

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6100674号
(P6100674)

(45) 発行日 平成29年3月22日(2017.3.22)

(24) 登録日 平成29年3月3日(2017.3.3)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-228186 (P2013-228186)	(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25年11月1日(2013.11.1)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(65) 公開番号	特開2015-85097 (P2015-85097A)	(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27年5月7日(2015.5.7)	(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
審査請求日	平成28年2月19日(2016.2.19)	(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】 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】

光を射出する光源と、
前記光源に駆動信号を供給して前記光を射出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、この光量設定値に応じた前記駆動信号を生成させる光源制御部と、
前記光源から射出された光の一部を受光部で受光して受光信号を生成し、この受光信号と、前記光量設定値に応じた基準信号とを比較して、前記駆動信号を調整する光量制御部と、
前記光量設定値と前記光の射出光量との関係が線形化するように、前記光量制御部で用いられる前記光量設定値または前記受光信号を補正する補正部と、
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項2】

前記補正部は、ルックアップテーブルに基づいて前記光量設定値を補正し、補正後の光量設定値を前記光量制御部に入力す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】

前記ルックアップテーブルは、前記光源から射出される光の分光強度特性と、前記受光部の分光感度特性とに基づいて決定されていることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記光源を複数備え、前記各光源に対して、前記光源駆動部及び前記光量制御部が設けられており、前記補正部は、少なくとも1つの前記光源に対応して設けられていることを特徴とする請求項1から3いずれか1項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記複数の光源から射出される光の光路を統合する光路統合部を備えることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記複数の光量制御部のうちの少なくとも1つには、前記受光部の光入射側に波長帯域フィルタが設けられていることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 7】

前記波長帯域フィルタは、前記受光部が受光する光の波長帯域が、前記光路統合部から射出される対応する光成分の波長帯域と一致するように波長制限を行うことを特徴とする請求項6に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記複数の光源は、赤色、緑色、青色の各光を発する3つの半導体光源を含むことを特徴とする請求項4から7いずれか1項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記半導体光源は、LEDであることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 10】

前記受光部はフォトダイオードであることを特徴とする請求項1から9いずれか1項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 11】

光を導光するライトガイドを有する内視鏡と、
前記ライトガイドに前記光を供給する内視鏡用光源装置とを備える内視鏡システムにおいて、
前記内視鏡用光源装置は、
光を射出する光源と、
前記光源に駆動信号を供給して前記光を射出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、この光量設定値に応じた前記駆動信号を生成させる光源制御部と、
前記光源から射出された光の一部を受光部で受光して受光信号を生成し、この受光信号と、前記光量設定値に応じた基準信号とを比較して、前記駆動信号を調整する光量制御部と、
前記光量設定値と前記光の射出光量との関係が線形化するように、前記光量制御部で用いられる前記光量設定値または前記受光信号を補正する補正部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、内視鏡に照明光を供給する内視鏡用光源装置及び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、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】

50

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】

しかし、内視鏡用光源装置で用いられる半導体光源は、高出力であり自己発熱が大きいので、半導体光源に温度変化等が生じて射出光量が変動してしまう。このため、特許文献1では、半導体光源の射出光量を安定化するために、自動パワー制御（APC：Auto Power Control）部が設けられている。このAPC部は、受光部と、電流電圧変換部と、基準電圧生成部と、比較器（差動増幅器）とを有する。

【0006】

受光部は、フォトダイオードからなり、半導体光源から射出された照明光の一部を受光して電流（受光電流）を出力する。電流電圧変換部は、受光電流を電圧（受光電圧）に変換して、比較器の反転入力端子に入力する。基準電圧生成部は、半導体光源の光量設定値に対応した基準電圧を生成し、比較器の非反転入力端子に入力する。比較器は、受光電圧と基準電圧との差に応じた信号（APC信号）を出力する。半導体光源の駆動回路には、光量設定値とAPC信号が入力される。この駆動回路は、APC信号に基づいて、光量設定値に対応する半導体光源の駆動電流を調整する。この結果、受光電圧が基準電圧に近づき、半導体光源の射出光量が、変動が抑制されて安定化する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2010-158413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、上記受光電圧は、光量設定値に比例した半導体光源からの照明光の射出光量と、受光部の分光感度との積に比例するため、光量設定値と受光電圧との関係は、線形性を有さず、分光感度特性に応じて非線形化するという問題がある。

【0009】

具体的には、照明光の強度スペクトルは、射出光量に応じて形状が変化し、特に、ピーク波長位置が変動する。もし、受光部の分光感度の波長依存性が無視可能な程度に小さければ、光量設定値と受光電圧との関係はほぼ線形であるが、受光部の分光感度は、無視することのできない程度の波長依存性（例えば、赤色波長域では波長に対して分光感度は20%程度変化する）を有するので、光量設定値と受光電圧との関係は非線形である。

40

【0010】

このため、例えば、光量設定値を現在の設定値の 倍に変更したとすると、半導体光源の射出光量及び基準電圧は 倍となるのに対して、受光電圧は（ ）倍となる。APCでは、 倍となった受光電圧を、 倍となった基準電圧に一致させるように半導体光源の射出光量を制御するので、APC後の射出光量は、本来の変更倍率である 倍からずれてしまう。

【0011】

50

このように、A P C 後の射出光量の射出光量と光量設定値との関係が非線形であると、複数の半導体光源からの射出光を合波して白色等の照明光を生成する場合に、照明光中の各色成分の割合がずれて、照明光の分光特性が変動し、観察画像の色味が変化してしまう。

【 0 0 1 2 】

本発明は、A P C 後の射出光量と光量設定値との関係を線形化することを可能とする内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム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 】**【 0 0 1 3 】**

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用光源装置は、光を射出する光源と、光源に駆動信号を供給して光を射出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、この光量設定値に応じた駆動信号を生成させる光源制御部と、光源から射出された光の一部を受光部で受光して受光信号を生成し、この受光信号と、光量設定値に応じた基準信号とを比較して、駆動信号を調整する光量制御部と、光量設定値と光の射出光量との関係が線形化するように、光量制御部で用いられる光量設定値または受光信号を補正する補正部と、を備える。

10

【 0 0 1 4 】

補正部は、ルックアップテーブルに基づいて光量設定値を補正し、補正後の光量設定値を光量制御部に入力することが好ましい。このルックアップテーブルは、光源から射出される光の分光強度特性と、受光部の分光感度特性とに基づいて決定されていることが好ましい。

20

【 0 0 1 5 】

光源を複数備え、各光源に対して、光源駆動部及び光量制御部が設けられており、補正部は、少なくとも1つの光源に対応して設けられていることが好ましい。複数の光源から射出される光の光路を統合する光路統合部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

複数の光量制御部のうちの少なくとも1つには、受光部の光入射側に波長帯域フィルタが設けられていることが好ましい。この波長帯域フィルタは、受光部が受光する光の波長帯域が、光路統合部から射出される対応する光成分の波長帯域と一致するように波長制限を行うことが好ましい。

30

【 0 0 1 7 】

複数の光源は、赤色、緑色、青色の各光を発する3つの半導体光源を含むことが好ましい。この半導体光源は、L E Dであることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

