

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6129731号
(P6129731)

(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 1/06 (2006.01)
 G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
 A 6 1 B 1/06 B
 G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-265250 (P2013-265250)
 (22) 出願日 平成25年12月24日 (2013.12.24)
 (65) 公開番号 特開2015-119836 (P2015-119836A)
 (43) 公開日 平成27年7月2日 (2015.7.2)
 審査請求日 平成28年2月19日 (2016.2.19)

(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
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (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
 (72) 発明者 小澤 聡
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 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】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光を発する励起光源と、

前記励起光が照射されて蛍光を発し、かつ、周期的な移動を行い、前記励起光の照射位置が周期的に変化する蛍光体と、

前記蛍光により照射された検体を一定のフレーム周期で撮像し、前記フレーム周期毎に、電荷蓄積時間内に光電変換により生成されて蓄積された信号電荷に応じた撮像信号を生成する撮像素子と、

前記蛍光体及び前記撮像素子の駆動を制御して、前記蛍光体の移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させる制御部と、

前記撮像信号に基づいて前記電荷蓄積時間を変更する露出制御部と、

前記撮像信号または前記電荷蓄積時間を補正して、前記撮像信号と前記電荷蓄積時間との関係を線形化する補正部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記制御部は、前記移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させた状態で、前記電荷蓄積時間を変更しながら、前記撮像素子から前記撮像信号を取得することにより、前記撮像信号と前記電荷蓄積時間との関係を線形化するための補正值を算出し、

前記補正部は、前記補正值に基づいて前記補正を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記補正部は、前記励起光源を駆動する駆動信号が特定範囲内である場合にのみ前記補正を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記補正部は、前記撮像信号のゲイン補正を行うものであり、
前記蛍光と異なる波長帯の光を発する光源と、
前記光と前記蛍光との光路を統合する光路統合部とを備え、
前記撮像素子は、前記光と前記蛍光とが合波された混合光を撮像することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記補正部は、前記電荷蓄積時間を補正するものであり、
前記蛍光と異なる波長帯の光を発する光源と、
前記光と前記蛍光との光路を統合する光路統合部とを備え、
前記撮像素子は、前記光と前記蛍光とをそれぞれ個別に撮像することを特徴とすることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮像素子は、CCD イメージセンサであることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

励起光を発する励起光源と、
前記励起光が照射されて蛍光を発し、かつ、周期的な移動を行い、前記励起光の照射位置が周期的に変化する蛍光体と、
前記蛍光により照射された検体を一定のフレーム周期で撮像し、前記フレーム周期毎に、電荷蓄積時間内に光電変換により生成されて蓄積された信号電荷に応じた撮像信号を生成する撮像素子と、

前記蛍光体及び前記撮像素子の駆動を制御して、前記蛍光体の移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させる制御部と、

前記撮像信号をゲイン補正するゲイン補正部とを備え、

前記撮像素子は、画素行毎に電荷蓄積期間が異なるローリングシャッタ方式で駆動される CMOS イメージセンサであり、

前記制御部は、前記移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させた状態で、前記電荷蓄積時間を変更しながら前記撮像素子から前記撮像信号を取得し、前記撮像信号の前記電荷蓄積時間に対する変化量を求めることより前記蛍光の光量ムラデータを取得し、

前記ゲイン補正部は、前記光量ムラデータに基づいて、前記画素行毎に前記ゲイン補正を行うことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 8】

前記蛍光体は、回転駆動される回転蛍光体であることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

励起光を発する励起光源と、
前記励起光が照射されて蛍光を発し、かつ、周期的な移動を行い、前記励起光の照射位置が周期的に変化する蛍光体と、

前記蛍光により照射された検体を一定のフレーム周期で撮像し、前記フレーム周期毎に、電荷蓄積時間内に光電変換により生成されて蓄積された信号電荷に応じた撮像信号を生成する撮像素子と、

を備えた内視鏡システムの作動方法において、

制御部が、前記蛍光体及び前記撮像素子の駆動を制御して、前記蛍光体の移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させるステップと、

露出制御部が、前記撮像信号に基づいて前記電荷蓄積時間を変更するステップと、

補正部が、前記撮像信号または前記電荷蓄積時間を補正して、前記撮像信号と前記電荷

10

20

30

40

50

蓄積時間との関係を線形化するステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、回転等の周期的な移動を行う移動型の蛍光体が光源装置に設けられた内視鏡システム及びその作動方法に関する。

【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、照明光が照射された検体内を、撮像素子により撮像して撮像信号を生成する。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】

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。

【0004】

また、緑色光の高輝度化を図るために、励起光（レーザ）を発する励起光源と、この励起光を受けて緑色の蛍光を発する蛍光体とを用いた内視鏡用光源装置がある。さらに、蛍光体として、回転駆動され、回転に伴って励起光の照射位置が移動する回転蛍光体を用いた内視鏡用光源装置が知られている（特許文献1、2参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-215435号公報

【特許文献2】特開2013-202305号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1、2に記載されているように、回転等の周期的な移動を行う移動型の蛍光体を用いることにより、蛍光体上での励起光の照射位置が移動するため、蛍光体の劣化が低減されるが、蛍光体上の励起光の照射位置が周期的に変化するので、蛍光体から発せられる蛍光に周期的な光量ムラ（輝度ムラ）が生じるという問題がある。これは、蛍光体の各照射位置の発光特性が、蛍光体層の厚みや変換効率の差異によりばらつくためである。

【0007】

この蛍光を含む照明光により照射された検体を撮像素子により周期的に複数フレーム撮像すると、上記光量ムラにより各フレーム周期での蛍光の積算光量が変化するため、フレーム間で明るさが変動するという問題がある。

【0008】

本発明は、周期的な移動を行う移動型の蛍光体に起因するフレーム間の明るさの変動を抑えることを可能とする内視鏡システム及びその作動方法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】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、励起光を発する励起光源と、励起光が照射されて蛍光を発し、かつ、周期的な移動を行い、励起光の照射位置が周期的に変化する蛍光体と、蛍光により照射された検体を一定のフレーム周期で撮像し、フレ

10

20

30

40

50

ム周期毎に、電荷蓄積時間内に光電変換により生成されて蓄積された信号電荷に応じた撮像信号を生成する撮像素子と、蛍光体及び撮像素子の駆動を制御して、蛍光体の移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させる制御部と、撮像信号に基づいて電荷蓄積時間を変更する露出制御部と、撮像信号または電荷蓄積時間を補正して、撮像信号と電荷蓄積時間との関係を線形化する補正部とを備える。

【 0 0 1 2 】

制御部は、移動周期の整数倍をフレーム周期に一致させた状態で、電荷蓄積時間を変更しながら、撮像素子から撮像信号を取得することにより、撮像信号と電荷蓄積時間との関係を線形化するための補正值を算出し、補正部は、補正值に基づいて補正を行うことが好ましい。この補正部は、励起光源を駆動する駆動信号が特定範囲内である場合にのみ補正を行うことが好ましい。

10

【 0 0 1 3 】

補正部は、撮像信号のゲイン補正を行うものであり、蛍光と異なる波長帯の光を発する光源と、この光と蛍光との光路を統合する光路統合部とを備え、撮像素子は、上記光と蛍光とが合波された混合光を撮像することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

また、補正部は、電荷蓄積時間を補正するものであり、蛍光と異なる波長帯の光を発する光源と、この光と蛍光との光路を統合する光路統合部とを備え、撮像素子は、上記光と蛍光とをそれぞれ個別に撮像するものであっても良い。

