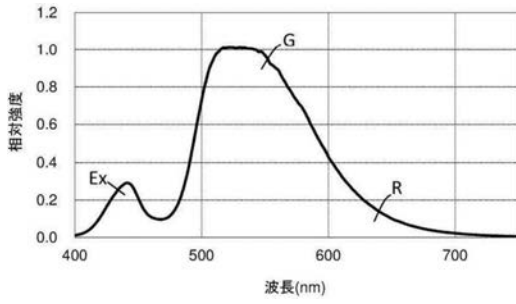
【図6】



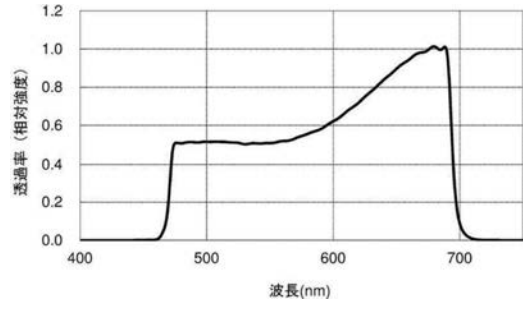
【 図 7 】



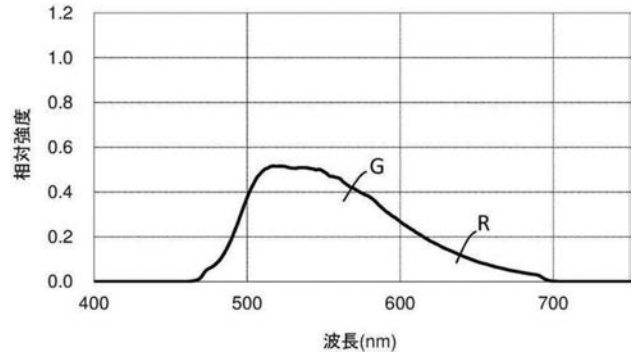
【 図 8 】



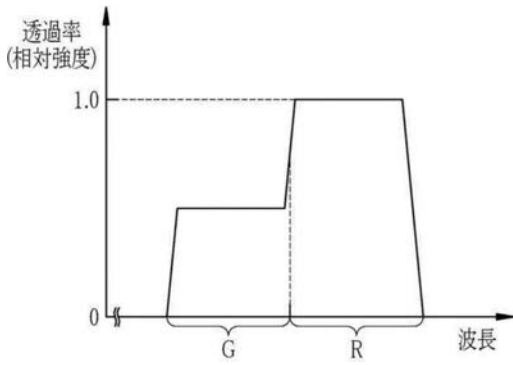
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(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

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA06 CA10 CA11 GA02 GA05 GA06 GA11
4C161 NN01 QQ02 RR02 RR25

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019030406A	公开(公告)日	2019-02-28
申请号	JP2017152239	申请日	2017-08-07
[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	森本美範 大橋永治		
发明人	森本 美範 大橋 永治		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0684 A61B1/04 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0676 G02B23/2461		
FI分类号	A61B1/06.612 A61B1/00.640 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR25		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，能够为内窥镜镜体发出的每个波长的光保持恒定的光量比。光源装置包括向光导提供光的两个或更多个光源，向光源发光的光源，向光源提供驱动信号的光源驱动单元，光源控制单元，并且内窥镜镜体12具有镜体信息存储单元32，用于存储关于镜体类型的信息。光源控制单元22中，从光源信息存储部23中的光源的主波长的信息，范围信息存储单元32获取的范围的类型的信息，是从该信息的信息的类型和至少主波长的范围获得设定的光量设定值根据由所述光源驱动单元21，以用于控制所述光源的光量驱动光源驱动部21，光源的光量比进入的光量设定值的信息的长度的光导将光量比调节为预设光量比。 .The