受光部はフォトダイオードであることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の内視鏡システムは、光を導光するライトガイドを有する内視鏡と、ライトガイドに光を供給する内視鏡用光源装置とを備える内視鏡システムにおいて、内視鏡用光源装置は、光を射出する光源と、光源に駆動信号を供給して光を射出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、この光量設定値に応じた駆動信号を生成させる光源制御部と、光源から射出された光の一部を受光部で受光して受光信号を生成し、この受光信号と、光量設定値に応じた基準信号とを比較して、駆動信号を調整する光量制御部と、光量設定値と光の射出光量との関係が線形化するように、光量制御部で用いられる光量設定値または受光信号を補正する補正部と、を備える。

40

【 発明の効果 】**【 0 0 2 0 】**

本発明によれば、A P C を行う光量制御部で用いられる光量設定値または受光信号を補正する補正部を備えるので、A P C 後の射出光量と光量設定値との関係を線形化することができる。

【 図面の簡単な説明 】

50

【 0 0 2 1 】

【図 1】内視鏡システムの外觀図である。

【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】赤色光、緑色光、青色光、紫色光の強度スペクトルを示すグラフである。

【図 5】白色光の強度スペクトルを示すグラフである。

【図 6】光路統合部の構成を示す図である。

【図 7】第 1 ダイクロイックミラーの分光反射特性を示すグラフである。

【図 8】第 2 ダイクロイックミラーの分光反射特性を示すグラフである。

【図 9】第 3 ダイクロイックミラーの分光反射特性を示すグラフである。

10

【図 10】第 1 波長制限フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 11】第 2 波長制限フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 12】駆動部の構成を示すブロック図である。

【図 13】第 1 A P C 部の構成を示すブロック図である。

【図 14】補正後の光量設定値と受光電圧との関係を示すグラフである。

【図 15】光量設定値の補正に用いる L U T を示すグラフである。

【図 16】第 1 L E D から射出される赤色光の分光強度特性を示すグラフである。

【図 17】第 1 受光部の分光感度特性を示すグラフである。

【図 18】光量設定値と受光電圧との関係を示すグラフである。

【図 19】光量設定値と射出光量との関係を示すグラフである。

20

【図 20】光量設定値と射出光量の誤差率との関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

図 1 において、内視鏡システム 1 0 は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡 1 1 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 1 2 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 1 1 に供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）1 3 と、表示画像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。プロセッサ装置 1 2 には、キーボードやマウス等の操作入力部 1 5 が接続されている。

【 0 0 2 3 】

内視鏡システム 1 0 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。

30

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

内視鏡 1 1 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、内視鏡 1 1 をプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 に接続するためのユニバーサルコード 1 8 とを備えている。挿入部 1 6 は、先端部 1 9、湾曲部 2 0、可撓管部 2 1 で構成されており、先端側からこの順番に連結されている。

40

【 0 0 2 6 】

図 2 において、先端部 1 9 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 2 2、観察部位の像を取り込むための観察窓 2 3、観察窓 2 3 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 2 4、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 2 5 が設けられている。観察窓 2 3 の奥には、撮像素子 3 6 や対物光学系 4 5（図 3 参照）が内蔵されている。

【 0 0 2 7 】

50

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 17 のアングルノブ 26 の操作に応じて、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 20 を湾曲させることにより、先端部 19 が所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、可撓性を有しており、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 16 には、撮像素子 36 を駆動する駆動信号や撮像素子 36 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 35 (図 3 参照) が挿通されている。

【0028】

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・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのフリーズボタン (図示せず) 等が設けられている。

10

【0029】

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 35 が挿通されており、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b はそれぞれ、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a 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 29b にはライトガイド 35 の入射端 35a (図 3 参照) が配設されている。

【0030】

20

図 3 において、光源装置 13 は、光源部 30 と、光路統合部 31 と、駆動部 32 と、光源制御部 33 とが設けられている。光源部 30 は、赤色光 LR を発する第 1 LED 30a と、緑色光 LG を発する第 2 LED 30b と、青色光 LB を発する第 3 LED 30c と、紫色光 LV を発する第 4 LED 30d とで構成されている。光路統合部 31 は、第 1 ~ 第 4 LED 30a ~ 30d から発せられる各光の光路を統合する。駆動部 32 は、第 1 ~ 第 4 LED 30a ~ 30d を駆動する。光源制御部 33 は、駆動部 32 による第 1 ~ 第 4 LED 30a ~ 30d の駆動を制御する。

【0031】

図 4 に示すように、例えば、赤色光 LR は、波長帯域が 615 nm ~ 635 nm であり、中心波長が 620 ± 10 nm である。緑色光 LG は、例えば、波長帯域が 500 nm ~ 600 nm であり、中心波長が 520 ± 10 nm である。青色光 LB は、例えば、波長帯域が 440 nm ~ 470 nm であり、中心波長が 455 ± 10 nm である。そして、紫色光 LV は、例えば、波長帯域が 395 nm ~ 415 nm であり、中心波長が 405 ± 10 nm である。

30

【0032】

通常観察モード時には、光源制御部 33 は、第 1 ~ 第 3 LED 30a ~ 30c を点灯させ、第 4 LED 30d 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 33 は、第 1 ~ 第 4 LED 30a ~ 30d を全て点灯させる。

【0033】

詳しくは後述するが、通常観察モード時には、光路統合部 31 は、赤色光 LR、緑色光 LG、青色光 LB を合波して、図 5 に示すように広帯域の白色光 LW を生成する。一方、血管強調観察モード時には、白色光 LW に、血中ヘモグロビンに対する吸光度が高い紫色光 LV を混合した混合光を生成する。なお、光源制御部 33 は、血管強調観察モード時には、光源制御部 33 は、青色光 LB より紫色光 LV のほうが支配的となるように、青色光 LB の光量の割合を下げる。

40

【0034】

光路統合部 31 の光出射部は、光源用コネクタ 29b が接続されるレセプタクルコネクタ 34 の近傍に配置されている。光路統合部 31 は、光源部 30 から入射された光を、内視鏡 11 のライトガイド 35 の入射端 35a に出射する。

【0035】

50

内視鏡 11 は、ライトガイド 35 と、撮像素子 36 と、アナログ処理回路 (A F E : Analog Front End) 37 と、撮像制御部 38 とを備えている。ライトガイド 35 は、複数の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ 29 b が光源装置 13 に接続されたときに、光源用コネクタ 29 b に配置されたライトガイド 35 の入射端 35 a が光路統合部 31 の出射端に対向する。先端部 19 に位置するライトガイド 35 の出射端は、2つの照明窓 22 にそれぞれ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。

【 0036 】

照明窓 22 の奥には、照射レンズ 39 が配置されている。光源装置 13 から供給された照明光は、ライトガイド 35 により照射レンズ 39 に導光されて照明窓 22 から観察部位 10 に向けて照射される。照射レンズ 39 は、凹レンズであり、ライトガイド 35 から出射する照明光を、観察部位の広い範囲に照射する。