【 0 0 1 5 】

撮像素子は、CCDイメージセンサであることが好ましい。

20

【 0 0 1 6 】

本発明の内視鏡システムは、励起光を発する励起光源と、励起光が照射されて蛍光を発し、かつ、周期的な移動を行い、励起光の照射位置が周期的に変化する蛍光体と、蛍光により照射された検体を一定のフレーム周期で撮像し、フレーム周期毎に、電荷蓄積時間内に光電変換により生成されて蓄積された信号電荷に応じた撮像信号を生成する撮像素子と、蛍光体及び撮像素子の駆動を制御して、蛍光体の移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させる制御部と、撮像信号をゲイン補正するゲイン補正部とを備える。撮像素子は、画素行毎に電荷蓄積期間が異なるローリングシャッタ方式で駆動されるCMOSイメージセンサである。制御部は、移動周期の整数倍を前記フレーム周期に一致させた状態で、電荷蓄積時間を変更しながら撮像素子から撮像信号を取得し、撮像信号の電荷蓄積時間に対する変化量を求めることより蛍光の光量ムラデータを取得し、ゲイン補正部は、光量ムラデータに基づいて、画素行毎に前記ゲイン補正を行う。

30

【 0 0 1 8 】

蛍光体は、回転駆動される回転蛍光体であることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

さらに、本発明の内視鏡システムの作動方法は、励起光を発する励起光源と、励起光が照射されて蛍光を発し、かつ、周期的な移動を行い、励起光の照射位置が周期的に変化する蛍光体と、蛍光により照射された検体を一定のフレーム周期で撮像し、フレーム周期毎に、電荷蓄積時間内に光電変換により生成されて蓄積された信号電荷に応じた撮像信号を生成する撮像素子と、を備えた内視鏡システムの作動方法において、制御部が、蛍光体及び撮像素子の駆動を制御して、蛍光体の移動周期の整数倍をフレーム周期に一致させるステップと、露出制御部が、撮像信号に基づいて電荷蓄積時間を変更するステップと、補正部が、撮像信号または電荷蓄積時間を補正して、撮像信号と電荷蓄積時間との関係を線形化するステップとを備える。

40

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、蛍光体及び撮像素子の駆動を制御して、蛍光体の移動周期の整数倍を、撮像素子のフレーム周期に一致させるので、蛍光の積算光量が各フレーム周期で等しく、周期的な移動を行う移動型の蛍光体に起因するフレーム間の明るさの変動が抑えられる

50

。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】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】回転蛍光体の平面図である。

【図 5】緑色光の光量ムラを説明する図である。

【図 6】撮像素子及び撮像駆動部の構成を示す図である。

10

【図 7】カラーフィルタの構成を示す図である。

【図 8】回転蛍光体の回転周期と撮像素子のフレーム周期との関係を示す図である。

【図 9】回転周期の 3 倍をフレーム周期に一致させた例を示す図である。

【図 10】回転周期を電荷蓄積時間に一致させた例を示す図である。

【図 11】第 2 実施形態の内視鏡システムを示すブロック図である。

【図 12】撮像素子の電荷蓄積時間と G 信号値との関係を示すグラフである。

【図 13】G 信号のゲイン値と電荷蓄積時間との関係を示すグラフである。

【図 14】電荷蓄積時間と G 信号値との関係の取得方法を説明する図である。

【図 15】補正を実行する範囲の具体例を示す図である。

【図 16】C M O S イメージセンサの構成を示す図である。

20

【図 17】回転蛍光体の回転周期と C M O S イメージセンサのフレーム周期との関係を示す図である。

【図 18】回転周期を電荷蓄積時間に一致させた例を示す図である。

【図 19】往復運動を行う蛍光体の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

〔第 1 実施形態〕

図 1 において、内視鏡システム 10 は、検体として生体内の観察部位を撮像する電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）11 と、撮像により得られた撮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 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）13 と、表示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等の操作入力部 15 が接続されている。

30

【 0 0 2 3 】

内視鏡システム 10 は、観察部位を通常光（白色光）により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を有する。これらの観察モードは、操作入力部 15 により選択可能である。

【 0 0 2 4 】

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。

40

【 0 0 2 5 】

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 6 】

内視鏡 11 は、生体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、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に接続するためのユニバーサルコード 18 とを備えている。挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 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。

50

【 0 0 2 7 】

図 2 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 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 2 3 と、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 と、鉗子や電気メス等の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 とが設けられている。観察窓 2 3 の奥には、撮像素子 6 2 や対物光学系 6 6 (図 3 参照) が内蔵されている。

【 0 0 2 8 】

湾曲部 2 0 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 1 7 のアングルノブ 2 6 の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 2 0 を湾曲させることにより、先端部 1 9 が所望の方向に向けられる。可撓管部 2 1 は、可撓性を有しており、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 1 6 には、撮像素子 6 2 を駆動するための駆動信号や、撮像素子 6 2 が出力する撮像信号を伝達する信号ケーブルや、光源装置 1 3 から供給される照明光を照明窓 2 2 に導光するライトガイド 6 0 (図 3 参照) が挿通されている。

10

【 0 0 2 9 】

操作部 1 7 には、アングルノブ 2 6 の他、処置具を挿入するための鉗子口 2 7、送気・送水ノズル 2 4 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 2 8、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。

【 0 0 3 0 】

ユニバーサルコード 1 8 には、挿入部 1 6 から延設される通信ケーブルやライトガイド 6 0 が挿通されており、プロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 側の一端には、コネクタ 2 9 が取り付けられている。コネクタ 2 9 は、通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b とはそれぞれ、プロセッサ装置 1 2 と光源装置 1 3 とに着脱自在に接続される。通信用コネクタ 2 9 a には通信ケーブルの一端が配置されている。光源用コネクタ 2 9 b にはライトガイド 6 0 の入射端 6 0 a (図 3 参照) が配置されている。

20

【 0 0 3 1 】

図 3 において、光源装置 1 3 は、LED 光源部 3 0 と、LED 駆動部 3 1 と、緑色光ユニット 3 2 と、光路統合部 3 3 と、光源制御部 3 4 とを有している。LED 光源部 3 0 は、赤色光 LR を発する赤色 LED (R - LED) 3 0 a と、青色光 LB を発する青色 LED (B - LED) 3 0 b と、紫色光 LV を発する紫色 LED (V - LED) 3 0 c とで構成されている。

30

【 0 0 3 2 】

赤色光 LR は、例えば、波長帯域が $615\text{ nm} \sim 635\text{ nm}$ であり、中心波長が $620 \pm 10\text{ nm}$ である。青色光 LB は、例えば、波長帯域が $440\text{ nm} \sim 470\text{ nm}$ であり、中心波長が $455 \pm 10\text{ nm}$ である。紫色光 LV は、例えば、波長帯域が $395\text{ nm} \sim 415\text{ nm}$ であり、中心波長が $405 \pm 10\text{ nm}$ である。

【 0 0 3 3 】

LED 駆動部 3 1 は、光源制御部 3 4 の制御に基づいて、R - LED 3 0 a、B - LED 3 0 b、V - LED 3 0 c のそれぞれを駆動するための LED 駆動信号 (駆動電流または駆動電圧) を生成し、各 LED 3 0 a ~ 3 0 c に供給する。

40

【 0 0 3 4 】

緑色光ユニット 3 2 は、回転蛍光体 4 0 と、回転モータ 4 1 と、モータ駆動部 4 2 と、青色レーザダイオード (B - LD) 4 3 と、LD 駆動部 4 4 と、ダイクロイックミラー 4 5 と、第 1 及び第 2 レンズ 4 6、4 7 と、位相センサ 4 8 とにより構成されている。

【 0 0 3 5 】

回転蛍光体 4 0 は、円盤状のホイール板 5 0 と、ホイール板 5 0 の一方の面 5 0 a に設けられた蛍光体層 5 1 とで構成されている。ホイール板 5 0 は、銅、アルミニウム、ステンレス等の金属で形成されている。

【 0 0 3 6 】

50

蛍光体層 51 は、図 4 に示すように、ホイール板 50 の一方の面 50a に形成された凹部 52 に埋設されている。この凹部 52 は、ホイール板 50 の回転軸 53 を中心とした円周状に形成されている。蛍光体層 51 は、励起光源としての B-LD 43 から射出される励起光 LE により緑色波長帯域の蛍光（緑色光 LG）を発する蛍光体により形成されている。この緑色光 LG は、例えば、500nm～600nm の波長帯域を有する。