【 0037 】

観察窓 23 の奥には、対物光学系 45 と撮像素子 36 が配置されている。観察部位の像は、観察窓 23 を通して対物光学系 45 に入射し、対物光学系 45 によって撮像素子 36 の撮像面 36 a に結像される。

【 0038 】

撮像素子 36 は、CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサ等であり、撮像面 36 a には、画素を構成する複数の光電変換素子 (フォトダイオード) がマトリックス状に配列されている。また、撮像素子 36 は、カラー撮像素子であり、撮像面 36 a には、B 20 , G , R の 3 色のマイクロカラーフィルタが画素ごとに、光電変換素子の入射側に配置されている。この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。

【 0039 】

撮像素子 36 は、撮像面 36 a で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撮像素子 36 から読み出される。撮像素子 36 から読み出された、電圧信号は、画像信号として A F E 37 に入力される。

【 0040 】

撮像素子 36 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 13 は、撮像素子 36 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 35 に入射させる。 30

【 0041 】

A F E 57 は、相関二重サンプリング (C D S) 回路、自動ゲイン制御 (A G C) 回路、アナログ / デジタル (A / D) 変換器等で構成されている。C D S 回路は、撮像素子 36 から入力された画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。A G C 回路は、C D S 回路によりノイズが除去された画像信号を増幅する。A / D 変換器は、A G C 回路により増幅された画像信号を、所定ビット数のデジタル信号に変換してプロセッサ装置 12 に入力する。

【 0042 】

撮像制御部 38 は、プロセッサ装置 12 内のコントローラ 40 に接続され、コントローラ 40 から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子 36 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 36 は、撮像制御部 38 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 37 に入力する。この画像信号は、R , G , B の各画素の画素値が混在した信号 (以下、R G B 信号という) である。 40

【 0043 】

プロセッサ装置 12 は、コントローラ 40 の他、D S P (Digital Signal Processor) 41 と、画像処理部 42 と、フレームメモリ 43 と、表示制御回路 44 とを備えている。コントローラ 40 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 等を有し、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 12 の各部を制御する。 50

【 0 0 4 4 】

D S P 4 1 は、A F E 5 7 から入力される画像信号（R G B 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す。画素補間処理は、画像信号を、R、G、Bの各画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。D S P 4 1 は、1フレームごとに信号処理を施した画像信号を、画像データとして、フレームメモリ43に記憶させる。

【 0 0 4 5 】

また、D S P 4 1 は、A F E 5 7 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）を算出する輝度算出部を有しており、算出した平均輝度値をコントローラ40に入力する。コントローラ40は、輝度算出部から入力された平均輝度値と、基準の明るさ（調光の目標値）との差分である調光信号を生成し、この調光信号を光源装置13の光源制御部33に入力する。

10

【 0 0 4 6 】

光源制御部33は、調光信号に基づいて、駆動部32に入力する光量設定値を調整する。具体的には、観察部位の明るさ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設定値を大きくし、観察部位が明るすぎる場合（露出オーバー）には光量設定値を小さくする。

【 0 0 4 7 】

画像処理部42は、フレームメモリ43に記憶された画像データに対して所定の画像処理を施す。具体的には、通常観察モード時には、画像データに基づいて通常観察画像を生成する。一方、血管強調観察モード時には、画像データに基づいて血管強調観察画像を生成するが、表層血管を強調するために、例えば、画像データ中のB信号に基づいて画像内の表層血管の領域を抽出して、抽出した表層血管の領域に対して輪郭強調処理等を施す。そして、輪郭強調処理が施されたB信号を、R G B 信号を元に生成したフルカラー画像に合成する。表層血管に加えて中深層血管に対しても同様の処理を行ってもよい。中深層血管を強調する場合には、中深層血管の情報が多く含まれるG信号から中深層血管の領域を抽出して、抽出した中深層血管の領域に対して輪郭強調処理を施す。

20

【 0 0 4 8 】

表示制御回路44は、フレームメモリ43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等のビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

30

【 0 0 4 9 】

血管強調観察モード時には、R信号を使わずに、B G 信号のみで血管強調観察画像を生成し、B信号をモニタ14のBチャンネル及びGチャンネルに割り当て、G信号をモニタ14のRチャンネルに割り当てても良い。

【 0 0 5 0 】

図6において、光路統合部31は、第1～第4コリメータレンズ（C L）50a～50dと、第1～第3ダイクロイックミラー（D M）51～53と、集光レンズ54とで構成されている。第1～第4C L 50a～50dは、それぞれ第1～第4L E D 30a～30dに対応して設けられており、第1～第4L E D 30a～30dから発せられた各光をコリメートする。第1～第3D M 51～53は、透明なガラス板に所定の透過特性を有するダイクロイックフィルタを形成した光学部材であり、特定の波長域の光を透過させ、特定の波長域の光を反射させる。集光レンズ54は、光路統合部31から出射する光をライトガイド35の入射端35aに集光する。

40

【 0 0 5 1 】

第2L E D 30bは、その光軸がライトガイド35の光軸と一致する位置に配置されている。第1L E D 30aは、その光軸が第2L E D 30bの光軸と直交するように配置されている。第1D M 51は、第1L E D 30aと第2L E D 30bとの光軸が直交する位置に、各光軸と45°の角度をなすように配置されている。同様に、第3L E D 30cと第4L E D 30dとは、光軸が直交するように配置されている。第2D M 52は、第3L

50

ED30cと第4LED30dとの光軸が直交する位置に、各光軸と45°の角度をなすように配置されている。

【0052】

第3LED30cの光軸は、第2LED30bの光軸と直交している。第3DM53は、第3LED30cと第2LED30bとの光軸が直交する位置に、各光軸と45°の角度をなすように配置されている。集光レンズ54は、その光軸が第2LED30bの光軸と一致し、かつライトガイド35の入射端35aと対向する位置に配置されている。

【0053】

第1DM51は、図7に示すように、第1閾値1(約610nm)以上の波長帯域の光を反射し、第1閾値1未満の波長帯域の光を透過させる分光反射特性を有している。第1LED30aから射出される赤色光LRは、その大部分が第1閾値1以上の波長帯域である。第2LED30bから射出される緑色光LGは、その大部分が第1閾値1未満の波長帯域である。したがって、第1DM51は、赤色光LRを反射し、緑色光LGを透過させる。これにより、第1DM51により反射された赤色光LRと、第1DM51を透過した緑色光LGとが合波される。

10

【0054】

第2DM52は、図8に示すように、第2閾値2(約430nm)未満の波長帯域の光を反射し、第2閾値2以上の波長帯域の光を透過させる分光反射特性を有している。第3LED30cから射出される青色光LBは、その大部分が第2閾値2以上の波長帯域である。第4LED30dから射出される紫色光LVは、その大部分が第2閾値2未満の波長帯域である。したがって、第2DM52は、紫色光LVを反射し、青色光LBを透過させる。これにより、第2DM52により反射された紫色光LVと、第2DM52を透過した青色光LBとが合波される。

20

【0055】

第3DM53は、図9に示すように、第3閾値3(約490nm)未満の波長帯域の光を反射し、第2閾値2以上の波長帯域の光を透過させる分光反射特性を有している。第1DM51による赤色光LRと緑色光LGとの合波(以下、第1合波という)は、その大部分が第3閾値3以上の波長帯域である。第2DM52による紫色光LVと青色光LBとの合波(以下、第2合波という)は、その大部分が第3閾値3未満の波長帯域である。したがって、第3DM53は、第2合波を反射し、第1合波を透過させる。これにより、第3DM53により反射された第2合波と、第3DM53を透過した第1合波とが合波されて、集光レンズ54に入射する。

30

【0056】

すなわち、血管強調観察モード時には、第1~第4LED30a~30dから射出された赤色光LR、緑色光LG、青色光LB、紫色光LVが全て合波されて集光レンズ54に入射する。通常観察モード時には、第4LED30dは非点灯であるので、紫色光LVを除く、赤色光LR、緑色光LG、青色光LBが合波されて集光レンズ54に入射する。

【0057】

また、光路統合部31内には、第1~第4LED30a~30dに対応して、後述する自動パワー制御(APC:Auto Power Control)に用いられる第1~第4ガラス板55a~55dが設けられている。第1ガラス板55aは、第1CL50aと第1DM51との間に配置されている。第2ガラス板55bは、第2CL50bと第1DM51との間に配置されている。第3ガラス板55cは、第3CL50cと第2DM52との間に配置されている。第4ガラス板55dは、第4CL50dと第2DM52との間に配置されている。

40

【0058】

第1~第4ガラス板55a~55dは、フレネル反射による反射率が所定値(4%~8%程度)となるように、それぞれ第1~第4LED30a~30dの光軸に対して所定の角度(例えば35°)だけ傾けて配置されている。第1~第4ガラス板55a~55dは、第1~第4LED30a~30dから射出された赤色光LR、緑色光LG、青色光LB

50

、紫色光 L V の一部をそれぞれフレネル反射して、第 1 ~ 第 4 受光部 5 6 a ~ 5 6 d に導光する。

【 0 0 5 9 】

第 1 ~ 第 4 受光部 5 6 a ~ 5 6 d は、第 1 ~ 第 4 L E D 3 0 a ~ 3 0 d からの射出光量を測定するためのセンサであり、カラーフィルタが配置されていないフォトダイオードにより構成されている。第 1 ~ 第 4 受光部 5 6 a ~ 5 6 d は、光を受光して、受光光量に応じた電流（受光電流）を出力する。

【 0 0 6 0 】

第 1 受光部 5 6 a の光入射側には、第 1 波長制限フィルタ 5 7 a が設けられている。この第 1 波長制限フィルタ 5 7 a は、第 1 受光部 5 6 a に入射する赤色光 L R の波長帯域を、光路統合部 3 1 から射出される照明光中の赤色光 L R の成分の波長帯域に合わせるためのロングパスフィルタである。第 1 波長制限フィルタ 5 7 a の分光特性は、第 1 D M 5 1 及び第 3 D M 5 3 の分光特性に依存して決定され、具体的には、図 1 0 に示すように、第 1 閾値 1（約 6 1 0 n m）以上の波長帯域の光のみを透過させる分光透過特性を有している。この第 1 波長制限フィルタ 5 7 a により、第 1 受光部 5 6 a は、光源装置 1 3 からの射出光量中の赤色光 L R の光量に精度よく比例した受光電流を出力する。

10

【 0 0 6 1 】

第 2 受光部 5 6 b の光入射側には、第 2 波長制限フィルタ 5 7 b が設けられている。この第 2 波長制限フィルタ 5 7 b は、第 2 受光部 5 6 b に入射する緑色光 L G の波長帯域を、光路統合部 3 1 から射出される照明光中の緑色光 L G の成分の波長帯域に合わせるためのバンドパスフィルタである。第 2 波長制限フィルタ 5 7 b の分光特性は、第 1 D M 5 1 及び第 3 D M 5 3 の分光特性に依存して決定され、具体的には、図 1 1 に示すように、第 3 閾値 3（約 4 9 0 n m）以上、第 1 閾値 1（約 6 1 0 n m）未満の波長帯域の光のみを透過させる分光透過特性を有している。この第 2 波長制限フィルタ 5 7 b により、第 2 受光部 5 6 b は、光源装置 1 3 からの射出光量中の緑色光 L G の光量に精度よく比例した受光電流を出力する。

20

【 0 0 6 2 】

第 3 受光部 5 6 c 及び第 4 受光部 5 6 d の光入射側には、波長制限フィルタは設けられていない。第 3 受光部 5 6 c は、光源装置 1 3 からの射出光量中の青色光 L B の光量を測定する。第 4 受光部 5 6 d は、光源装置 1 3 からの射出光量中の紫色光 L V 光量を測定する。なお、第 3 受光部 5 6 c 及び第 4 受光部 5 6 d の光入射側に、第 1 及び第 2 波長制限フィルタ 5 7 a , 5 7 b と同様の波長制限フィルタを設けても良い。

30

【 0 0 6 3 】

図 1 2 において、駆動部 3 2 は、第 1 ~ 第 4 L E D 駆動部 6 0 a ~ 6 0 d と、第 1 ~ 第 4 補正部 6 1 a ~ 6 1 d と、第 1 ~ 第 4 A P C 部 6 2 a ~ 6 2 d とで構成されている。第 1 ~ 第 4 L E D 駆動部 6 0 a ~ 6 0 d は、それぞれ第 1 ~ 第 4 L E D 3 0 a ~ 3 0 d に駆動電流を連続的に与えることにより、第 1 ~ 第 4 L E D 3 0 a ~ 3 0 d を点灯させる。

【 0 0 6 4 】

第 1 ~ 第 4 補正部 6 1 a ~ 6 1 d は、光源制御部 3 3 から入力される第 1 ~ 第 4 光量設定値 S 1 ~ S 4 をそれぞれ補正して第 1 ~ 第 4 A P C 部 6 2 a ~ 6 2 d に入力する。第 1 ~ 第 4 光量設定値 S 1 ~ S 4 は、第 1 ~ 第 4 L E D 3 0 a ~ 3 0 d から射出される射出光量にそれぞれ対応する値である。詳しくは後述するが、第 1 ~ 第 4 補正部 6 1 a ~ 6 1 d は、第 1 ~ 第 4 光量設定値 S 1 ~ S 4 と、A P C 後の第 1 ~ 第 4 L E D 3 0 a ~ 3 0 d の射出光量との関係がそれぞれ線形化するように、第 1 ~ 第 4 光量設定値 S 1 ~ S 4 を補正する。

40

【 0 0 6 5 】

第 1 ~ 第 4 A P C 部 6 2 a ~ 6 2 d は、第 1 ~ 第 4 補正部 6 1 a ~ 6 1 d による補正後の第 1 ~ 第 4 光量設定値 S 1 ' ~ S 4 ' と、第 1 ~ 第 4 受光部 5 6 a ~ 5 6 d からの受光電流とに基づいて、射出光量を調整するための第 1 ~ 第 4 A P C 信号 A 1 ~ A 4 を生成する。第 1 ~ 第 4 L E D 駆動部 6 0 a ~ 6 0 d は、光源制御部 3 3 から入力される第 1 ~ 第