【0037】

LD 駆動部 44 は、光源制御部 34 の制御に基づいて、B-LD 43 を駆動するための LD 駆動信号（駆動電流または駆動電圧）を生成し、B-LD 43 に供給する。B-LD 43 は、複数のレーザダイオードを 2 次元アレイ状に配列したものであり、励起光 LE として青色レーザ光を射出する。

10

【0038】

第 1 レンズ 46 は、B-LD 43 が射出する励起光 LE の光路上に配置されており、励起光 LE を集光する。ダイクロイックミラー 45 は、励起光 LE を反射させ、励起光 LE 以外の波長帯の光を透過させる。このダイクロイックミラー 45 は、励起光 LE の光路上に、第 1 レンズ 46 で集光された励起光 LE が 45° で入射するように配置されている。すなわち、ダイクロイックミラー 45 は、第 1 レンズ 46 により集光された励起光 LE を 90° 偏角して反射させる。

【0039】

第 2 レンズ 47 は、ダイクロイックミラー 45 により反射された励起光 LE の光路上に配置されており、励起光 LE を集光する。第 2 レンズ 47 により集光された励起光 LE は、回転蛍光体 40 の蛍光体層 51 に照射される。

20

【0040】

回転モータ 41 は、回転蛍光体 40 を、その回転軸 53 を中心として回転させる。モータ駆動部 42 は、光源制御部 34 の制御に基づいて、回転モータ 41 を駆動するための回転駆動信号を生成し、回転モータ 41 に供給する。回転モータ 41 は、回転駆動信号に応じた回転速度で回転蛍光体 40 を回転させる。励起光 LE は、回転蛍光体 40 が回転駆動されている状態で、蛍光体層 51 の一部分に照射され続ける。したがって、蛍光体層 51 上の励起光 LE の照射位置 54 は、回転蛍光体 40 の回転とともに移動する。

【0041】

蛍光体層 51 の照射位置 54 から緑色光 LG が発生する。この緑色光 LG は、第 2 レンズ 47 により集光される。第 2 レンズ 47 により集光された緑色光 LG は、ダイクロイックミラー 45 を透過し、緑色光ユニット 32 から射出される。

30

【0042】

緑色光ユニット 32 から射出される緑色光 LG の光量は、図 5 に示すように、回転蛍光体 40 の回転周期 T_c に応じて周期的に変化する。この光量ムラは、蛍光体層 51 の照射位置 54 における特性（厚みや変換効率）に、ばらつきがあるためである。この光量ムラの大きさは、例えば最大光量の 20% 程度である（特開 2013-190548 号公報（図 4(a)）参照）。

【0043】

また、回転蛍光体 40 のホイール板 50 の外周面には、タイミングマーク 55 が形成されている。位相センサ 48 は、ホイール板 50 の外周面に対向配置されている。位相センサ 48 は、ホイール板 50 の回転にともなって、タイミングマーク 55 が近接位置を通過する際に、タイミングマーク 55 を検出してパルス状の検出信号を生成して、光源制御部 34 に入力する。

40

【0044】

具体的には、位相センサ 48 は、投光素子及び受光素子（いずれも図示せず）で構成された光センサである。位相センサ 48 は、投光素子からホイール板 50 の外周面に対して光を投光し、受光素子によりタイミングマーク 55 からの反射光を検出することにより、タイミングマーク 55 を検出する。なお、位相センサ 48 は、ホール素子や、回転モータ 41 に設けられたロータリーエンコーダであっても良い。

50

【 0 0 4 5 】

光源制御部 3 4 は、プロセッサ装置 1 2 のコントローラ 7 0 からの制御に基づき、LED 駆動部 3 1、モータ駆動部 4 2、LD 駆動部 4 4 を制御する。通常観察モード時には、光源制御部 3 4 は、R - LED 3 0 a、B - LED 3 0 b、及び B - LD 4 3 を点灯させるように LED 駆動部 3 1 及び LD 駆動部 4 4 を制御する。一方の血管強調観察モード時には、V - LED 3 0 c 及び B - LD 4 3 を点灯させるように LED 駆動部 3 1 及び LD 駆動部 4 4 を制御する。すなわち、通常観察モード時には、赤色光 L R、青色光 L B、及び緑色光 L G が発生され、血管強調観察モード時には、紫色光 L V 及び緑色光 L G が発生される。

【 0 0 4 6 】

また、光源制御部 3 4 は、モータ駆動部 4 2 を制御し、通常観察モード時及び血管強調観察モード時のいずれの場合にも回転蛍光体 4 0 を回転させる。光源制御部 3 4 は、位相センサ 4 8 から入力される検出信号に基づいて回転蛍光体 4 0 の回転位相（回転位置）を認識しながら回転蛍光体 4 0 を回転させる。

【 0 0 4 7 】

光路統合部 3 3 は、第 1 ~ 第 4 レンズ 5 6 a ~ 5 6 d と、第 1 ~ 第 3 ダイクロイックミラー 5 7 a ~ 5 7 c とで構成されている。第 1 レンズ 5 6 a は、R - LED 3 0 a が射出する赤色光 L R の光路上に配置されており、赤色光 L R を集光する。第 1 ダイクロイックミラー 5 7 a は、R - LED 3 0 a から射出される赤色光 L R の光路と、緑色光ユニット 3 2 から射出される緑色光 L G の光路との交点に配置されている。これらの 2 つの光路は互いに直交しており、赤色光 L R は第 1 ダイクロイックミラー 5 7 a の一方の面に 4 5 ° の角度で入射し、緑色光 L G は第 1 ダイクロイックミラー 5 7 a の他方の面に 4 5 ° の角度で入射する。

【 0 0 4 8 】

第 1 ダイクロイックミラー 5 7 a は、赤色光 L R を反射させ、赤色光 L R 以外の波長帯の光を透過させる。すなわち、第 1 ダイクロイックミラー 5 7 a は、第 1 レンズ 5 6 a により集光された赤色光 L R を反射により 9 0 ° 偏角するとともに、緑色光ユニット 3 2 から入射した緑色光 L G を透過させる。これにより、赤色光 L R の光路と、緑色光 L G の光路とが統合される。

【 0 0 4 9 】

第 2 レンズ 5 6 b は、B - LED 3 0 b が射出する青色光 L B の光路上に配置されており、青色光 L B を集光する。第 2 ダイクロイックミラー 5 7 b は、B - LED 3 0 b から射出される青色光 L B の光路と、統合された赤色光 L R 及び緑色光 L G の光路との交点に配置されている。これらの 2 つの光路は互いに直交しており、青色光 L B は第 2 ダイクロイックミラー 5 7 b の一方の面に 4 5 ° の角度で入射し、赤色光 L R 及び緑色光 L G は第 2 ダイクロイックミラー 5 7 b の他方の面に 4 5 ° の角度で入射する。

【 0 0 5 0 】

第 2 ダイクロイックミラー 5 7 b は、青色光 L B を反射させ、青色光 L B 以外の波長帯の光を透過させる。すなわち、第 2 ダイクロイックミラー 5 7 b は、第 2 レンズ 5 6 b により集光された青色光 L B を反射により 9 0 ° 偏角するとともに、赤色光 L R 及び緑色光 L G を透過させる。これにより、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B の各光路が統合される。

【 0 0 5 1 】

第 3 レンズ 5 6 c は、V - LED 3 0 c が射出する紫色光 L V の光路上に配置されており、紫色光 L V を集光する。第 3 ダイクロイックミラー 5 7 c は、V - LED 3 0 c から射出される紫色光 L V の光路と、統合された赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B の光路との交点に配置されている。これらの 2 つの光路は互いに直交しており、紫色光 L V は第 3 ダイクロイックミラー 5 7 c の一方の面に 4 5 ° の角度で入射し、赤色光 L R、緑色光 L G、青色光 L B は第 3 ダイクロイックミラー 5 7 c の他方の面に 4 5 ° の角度で入射する。

【 0 0 5 2 】

第3ダイクロイックミラー57cは、紫色光LVを反射させ、紫色光LV以外の波長帯の光を透過させる。すなわち、第3ダイクロイックミラー57cは、第3レンズ56cにより集光された紫色光LVを反射により90°偏角するとともに、赤色光LR、緑色光LG、青色光LBを透過させる。これにより、赤色光LR、緑色光LG、青色光LB、紫色光LVの各光路が統合される。

【 0 0 5 3 】

第4レンズ56dは、統合された赤色光LR、緑色光LG、青色光LB、紫色光LVの光路上で、かつ光源用コネクタ29bが接続されるレセプタクルコネクタ61の近傍に配置されている。第4レンズ56dは、光路統合部33から射出する光を集光して、内視鏡11のライトガイド60の入射端60aに入射させる。

10

【 0 0 5 4 】

通常観察モード時には、LED光源部30から赤色光LR及び青色光LBが射出されるとともに、緑色光ユニット32から緑色光LGが射出され、これらの光が光路統合部33により合波されて、混合光としてライトガイド60に供給される。一方の血管強調観察モード時には、LED光源部30から紫色光LVが射出されるとともに、緑色光ユニット32から緑色光LGが射出され、これらが光路統合部33により合波されて、混合光としてライトガイド60に供給される。

【 0 0 5 5 】

内視鏡11は、ライトガイド60と、撮像素子62と、撮像駆動部63、アナログ処理回路(AFE: Analog Front End)64とを有している。ライトガイド60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る。光源用コネクタ29bが光源装置13に接続されたときに、光源用コネクタ29bに配置されたライトガイド60の入射端60aが光路統合部33の出射端に対向する。先端部19に位置するライトガイド60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。

20

【 0 0 5 6 】

照明窓22の奥には、照射レンズ65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60により照射レンズ65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65は、凹レンズであり、ライトガイド60から出射する照明光を、観察部位の広い範囲に照射する。

30

【 0 0 5 7 】

観察窓23の奥には、対物光学系66を介して撮像素子62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66に入射し、対物光学系66によって撮像素子62の撮像面62aに結像される。

【 0 0 5 8 】

撮像素子62は、単板カラー方式のCCDイメージセンサである。具体的には、図6に示すように、撮像素子62は、複数のフォトダイオード(PD)80と、複数の垂直転送路(VCCD)81と、水平転送路(HCCD)82と、出力回路83とで構成されている。PD80は、受光した光をその光量に応じた信号電荷に変換して蓄積する光電変換素子であり、撮像面62aに2次元マトリクス状に配列されている。VCCD81は、PD80の垂直列毎に設けられており、各PD80から信号電荷を読み出して垂直転送する。HCCD82は、VCCD81から転送される信号電荷を出力回路83に向けて水平転送する。出力回路83は、HCCD82によって転送された信号電荷を信号電圧(撮像信号)に変換して出力する。

40

【 0 0 5 9 】

撮像面62aには、図7に示すカラーフィルタ84が設けられている。このカラーフィルタ84は、赤色(R)フィルタ84aと、緑色(G)フィルタ84bと、青色(B)フィルタ84cとで構成されている。各フィルタ84a, 84b, 84cは、1つのPD80に対応して、その光入射側に配置されている。カラーフィルタ84の色配列は、ベイヤ

50

一配列と呼ばれるものである。さらに、カラーフィルタ 84 上には、各 PD 80 に対応してマイクロレンズ（図示せず）が設けられている。

【0060】

前述の赤色光 LR、緑色光 LG、青色光 LB は、それぞれ R フィルタ 84 a、G フィルタ 84 b、B フィルタ 84 c が配置された PD 80 により受光される。また、紫色光 LV は、B フィルタ 84 c が配置された PD 80 により受光される。

【0061】

撮像駆動部 63 は、V ドライバ 85 と、H ドライバ 86 と、RS ドライバ 87 と、OFD ドライバ 88 とで構成されている。V ドライバ 85 は、VCCD 81 に、信号電荷を読み出し及び垂直転送を行うための読み出しパルス及び垂直転送パルスを供給する。H ドライバ 86 は、HCCD 82 に、水平転送を行うための水平転送パルスを供給する。RS ドライバ 87 は、出力回路 83 に、信号電圧に変換後の信号電荷を破棄するためのリセットパルスを供給する。OFD ドライバ 88 は、すべての PD 80 から蓄積電荷を破棄するためのオーバーフローレインパルスを供給する。

【0062】

撮像駆動部 63 は、通信用コネクタ 29 a を介してプロセッサ装置 12 内のコントローラ 70 に電氣的に接続されている。撮像駆動部 63 のパルス発生動作は、コントローラ 70 により、基準クロック信号に基づいて制御される。コントローラ 70 は、撮像駆動部 63 を制御して、一定のフレーム周期（例えば、1/30 秒）で撮像素子 62 を駆動させ、撮像素子 62 に複数フレームの撮像を行わせる。この 1 フレーム周期毎に、撮像素子 62 から 1 フレーム分の撮像信号が出力される。本実施形態では、撮像素子 62 は、すべての PD 80 で電荷蓄積時間（シャッタ速度）が等しいグローバルシャッタ方式である。この電荷蓄積時間は、電荷蓄積開始から終了までの経過時間である。具体的には、1 フレーム周期中に、OFD ドライバ 88 により周期的に印加されるオーバーフローレインパルスが停止し、PD 80 が電荷蓄積状態となった時点から、V ドライバ 85 により読み出しパルスが印加され、PD 80 から信号電荷が読み出されるまでの時間が電荷蓄積時間である。

【0063】

A FE 64 は、相関二重サンプリング（CDS）回路、自動ゲイン制御（AGC）回路、アナログ/デジタル（A/D）変換器等で構成されている。CDS 回路は、撮像素子 62 から入力された撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。AGC 回路は、CDS 回路によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/D 変換器は、AGC 回路により増幅された撮像信号を、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。この撮像信号は、画素毎に R、G、B のうちのいずれかの色信号（R 信号、G 信号、B 信号）を有する。

【0064】

プロセッサ装置 12 は、コントローラ 70 の他、DSP（Digital Signal Processor）71 と、フレームメモリ 72 と、画像処理部 73 と、表示制御回路 74 とを有している。コントローラ 70 は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する ROM や、制御プログラムをロードする作業メモリとしての RAM 等を有し、CPU 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。

【0065】

DSP 71 は、通信用コネクタ 29 a を介して A FE 64 から入力される撮像信号に対して、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す。画素補間処理は、R 信号、G 信号、B 信号の各信号について画素補間処理を行う。DSP 71 は、1 フレーム周期毎に信号処理を施した撮像信号を、画像データとして、フレームメモリ 72 に記憶させる。

【0066】

コントローラ 70 は、光源制御部 34 を制御し、図 8 に示すように、回転蛍光体 40 の回転周期 T_c を、撮像素子 62 のフレーム周期 T_f に一致させる。これにより、撮像素子

10

20

30

40

50

62は、回転周期 T_c に同期して電荷蓄積動作と電荷読出動作とを行う。各電荷蓄積動作では、1回転周期 T_c 内の同一の期間に信号電荷を蓄積するので、各フレーム周期 T_f における緑色光LGの積算光量(G信号値)は均一化される。したがって、回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に一致させることにより、回転蛍光体40の回転に起因した緑色光LGの光量ムラによるフレーム間の明るさの変動が抑えられる。

【0067】

フレームメモリ72に記憶された画像データは、画像処理部73に入力される。画像処理部73は、画像データに対して所定の画像処理を施して、表示制御回路74に入力する。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、RGB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良い。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。

【0068】

表示制御回路74は、画像処理部73から入力された画像データを、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。なお、血管強調観察モード時には、R信号を用いずに、B信号及び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。