50

4 光量設定値 $S_1 \sim S_4$ に基づいて、第 1 ~ 第 4 LED 30 a ~ 30 d の駆動電流をそれぞれ生成するとともに、第 1 ~ 第 4 APC 信号 $A_1 \sim A_4$ に基づいて各駆動電流を調整する。

【0066】

図 13 において、第 1 APC 部 62 a は、前述の第 1 受光部 56 a と、電流電圧 (I/V) 変換部 70 と、基準電圧生成部 71 と、比較器 (差動増幅器) 72 とで構成されている。第 1 受光部 56 a は、受光した赤色光 LR の光量に応じた受光電流 I を出力する。I/V 変換部 70 は、受光電流 I を、電圧 (受光電圧) V に線形変換する。この受光電圧 V は、比較器 72 の反転入力端子に入力される。

【0067】

基準電圧生成部 71 は、図 14 に示すように、補正後の第 1 光量設定値 S_1' と受光電圧 V との関係「 $V = f(S_1')$ 」を表すルックアップテーブル (LUT) を記憶しており、この関係に基づき、第 1 補正部 61 a から入力された第 1 光量設定値 S_1' に対応する電圧値を、基準電圧 V_s として生成する。この基準電圧 V_s は、比較器 72 の非反転入力端子に入力される。 $V = f(S_1')$ は、線形関数である。

【0068】

比較器 72 は、反転入力端子に入力された受光電圧 V と、非反転入力端子に入力された基準電圧 V_s とを比較して、第 1 APC 信号 A_1 を生成する。第 1 APC 信号 A_1 は、1 ビット信号であり、 $V > V_s$ の場合には High レベル、 $V < V_s$ の場合に Low レベルとなる。

【0069】

第 1 LED 駆動部 60 a は、第 1 光量設定値 S_1 に基づいて駆動電流を生成するとともに、この駆動電流を第 1 APC 信号 A_1 に基づいて調整する。具体的には、第 1 LED 駆動部 60 a は、第 1 APC 信号 A_1 が High レベルの場合には、第 1 LED 30 a に供給する駆動電流量を下げて、第 1 LED 30 a の射出光量を減少させ、Low レベルの場合には、第 1 LED 30 a に供給する駆動電流量を上げて、第 1 LED 30 a の射出光量を増加させる。

【0070】

第 1 LED 30 a に温度変化等が生じて射出光量が変動すると、第 1 受光部 56 a から出力される受光電流 I が変動し、この受光電流 I の変動に伴って受光電圧 V が基準電圧 V_s からずれる。上記のように、比較器 72 が受光電圧 V と基準電圧 V_s との差異に応じた第 1 APC 信号 A_1 を生成し、第 1 LED 駆動部 60 a が第 1 APC 信号 A_1 に基づいて第 1 LED 30 a の射出光量を調整することにより、射出光量の変動が抑制され、安定化する。

【0071】

第 2 ~ 第 4 APC 部 62 b ~ 62 d は、第 1 APC 部 62 a と同様の構成であるので、説明は省略する。

【0072】

次に、第 1 補正部 61 a の詳細を説明する。第 1 補正部 61 a は、図 15 に示す LUT を用いて、光源制御部 33 から入力される第 1 光量設定値 S_1 を、第 1 光量設定値 S_1' に変換する。この LUT は、非線形式である式 (1) に基づいて作成されている。

【0073】

$$S_1' = g^{-1}(S_1) \cdots (1)$$

【0074】

式 (1) 中の関数 $g^{-1}(S_1)$ は、式 (2) で表される関数 $g(S_1)$ の逆関数である。

【0075】

$$g(S_1) = S_1 \times (1 + \quad (S_1)) \cdots (2)$$

【0076】

ここで、 (S_1) は、第 1 LED 30 a から射出される赤色光 LR の分光強度特性と

10

20

30

40

50

、第1受光部56aの分光感度特性とにより求まる誤差率であり、式(3)で表される。
は定数である。

【0077】

$$(S1) = \times (1 - S1 / S1_{max}) \cdots (3)$$

【0078】

図16に、第1LED30aから射出される赤色光LRの分光強度特性を示す。このように、赤色光LRは、射出光量の変化に伴って、強度スペクトルのピーク位置が変動する。具体的には、赤色光LRの強度スペクトルのピーク位置は、射出光量が最大光量から低下するに連れて、低波長側にシフトする。このピーク位置のシフト量と射出光量との関係はほぼ線形である。

10

【0079】

図17に、第1受光部56aの分光感度特性を示す。第1受光部56aの感度は、可視光の波長帯域で、波長に対してほぼ線形に変化する。具体的には、第1受光部56aの感度は、赤色光LRの強度スペクトルのピーク位置が変化する波長域ではほぼ線形に変化し、波長が低下するに連れて感度が低下する。

【0080】

第1光量設定値S1が赤色光LRの射出光量に比例するのに対して、第1受光部56aから出力される受光電流I及び受光電圧Vは、赤色光LRの射出光量と、第1受光部56aの赤色光LRに対する感度との積に比例するので、第1光量設定値S1と受光電圧Vとの関係は非線形である。

20

【0081】

具体的には、図18に示すように、第1光量設定値S1で第1LED30aを駆動した場合における受光電圧V1は、第1受光部56aの感度の波長依存性に起因した量だけ、本来の受光電圧(感度の波長依存がない場合の受光電圧)V0より低下してしまう。

【0082】

もし、第1補正部61aによる第1光量設定値S1の補正を行わなければ、第1APC部62aは、受光電圧V0を前述の基準電圧Vsとし、受光電圧V1が基準電圧Vsとなるように、第1LED30aの射出光量を調整するAPC信号を生成する。この結果、第1LED駆動部60aによりAPC信号に基づく調整が行われた後の赤色光LRの射出光量W'(S1)は、図19に示すように、本来の射出光量W(S1)よりもh(S1)だけ増加してしまう。

30

【0083】

この増加量h(S1)の本来の射出光量W(S1)に対する割合(h(S1)/W(S1))が、前述の誤差率(S1)である。この誤差率(S1)は、第1受光部56aの感度変化に反比例することから、図20に示すように、第1光量設定値S1が低下して受光電圧Vが低下するに連れて増加する(例えば、第1光量設定値S1を最大値S1maxの1/20倍とすると、誤差率(S1)は約1.8%となる)。そして、外挿演算により得られる誤差率(0)の値が、前述の定数である。したがって、APC後の射出光量W'(S1)は、式(4)で表される。

【0084】

$$W'(S1) = W(S1) \times (1 + (S1)) \cdots (4)$$

40

【0085】

この式(4)から、APC後の射出光量W'(S1)と第1光量設定値S1とを線形化するためには、式(1)に基づいて第1光量設定値S1を補正すれば良いことが分かる。

【0086】

具体的には、式(1)に基づく補正を第1補正部61aが行うことにより、補正後の第1光量設定値S1'が第1APC部62aに入力される。この結果、図18に示すように、第1光量設定値S1で第1LED30aを駆動した場合における受光電圧V1が基準電圧Vsとされ、本来の射出光量W(S1)からの変動が抑制される。すなわち、APC後の射出光量W'(S1)は本来の射出光量W(S1)となり、第1光量設定値S1との関