【0069】

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11をプロセッサ装置12及び光源装置13に接続し、プロセッサ装置12及び光源装置13の電源を投入する。内視鏡システム10が起動すると、操作入力部15を操作して、通常観察モードを選択する。

【0070】

内視鏡11の挿入部16を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。通常観察モードでは、コントローラ70の制御に基づき、R-LED30a、B-LED30b、及びB-LD43が駆動され、LED光源部30から赤色光LR及び青色光LBが発生されるとともに、緑色光ユニット32から緑色光LGが発生される。このとき、コントローラ70の制御に基づき、回転蛍光体40の回転周期 T_c が、撮像素子62のフレーム周期 T_f に一致するように、回転蛍光体40及び撮像素子62の駆動が制御される。赤色光LR、青色光LB、及び緑色光LGは、光路統合部33に入射し、光路統合部33により合波されて、通常観察用の照明光(白色光)として内視鏡11のライトガイド60に供給される。

【0071】

内視鏡11では、照明光がライトガイド60を介して照明窓22に導光され、照明窓22から観察部位に照射される。観察部位で反射した照明光は、観察窓23から撮像素子62に入射する。撮像素子62は、1フレーム周期 T_f 毎に入射光を光電変換して撮像信号を生成する。この撮像信号は、AFE64によりCDS、AGC、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12のDSP71に入力される。

【0072】

DSP71は、内視鏡11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72に記憶させる。画像処理部73は、フレームメモリ72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74を介してモニタ14に表示され、1フレーム周期 T_f 毎に更新される。

【 0 0 7 3 】

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、コントローラ 70 の制御に基づき、V - L E D 3 0 c 及び B - L D 4 3 が駆動され、L E D 光源部 30 から紫色光 L V が発生されるとともに、緑色光ユニット 32 から緑色光 L G が発生される。このとき、コントローラ 70 の制御に基づき、回転蛍光体 40 の回転周期 T_c が、撮像素子 62 のフレーム周期 T_f に一致するように、回転蛍光体 40 及び撮像素子 62 の駆動が制御される。紫色光 L V 及び緑色光 L G は、光路統合部 33 に入射し、光路統合部 33 により合波されて、血管強調観察用の照明光として内視鏡 11 のライトガイド 60 に供給される。

10

【 0 0 7 4 】

内視鏡 11 では、観察部位に照射された照明光の反射光が、通常観察モードの場合と同様に撮像され、撮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 73 により血管強調観察画像が生成され、表示制御回路 74 により血管強調観察画像がモニタ 14 に表示されること以外は、通常観察モードの場合と同様である。

【 0 0 7 5 】

以上のように、通常観察モード及び血管強調観察モードとのいずれにおいても回転蛍光体 40 の回転周期 T_c を、撮像素子 62 のフレーム周期 T_f に一致させているので、各フレーム周期 T_f における緑色光 L G の積算光量が等しい。これにより、回転蛍光体 40 の回転に起因した緑色光 L G の光量ムラによるフレーム間の明るさの変動が抑えられる。

20

【 0 0 7 6 】

なお、上記実施形態では、回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に一致させているが、フレーム間の明るさの変動を抑えるためには、少なくとも回転周期 T_c の N (N は 1 以上の整数) 倍をフレーム周期 T_f に一致させれば良い。図 9 は、 $N = 3$ とした場合を示している。

【 0 0 7 7 】

また、上記実施形態では、回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に同期させているが、図 10 に示すように、回転周期 T_c を電荷蓄積時間に同期させても良い。具体的には、回転周期 T_c の N (N は 1 以上の整数) 倍を電荷蓄積時間に一致させる。この場合、各電荷蓄積時間で積算される緑色光 L G の積算光量が等しいので、回転蛍光体 40 の回転に起因した緑色光 L G の光量ムラによるフレーム間の明るさの変動が抑えられる。図 10 は、 $N = 1$ とした場合を示している。

30

【 0 0 7 8 】

[第 2 実施形態]

次に、本発明の第 2 実施形態の内視鏡システム 90 について説明する。図 11 において、内視鏡システム 90 は、プロセッサ装置 12 内に、輝度算出部 91 と、自動露出 (A E) 制御部 92 と、ルックアップテーブル (L U T) 記憶部 93 と、ゲイン補正部 94 とを有する。その他の構成は、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同一である。

【 0 0 7 9 】

輝度算出部 91 は、D S P 71 内に構成されており、A F E 64 から入力される撮像信号に基づいて、観察部位の明るさ (平均輝度値) を算出し、コントローラ 70 に入力する。A E 制御部 92 は、コントローラ 70 内に構成されており、輝度算出部 91 により得られた平均輝度値に基づいて撮像駆動部 63 を制御し、平均輝度値の変動を打ち消すように撮像素子 62 の電荷蓄積時間を変更して露出調整を行う。

40

【 0 0 8 0 】

図 12 に示すように、撮像素子 62 の電荷蓄積時間と、緑色光 L G の積算光量 (G 信号値) との関係は、非線形である。これは、回転蛍光体 40 の回転による緑色光 L G の光量ムラが原因である。このように、電荷蓄積時間と G 信号値との関係が非線形であると、光量ムラが起因しない R 信号及び B 信号については適切な露出調整が可能であるのに対して、G 信号については適切な露出調整を行うことができない。例えば、電荷蓄積時間を α 倍

50

に変更した場合に、R信号及びB信号が α 倍となるのに対して、G信号は α 倍からずれた値となってしまう。

【0081】

LUT記憶部93は、このG信号のずれをゲイン補正により補正するためのLUTを記憶している。このLUTは、図13に示すような電荷蓄積時間とゲイン値との関係をテーブル化したものである。このゲイン値は、図12に示す電荷蓄積時間とG信号値との関係を線形化するように決定されている。

【0082】

コントローラ70は、AE制御部92により撮像素子62の電荷蓄積時間が変更された際に、LUT記憶部93に記憶されたLUTを参照して、該電荷蓄積時間に対応するゲイン値を取得し、DSP71内のゲイン補正部94を制御してG信号のゲイン補正を行わせる。このゲイン補正後のG信号値は、電荷蓄積時間との関係が線形となる。なお、このゲイン補正部94は、DSP71に限られず、AFE64内に設けても良い。

【0083】

また、内視鏡システム80は、LUTを取得するためのキャリブレーションモードを有している。このキャリブレーションモードでは、コントローラ70は、図14に示すように、撮影時と同様に、回転蛍光体40の回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に同期($T_f = N \times T_c$)させた状態とし、電荷蓄積時間 T_a を1フレーム周期 T_f 毎に段階的に変化させながらDSP71によりG信号値を取得することで、図12に示すような電荷蓄積時間とG信号値との関係を得る。このとき、コントローラ70は、位相センサ48からの検出信号に基づき、キャリブレーションモードにおける各電荷蓄積時間の開始時の励起光LEの照射位置54を、実際の撮影時(通常観察モード時及び血管強調観察モード時)と同一とする。

【0084】

そして、コントローラ70は、この電荷蓄積時間とG信号値との関係を線形化するゲイン値を求めることにより、LUTを作成し、LUT記憶部93に記憶させる。なお、このキャリブレーションモードは、白色板等を撮影対象として行うことが好ましい。キャリブレーションモード時には、少なくとも緑色光ユニット32から緑色光LGを発生させれば良く、その他の光は発生させなくても良い。

【0085】

また、コントローラ70は、LD駆動部44からB-LD43に供給するLD駆動信号が特定範囲内である場合のみだけゲイン補正部94にG信号のゲイン補正を実行させることが好ましい。例えば、図15に示すように、B-LD43から射出される励起光LEの光量がLD駆動信号に対してほぼ線形となる範囲内でのみゲイン補正部94にG信号のゲイン補正を実行させることが好ましい。これは、LD駆動信号が大きく、励起光LEの光量とLD駆動信号の関係が非線形となる領域では、緑色光LGの光量に対する光量 Δ の割合が小さいためである。

【0086】

[第3実施形態]

上記第1実施形態では、撮像素子62としてCCDイメージセンサを用いているが、本実施形態では、撮像素子62としてCMOSイメージセンサを用いる。図16において、CMOSイメージセンサである撮像素子62は、複数の画素100と、垂直走査回路101と、CDS回路102と、水平走査回路103と、出力回路104とを有する。

【0087】

画素100は、画素領域100a内に2次元マトリクス状に配置されている。垂直走査回路101は、画素領域100aを垂直方向に走査する。CDS回路102は、画素領域100aから読み出される撮像信号を行単位で保持してノイズ抑制処理を行う。水平走査回路103は、CDS回路102に列毎に接続された列選択トランジスタ105を水平方向に走査する。出力回路104は、CDS回路102から出力バスライン106に順次に転送される撮像信号をインピーダンス変換して出力する。

10

20

30

40

50

【0088】

画素100は、フォトダイオードD1と、光電変換により信号電荷を生成して蓄積するフォトダイオードD1と、フォトダイオードD1に蓄積された信号電荷を信号電圧（撮像信号）に変換するアンプトランジスタM1と、撮像信号を画素100から読み出すための画素選択トランジスタM2と、フォトダイオードD1の信号電荷を破棄するためのリセットトランジスタM3とを含む。

【0089】

画素領域100aには、垂直走査回路101から水平方向に行選択線L1及び行リセット線L2が配線されており、CDS回路102から垂直方向に列信号線L3が配線されている。行選択線L1は、画素選択トランジスタM2のゲートに接続されている。行リセット線L2は、リセットトランジスタM3のゲートに接続されている。列信号線L3は、画素選択トランジスタM2のソースに接続されている。また、列信号線L3は、CDS回路102を介して、対応する列の列選択トランジスタ105に接続されている。

10

【0090】

撮像素子62の撮像面62aには、第1実施形態と同様のカラーフィルタ84（図7参照）が設けられている。各フィルタ84a, 84b, 84cは、画素100に対応して、フォトダイオードD1の光入射側に配置されている。

【0091】

本実施形態では、撮像駆動部63は、垂直走査回路101、CDS回路102、及び水平走査回路103を駆動する。コントローラ70は、基準クロック信号に基づいて撮像駆動部63を制御し、一定のフレーム周期（例えば、1/30秒）で撮像素子62を駆動する。

20

【0092】

垂直走査回路101は、ローリングシャッタ方式で駆動される。具体的には、垂直走査回路101は、撮像駆動部63から入力される駆動信号に基づいて垂直走査信号を発生し、先頭の画素行から、行選択線L1を1行ずつ順に選択して、撮像信号を列信号線L3に出力させるとともに、撮像信号を出力済みの画素行の行リセット線L2を1行ずつ順に選択して、信号電荷を破棄させる。そして、垂直走査回路101は、最終の画素行に達すると、先頭の画素行に戻って同様に選択動作を行う。

【0093】

コントローラ70は、光源制御部34を制御し、図17に示すように、回転蛍光体40の回転周期 T_c を、撮像素子62のフレーム周期 T_f に一致させる。ローリングシャッタ方式であることにより、画素行毎に電荷蓄積期間（電荷蓄積開始から終了までの期間）が異なるが、回転周期 T_c に対する各画素行の電荷蓄積期間は、各フレーム周期 T_f で等しいので、回転蛍光体40の回転に起因した緑色光LGの光量ムラによるフレーム間の明るさの変動が低減される。本実施形態のその他の構成は、第1実施形態と同一である。

30

【0094】

なお、本実施形態では、回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に一致させているが、フレーム間の明るさの変動を低減するためには、少なくとも回転周期 T_c のN（Nは1以上の整数）倍をフレーム周期 T_f に一致（ $T_f = N \times T_c$ ）させれば良い。

40

【0095】

しかし、ローリングシャッタ方式では、画素行毎に電荷蓄積期間が異なるので、回転蛍光体40の回転に起因した緑色光LGの光量ムラにより、画素行毎に緑色光LGの積算光量（G信号値）にばらつきが生じてしまう。このばらつきを解消するために、画素行毎にG信号をゲイン補正することが好ましい。このゲイン補正を行うには、プロセッサ装置12内に、LUT記憶部及びゲイン補正部を設け、LUTを作成するためのキャリブレーションモードを実行可能とすれば良い。

【0096】

このキャリブレーションモードでは、コントローラ70は、回転蛍光体40の回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に同期させて撮像素子62に撮像を実行させ、各画素行について

50

G 信号値の平均値を算出する。この平均値に基づいて、上記ばらつきを解消するためのゲイン値を求め、LUTを作成する。そして、コントローラ70は、実際の撮影時に、ゲイン補正部を制御し、LUTに基づいてG信号のゲイン補正を行う。なお、画素100の感度ばらつきを補正するための補正データを予め求めておき、本ゲイン補正と合わせて補正を行っても良い。LUTの作成は、画素100の感度ばらつきを補正したうえで取得すれば良い。

【0097】

さらに、第2実施形態のようにAE制御により電荷蓄積時間を変更可能とすると、上記ばらつきを解消するためには、想定されるすべての電荷蓄積時間について、上記LUTを作成する必要がある。そこで、AE制御を行う場合には、以下の方法で緑色光LGの光量ムラデータを取得し、実際の撮影時にAE制御により電荷蓄積時間が変更された場合に、光量ムラデータに基づいて、画素行間のばらつきを解消するためのゲイン値を求めて、画素行毎にG信号のゲイン補正を行うことが好ましい。

10

【0098】

光量ムラデータの取得には、第2実施形態と同様に、キャリブレーションモードにおいて、回転蛍光体40の回転周期 T_c をフレーム周期 T_f に同期させた状態とし、1つの画素行について電荷蓄積時間をフレーム期間毎に段階的に変化させながらG信号値を取得ことで、図12に示すような電荷蓄積時間とG信号値との関係を取得する。そして、G信号値の電荷蓄積時間に対する変化量を求める（例えば、時間微分を行う）ことにより、光量ムラデータが得られる。

20

【0099】

また、画素行毎のG信号値のばらつきを解消するために、回転周期 T_c のN倍を電荷蓄積時間に一致させることも好ましい。この場合には、各画素行の電荷蓄積期間が、回転周期 T_c のN倍となるため、各画素行の緑色光LGの積算光量が等しく、画素行毎のG信号値のばらつきが防止される。図18は、 $N=1$ とした場合を示している。この場合、AE制御を行う際には、電荷蓄積時間の変更とともに、回転周期 T_c を変更すれば良い。

【0100】

また、本実施形態では、CMOSイメージセンサである撮像素子62を、ローリングシャッタ方式で駆動しているが、グローバルシャッタ方式で駆動することも可能である。この場合には、まず、光源装置13の発光を開始した後、垂直走査回路101により全ての行リセット線L2を同時に選択して、全画素100の信号電荷を一括して破棄することにより、全画素行に電荷蓄積を開始させる。そして、全画素行が電荷蓄積状態のまま、所定時間後に光源装置13の発光を停止させ、各画素行から順に信号電荷を読み出す。

30

【0101】

このようにCMOSイメージセンサは、グローバルシャッタ方式で駆動した場合には、CCDイメージセンサの場合と同様に、上記実施形態1及び2の撮像素子62として用いることが可能である。

【0102】

なお、上記各実施形態では、原色型のカラーフィルタ84を有する撮像素子62を用いているが、補色型のカラーフィルタを有する撮像素子を用いても良い。

40

【0103】

また、モノクロの撮像素子を用いても良い。モノクロの撮像素子を用いた場合には、光源装置13において、赤色光LR、緑色光LG、青色光LB、紫色光LVの各光をそれぞれ独立に発光させて、内視鏡11のライトガイド60に供給し、いわゆる面順次方式で、各光をモノクロの撮像素子により個別に撮像する。