50

係が線形化する。

【 0 0 8 7 】

第 2 ~ 第 4 補正部 6 1 b ~ 6 1 d は、第 1 補正部 6 1 a と同様の構成であるので、説明は省略する。

【 0 0 8 8 】

次に、内視鏡システム 1 0 の作用を説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 1 1 をプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 に接続し、プロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 の電源を入れて、内視鏡システム 1 0 を起動する。

【 0 0 8 9 】

内視鏡 1 1 の挿入部 1 6 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、第 4 L E D 3 0 d を除く第 1 ~ 第 3 L E D 3 0 a ~ 3 0 c が同時に点灯する。第 1 ~ 第 3 L E D 3 0 a ~ 3 0 c から、それぞれ赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B が射出されて、光路統合部 3 1 に入射する。光路統合部 3 1 は、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B を合波して白色光 L W を生成する。この白色光 L W は、光路統合部 3 1 から射出されて、内視鏡 1 1 のライトガイド 3 5 に供給される。

【 0 0 9 0 】

内視鏡 1 1 では、白色光 L W がライトガイド 3 5 を通じて照明窓 2 2 に導光され、照明窓 2 2 から観察部位に照射される。観察部位で反射した白色光 L W の反射光は、観察窓 2 3 から撮像素子 3 6 に入射する。撮像素子 3 6 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、A F E 3 7 により C D S、A G C、A / D 変換等の処理が施されて、デジタル信号として、プロセッサ装置 1 2 の D S P 4 1 に入力される。

【 0 0 9 1 】

D S P 4 1 は、内視鏡 1 1 から入力されたデジタルの撮像信号に対して、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 4 3 に記憶させる。画像処理部 4 2 は、フレームメモリ 4 3 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、表示制御回路 4 4 を介してモニタ 1 4 に表示させる。この通常観察画像は、撮像素子 3 6 のフレームレートに従って更新される。

【 0 0 9 2 】

また、D S P 4 1 は、内視鏡 1 1 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、コントローラ 4 0 に入力する。コントローラ 4 0 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 1 3 の光源制御部 3 3 に入力する。

【 0 0 9 3 】

光源制御部 3 3 は、調光信号に基づいて、光量設定値を調整して駆動部 3 2 に入力する。通常観察モードでは、駆動部 3 2 には、第 1 ~ 第 3 L E D 3 0 a ~ 3 0 c の射出光量を設定するための第 1 ~ 第 3 光量設定値 S 1 ~ S 3 が光源制御部 3 3 から入力される。駆動部 3 2 では、第 1 ~ 第 3 補正部 6 1 a ~ 6 1 c により、第 1 ~ 第 3 光量設定値 S 1 ~ S 3 が L U T に基づいて補正される。例えば、第 1 光量設定値 S 1 は、上式 (1) に基づいて作成された L U T により補正される。第 2 及び第 3 光量設定値 S 2 , S 3 についても同様である。

【 0 0 9 4 】

第 1 ~ 第 3 補正部 6 1 a ~ 6 1 c により補正された補正後の第 1 ~ 第 3 光量設定値 S 1 ' ~ S 3 ' は、それぞれ第 1 ~ 第 3 A P C 部 6 2 a ~ 6 2 c に入力される。第 1 A P C 部 6 2 a では、基準電圧生成部 7 1 により、補正後の第 1 光量設定値 S 1 ' に基づいて、基準電圧 V s が生成される。また、第 1 受光部 5 6 a が第 1 L E D 3 0 a から射出された赤色光 L R の一部を受光して、受光電流 I を出力する。この受光電流 I は、I / V 変換部 7 0 により受光電圧 V に変換される。この受光電圧 V と基準電圧 V s とが比較器 7 2 に入力され、受光電圧 V と基準電圧 V s との大小関係を表す第 1 A P C 信号 A 1 が生成される。

【 0 0 9 5 】

10

20

30

40

50

第1 LED駆動部60aは、第1光量設定値S1に基づいて駆動電流を生成するとともに、この駆動電流を第1APC信号A1に基づいて調整し、調整後の駆動電流を第1LED30aに供給して赤色光LRを発生させる。

【0096】

図16に示すように赤色光LRの強度スペクトルのピーク位置が射出光量の変化に伴って変動することと、図17に示すように第1受光部56aの感度が波長依存性を有することにより、図18に示すように、第1光量設定値S1で第1LED30aを駆動した場合に得られる受光電圧V1は、本来の受光電圧V0より低下する。第1光量設定値S1を補正しない場合には、受光電圧V0が基準電圧Vsとなり、受光電圧V1が基準電圧Vsとなるように、第1LED30aの射出光量の調整が行われるので、図19に示すように、射出光量W'(S1)が本来の射出光量W(S1)よりも増加してしまう。しかし、第1補正部61aによる補正後の第1光量設定値S1'を用いることで、受光電圧V1が基準電圧Vsとなるので、APC後の射出光量W'(S1)は本来の射出光量W(S1)となり、第1光量設定値S1との関係が線形化する。

10

【0097】

第2及び第3APC部62b, 62cと、第2及び第3LED駆動部60b, 60cとは、第1APC部62aと第1LED駆動部60aと同様の動作を行う。したがって、APC後の第1～第3LED30a～30cの射出光量と、第1～第3光量設定値S1～S3との関係は、それぞれ線形化されている。これにより、調光制御等で第1～第3光量設定値S1～S3を変化させても、照明光である白色光LW中の赤色光LR、緑色光LG、青色光LB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。

20

【0098】

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～第4LED30a～30dが全て同時に点灯する。この場合、光路統合部31により、白色光LWに、紫色光LVが混合された混合光が生成されて、内視鏡11のライトガイド35に供給される。

【0099】

内視鏡11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12に入力される。プロセッサ装置12では、画像処理部42が血管強調観察画像を生成し、表示制御回路44が血管強調観察画像をモニタ14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。

30

【0100】

光源装置13では、駆動部32には、第1～第3光量設定値S1～S3に加えて、第4LED30dの射出光量を設定するための第4光量設定値S4が光源制御部33から入力される。駆動部32では、第1～第4LED駆動部60a～60d、第1～第4補正部61a～61d、第1～第4APC部62a～62dの全てが動作すること以外は、通常観察モードの場合と同様である。

【0101】

なお、上記実施形態では、第1～第4補正部61a～61dが補正に用いるLUTを、式(1)等で表される関数に基づいて作成しているが、第1～第4光量設定値S1～S4と、第1～第4LED30a～30dの射出光量との関係を実測することによりLUTを作成しても良い。また、第1～第4光量設定値S1～S4と、第1～第4APC部62a～62dの受光電流Iや受光電圧Vとの関係を実測することによりLUTを作成することも可能である。

40

【0102】

また、上記実施形態では、第1～第4光量設定値S1～S4を補正しているが、これに代えて、第1～第4受光部56a～56dの受光信号(受光電流または受光電圧)を補正することにより、第1～第4光量設定値S1～S4と、APC後の第1～第4LED30a～30dの射出光量との関係をそれぞれ線形化しても良い。この場合には、例えば、図