【0104】

このようにモノクロの撮像素子を用いた場合には、上記第2実施形態のゲイン補正に代えて、電荷蓄積時間を補正することにより、AE制御による電荷蓄積時間と緑色光LGの積算光量（G信号値）との関係を線形化することも可能である。これは、モノクロの撮像素子の場合には、緑色光LGは、他の光とは独立して撮像されるので、光量ムラのある緑

50

色光 L G に対する電荷蓄積時間を独立して制御することができるためである。具体的には、キャリアレーションモードにおいて、コントローラ 70 は、図 12 に示す電荷蓄積時間と G 信号値との関係を取得し、この関係に基づいて、電荷蓄積時間と G 信号値との関係を線形化するための電荷蓄積時間の補正值を取得する。そして、コントローラ 70 は、A E 制御時に、該補正值に基づいて電荷蓄積時間を補正する。

【0105】

また、このように電荷蓄積時間を補正する場合においても、LD 駆動部 44 から B - L D 43 に供給する LD 駆動信号が特定範囲内である場合のみだけ電荷蓄積時間を補正することが好ましい。例えば、図 15 に示すように、B - L D 43 から射出される励起光 L E の光量が LD 駆動信号に対してほぼ線形となる範囲内でのみ電荷蓄積時間を補正する。

10

【0106】

上記各実施形態では、回転蛍光体 40 は、蛍光を、励起光 L E の入射方向とは反対側に射出するように構成された反射型の回転蛍光体であるが、これに代えて、特開 2013 - 215435 号公報 (図 5) に記載されているように、蛍光を、励起光 L E の入射方向に射出するように構成された透過型の回転蛍光体を用いても良い。

【0107】

また、上記各実施形態では、蛍光体として回転蛍光体 40 を用いているが、蛍光体は、周期的な移動を行う移動型の蛍光体であれば良く、その他、種々の態様が可能である。例えば、図 19 に示すように、周期的な往復運動を行う蛍光体 110 を用いても良い。蛍光体 110 は、ベース板 111 と、ベース板 111 の一方の面に設けられた蛍光体層 112 とで構成されている。ベース板 111 は、クランクディスク 113 と接続棒 114 とで構成されるクランク機構 115 に接続されている。

20

【0108】

クランク機構 115 は、回転モータ 116 により回転駆動されるクランクディスク 113 の回転を往復運動に変換して、ベース板 111 を駆動する。ベース板 111 は、励起光 L E の入射方向に直交する方向に往復運動を行う。回転モータ 116 は、前述のモータ駆動部 42 により駆動される。この往復運動による蛍光体 110 の移動周期が、回転蛍光体 40 の場合の回転周期に対応する。

【0109】

このように、蛍光体 110 が往復運動を行うことにより、蛍光体層 112 上の励起光 L E の照射位置が周期的に変化するので、フレーム間の明るさの変動を抑えるためには、蛍光体 110 の移動周期の整数倍を、フレーム周期 T_f または電荷蓄積時間に一致させれば良い。

30

【0110】

上記各実施形態では、生体組織の血管情報を取得するための血管情報取得用の光源として、紫色光 L V を発する V - L E D 30 c を設けているが、この V - L E D 30 c に代えて、または V - L E D 30 c に加えて、他の光源を設けても良い。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 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域の青色光を発する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、血管情報取得用の光源を設けず、R - L E D 30 a、B - L E D 30 b、及び緑色光ユニット 32 のみとしても良い。

40

【0111】

上記各実施形態では、赤色光、青色光、紫色光等を発する半導体光源として L E D を用いているが、L E D に代えて、L D (Laser Diode) 等の半導体光源を用いても良い。

【0112】

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良い。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。

50

【 0 1 1 3 】

なお、特許請求の範囲中の「補正部」は、実施形態中のゲイン補正を行う「ゲイン補正部」、または電荷蓄積時間を補正する「コントローラ」に対応する。また、「制御部」は実施形態中の「コントローラ」に対応する。

【符号の説明】

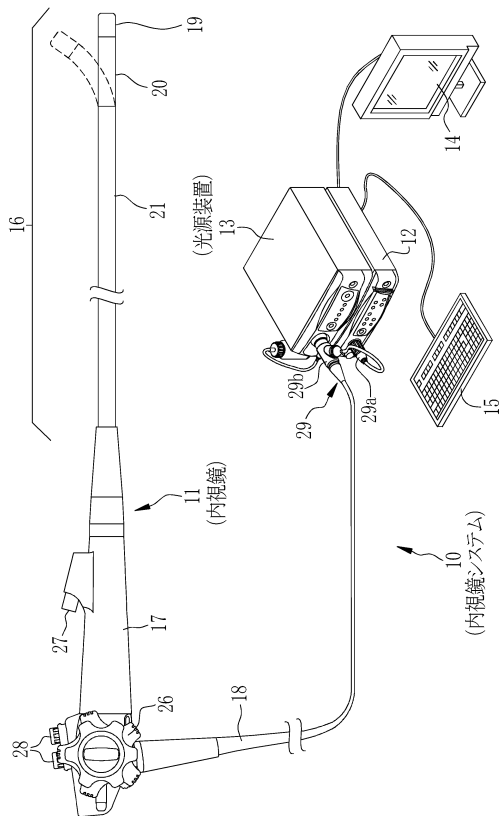
【 0 1 1 4 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 0 光源部
- 3 2 緑色光ユニット
- 3 3 光路統合部
- 3 4 光源制御部
- 4 0 回転蛍光体
- 4 1 回転モータ
- 4 5 ダイクロイックミラー
- 5 0 ホイール板
- 5 1 蛍光体層
- 5 2 凹部
- 5 3 回転軸
- 5 5 タイミングマーク
- 6 2 撮像素子
- 6 2 a 撮像面

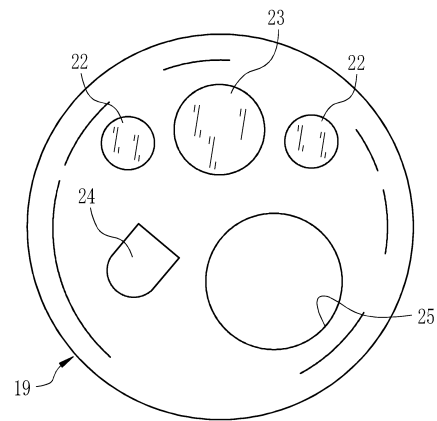
10

20

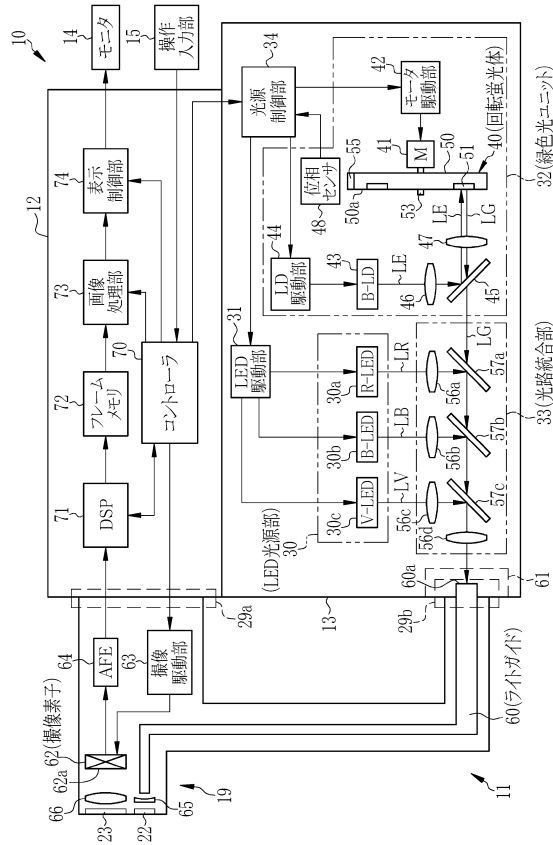
【 図 1 】



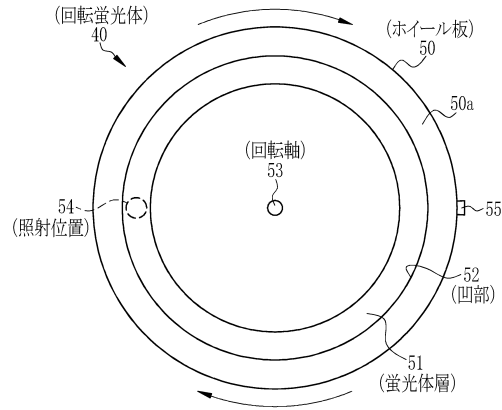
【 図 2 】



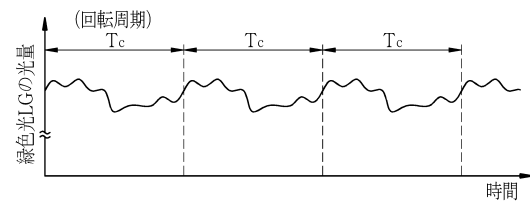
【 図 3 】



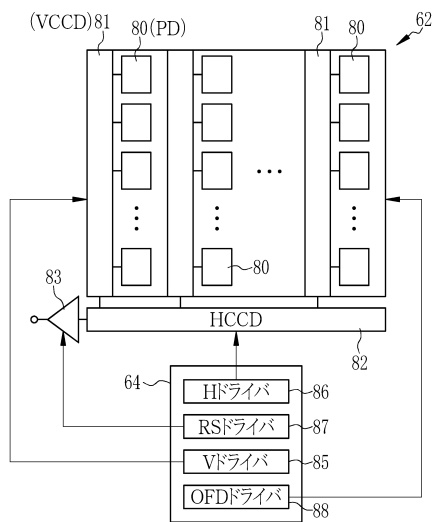
【 図 4 】



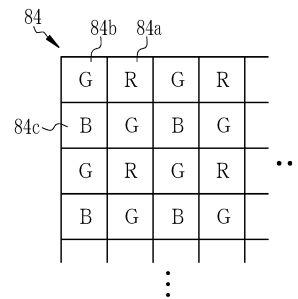
【 図 5 】



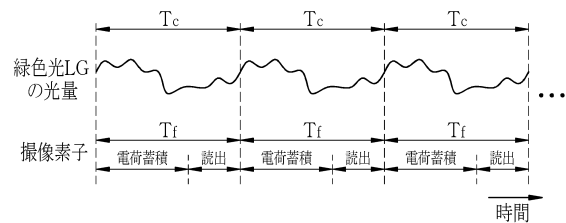
【圖 6】



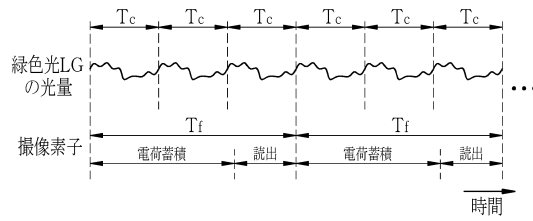
【圖 7】



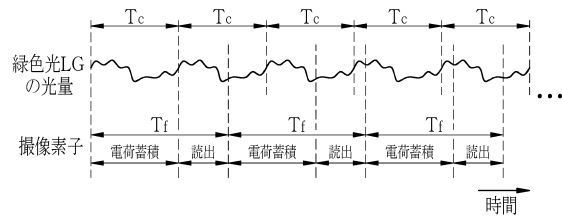
【 図 8 】



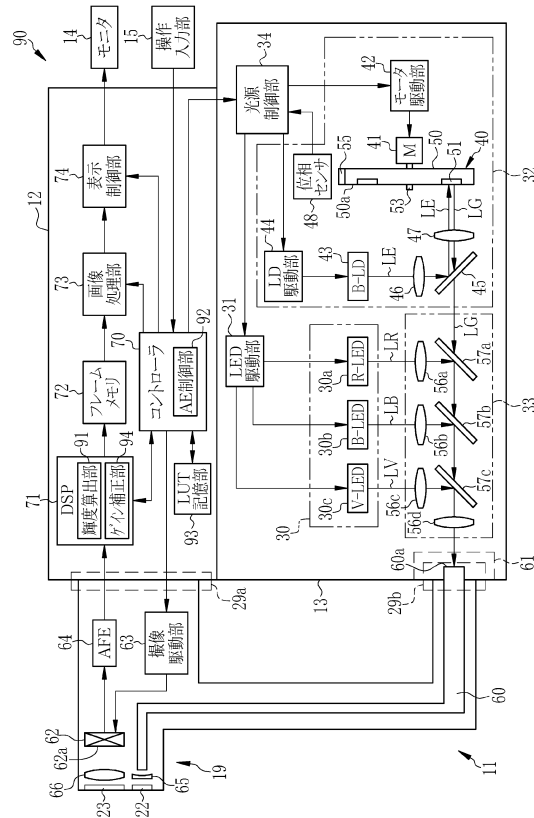
【 図 9 】



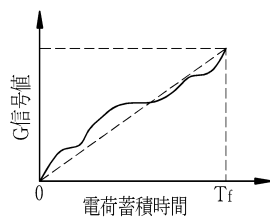
【 図 1 0 】



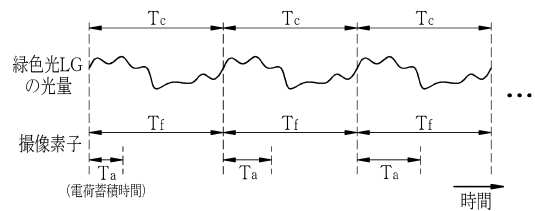
【 図 1 1 】



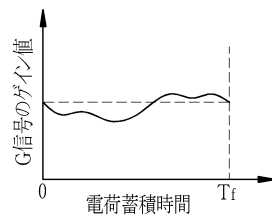
【 图 1 2 】



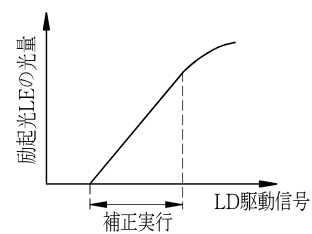
【 図 1 4 】



【 図 1 3 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 2 1 5 4 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 0 9 5 1 1 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 9 0 0 9 0 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 2 2 0 2 5 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 1 7 4 8 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JP6129731B2	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	JP2013265250	申请日	2013-12-24
[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	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.B G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.631 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR22 4C161/SS04 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/SS21		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2015119836A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法，其能够抑制由执行周期性移动的移动磷光体引起的帧之间的亮度波动。光源装置包括发射激发光的激发光源和旋转驱动的旋转荧光体，并且在被激发光照射时发射荧光。该旋转荧光体是一种周期性移动的移动荧光体，并且激发光的照射位置周期性地改变。内窥镜以恒定帧周期Tf，每个帧周期Tf驱动，与所述成像装置，用于基于所产生通过在电荷存储时间的光电转换积聚信号电荷的成像信号。处理器装置具有控制单元，该控制单元控制磷光体和图像拾取装置的驱动，以使磷光体的旋转周期Tc的整数倍与帧周期Tf或电荷累积时间一致。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6129731号 (P6129731)
(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017. 5. 17)	(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017. 4. 21)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/04 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/06 (2006. 01) G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/04 3 7 0 A 6 1 B 1/00 3 0 0 D A 6 1 B 1/06 B G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 9 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-265250 (P2013-265250) (22) 出願日 平成25年12月24日 (2013. 12. 24) (65) 公開番号 特開2015-119836 (P2015-119836A) (43) 公開日 平成27年7月2日 (2015. 7. 2) 審査請求日 平成28年2月19日 (2016. 2. 19)	(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 100075281 (74) 代理人 弁理士 小林 和憲 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 (72) 発明者 小澤 聡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 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】 内視鏡システム及びその操作方法		