50

18に示す受光電圧Vを、光量設定値に対して線形となるように補正する。

【0103】

また、上記実施形態では、第1～第4APC部62a～62dの全てに補正部を設けているが、一部のAPC部にのみ（例えば、第1APC部62aのみ）に補正部を設けても良い。

【0104】

また、上記実施形態では、第1～第4LED30a～30dからの射出光の一部を第1～第4受光部56a～56dにそれぞれ導光させるために第1～第4ガラス板55a～55dを設けているが、これらのガラス板に代えて、光ファイバ等の他の導光部材を用いても良い。

10

【0105】

また、上記実施形態では、第1～第4LED30a～30dの全てに対して受光部を設けているが、第1～第4LED30a～30dのうちの一部のLEDに対して受光部を設けてAPCを行っても良い。

【0106】

また、上記実施形態では、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を発する第4LED30dを設けているが、第4LED30dに代えて、または第4LED30d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

【0107】

また、上記実施形態では、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。

【0108】

また、上記実施形態では、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。

【0109】

また、上記実施形態では、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、撮像素子36としてモノクロ撮像素子を用いることが好ましい。

30

【0110】

また、上記実施形態では、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。

【0111】

なお、特許請求の範囲中の「光源駆動部」、「光量制御部」は、実施形態中の「LED駆動部」、「APC部」にそれぞれ対応する。また、特許請求の範囲中の「駆動信号」、「受光信号」、「基準信号」は、実施形態中の「駆動電流」、「受光電流または受光電圧」、「基準電圧」にそれぞれ対応する。

40

【符号の説明】

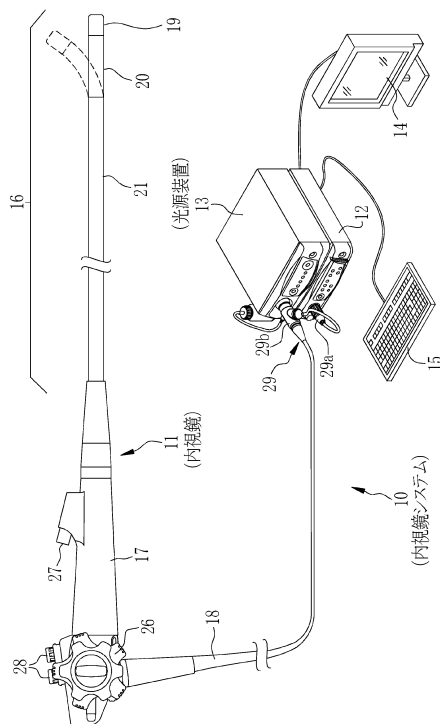
【0112】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 13 光源装置
- 30 光源部

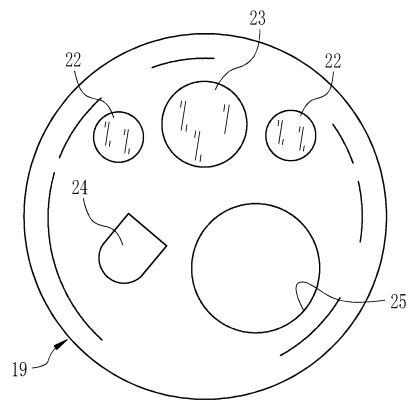
50

- 30 a ~ 30 d 第1 ~ 第4 LED
- 31 光路統合部
- 32 駆動部
- 33 光源制御部
- 56 a ~ 56 d 第1 ~ 第4 受光部
- 57 a 第1 波長制限フィルタ
- 57 b 第2 波長制限フィルタ
- 60 a ~ 60 d 第1 ~ 第4 LED 駆動部
- 61 a ~ 61 d 第1 ~ 第4 補正部
- 62 a ~ 62 d 第1 ~ 第4 APC 部
- 70 電流電圧変換部
- 71 基準電圧生成部
- 72 比較器

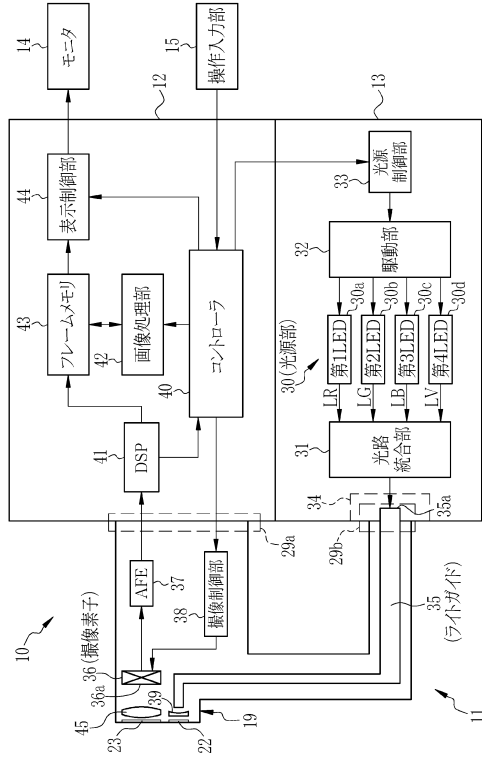
【 図 1 】



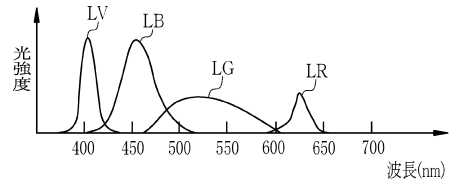
【 図 2 】



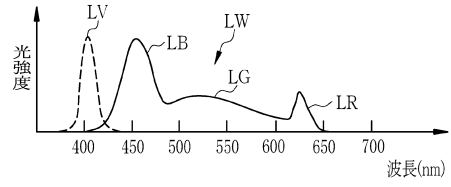
【図3】



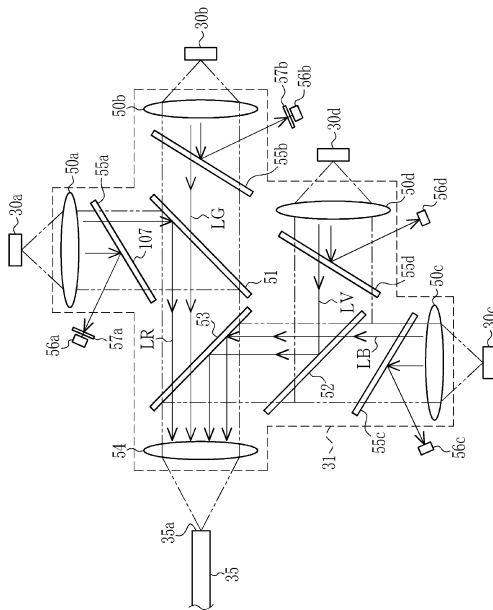
【図4】



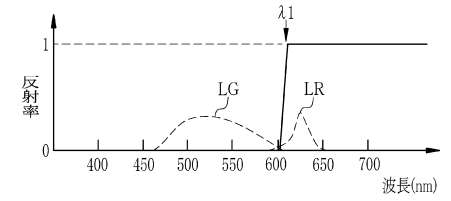
【図5】



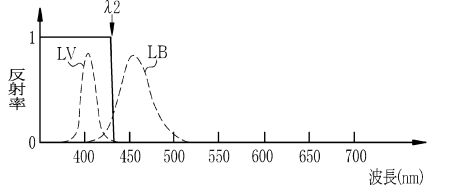
【図6】



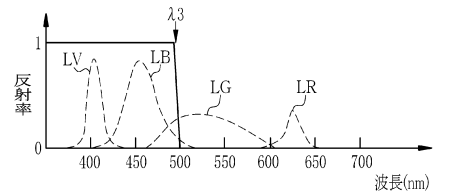
【図7】



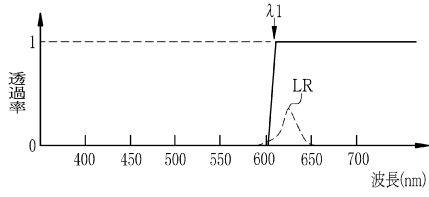
【図8】



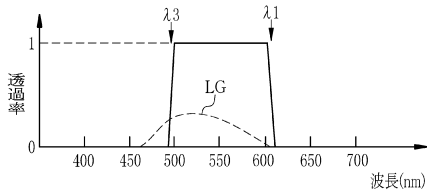
【図9】



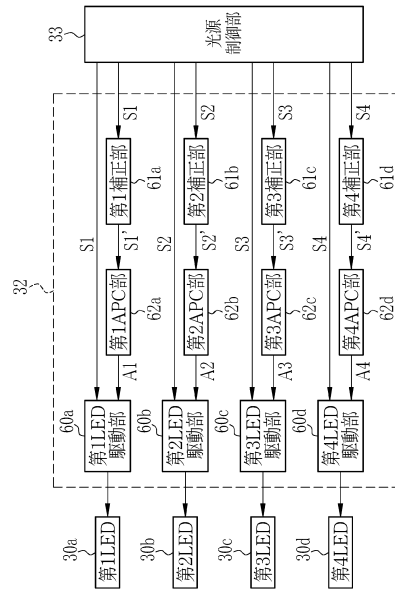
【図10】



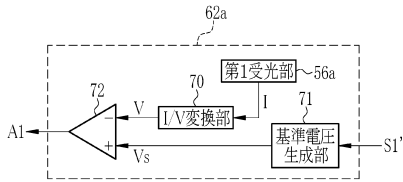
【図11】



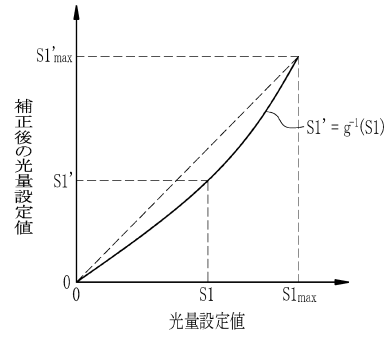
【図12】



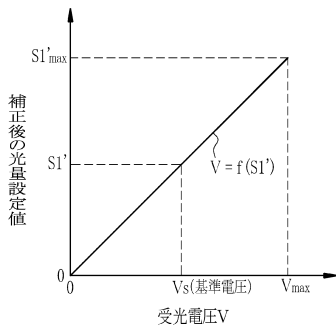
【図13】



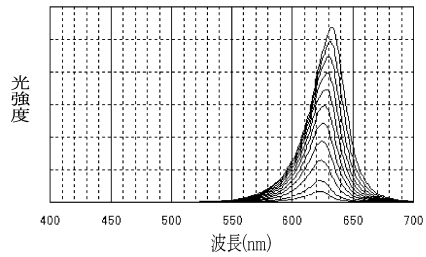
【図15】



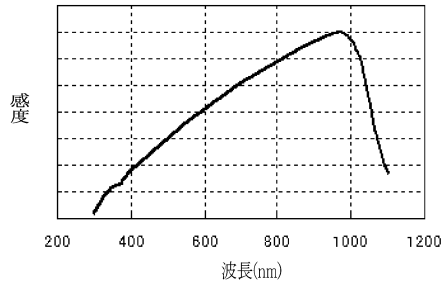
【図14】



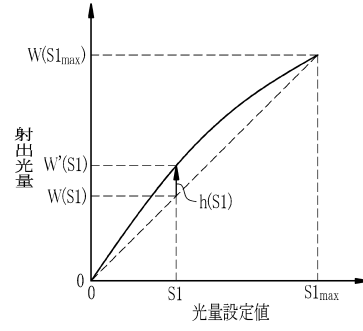
【図16】



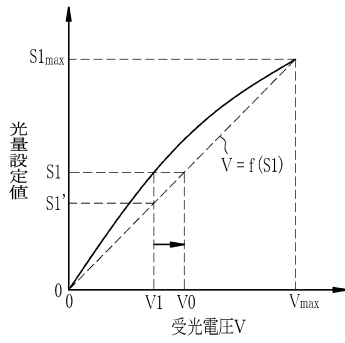
【図17】



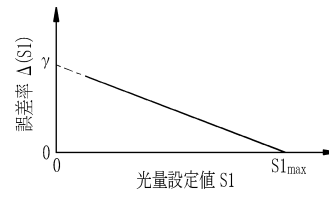
【図19】



【図18】



【図20】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2010-158413(JP,A)
特開2000-029143(JP,A)
特開2001-255595(JP,A)
特開2006-317681(JP,A)
特開昭61-159865(JP,A)
特開2002-252411(JP,A)
特開2008-091477(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6100674B2	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	JP2013228186	申请日	2013-11-01
[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 小澤聡 大橋永治		
发明人	森本 美範 小澤 聡 大橋 永治		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/CA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR23		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2015085097A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种光源装置和内窥镜的内窥镜系统，其能够以线性化的喷射量和APC后的光量设定值之间的关系。内窥镜光源装置包括LED，并且LED驱动单元，和光源控制器，和APC单元，以及校正单元。LED驱动部分向LED提供驱动电流以发光。光源控制单元将光量设置值输入到LED驱动单元，并产生与光量设置值对应的驱动电流。APC单元接收从光接收单元处的LED发出的光的一部分以产生光接收电压，将光接收电压与对应于光量设定值的参考信号进行比较，并调节驱动电流。校正单元校正APC单元中使用的光量设置值，使得在调节驱动电流之后光量设置值与来自LED的光的发光量之间的关系被线性化。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6100674号 (P6100674)
(45) 発行日 平成29年3月22日(2017.3.22)	(24) 登録日 平成29年3月3日(2017.3.3)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 11 (全 20 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-228186 (P2013-228186)	(73) 特許権者 306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 100075281	
(22) 出願日 平成25年11月1日(2013.11.1)	(74) 代理人 弁理士 小林 和典	
(65) 公開番号 特開2015-85097 (P2015-85097A)	(72) 発明者 森本 美範 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内	
(43) 公開日 平成27年5月7日(2015.5.7)	(72) 発明者 小澤 聡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内	
審査請求日 平成28年2月19日(2016.2.19)	(72) 発明者 大橋 永治 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内	
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