

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6109725号
(P6109725)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	A

請求項の数 18 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2013-262557 (P2013-262557)	(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12月19日(2013.12.19)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(65) 公開番号	特開2015-116377 (P2015-116377A)	(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6月25日(2015.6.25)	(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24日(2016.2.24)	(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、およびこれを用いた内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

観察部位を撮像する撮像素子を有する内視鏡に、前記観察部位を照明する照明光を供給する内視鏡用光源装置において、

励起光を発する励起光発光素子と、前記励起光で励起されて蛍光を発する蛍光体が表面に形成された回転板とで構成され、回転駆動される前記回転板の偏心した位置に向けて前記励起光発光素子が前記励起光を照射することにより前記蛍光を発する蛍光型半導体光源と、

前記蛍光の光路上に配され、前記蛍光の光量を調整する調光部と、

前記内視鏡で得られる表示画像の明るさを一定に保つための露出制御を前記調光部に行わせる露出制御部と、

前記励起光発光素子への駆動電力を調整することにより、前記回転板の回転に起因して生じる前記蛍光の光量変動を補正する光量補正部とを備え、

前記回転板の1回転に要する時間である回転周期をTR、前記撮像素子による1フレーム分の撮像に要する時間であるフレーム周期をTF、kを1以上の自然数としたとき、

$TR = (1/k) TF$ である内視鏡用光源装置。

【請求項2】

TR = 2TFである請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項3】

前記光量変動を表す光量変動データまたは前記光量変動を補正するための光量補正デー

タを記憶するメモリを備え、

前記光量補正部は、前記メモリに記憶された前記光量変動データまたは前記光量補正データに基づいて前記励起光発光素子への駆動電力を調整する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記回転板を回転駆動させて前記蛍光の光量を測定した測定結果に基づいて前記光量変動データを生成し、生成した前記光量変動データに基づいて前記光量補正データを生成するデータ生成部を備える請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記メモリは、前記データ生成部で前記光量変動データまたは前記光量補正データが生成される毎に、前記光量変動データまたは前記光量補正データを更新する請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 6】

前記データ生成部は、専用の光量測定センサによる前記蛍光の光量の測定結果に基づき前記光量変動データを生成する請求項 4 または 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記データ生成部は、前記撮像素子による前記蛍光の光量の測定結果に基づき前記光量変動データを生成する請求項 4 または 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記データ生成部は、前記回転板の回転位置毎の前記蛍光の光量の測定結果に基づき前記光量変動データを生成し、

20

前記光量補正部は、前記回転板の回転に同期して前記励起光発光素子の駆動電力を調整し、前記回転位置毎に前記光量変動の補正を行う請求項 6 または 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記データ生成部は、前記撮像素子のフレーム毎の前記蛍光の光量の測定結果に基づき前記光量変動データを生成し、

前記光量補正部は、前記撮像素子の動作に同期して前記励起光発光素子の駆動電力を調整し、前記フレーム毎に前記光量変動の補正を行う請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

30

前記光量補正部は、光量測定センサによる前記蛍光の光量の測定結果の入力を受けて、前記測定結果を一定の値とするアナログフィードバック制御を前記励起光発光素子の駆動電力に対して実施することにより、前記光量変動の補正を行う請求項 1 または 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 11】

前記調光部は、前記蛍光の透過率を変更することにより前記蛍光の光量を調整する液晶素子、または多数のマイクロミラーを配列してなり、前記マイクロミラーの傾斜角度によって前記蛍光の投影、非投影を切り替えるデジタルマイクロミラーデバイスを用いたものである請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 12】

40

前記光量変動の幅が規定の範囲か否かを判定する第 1 判定部を備え、

前記第 1 判定部で前記光量変動の幅が規定の範囲にあると判定された場合、前記光量補正部は前記励起光発光素子の駆動電力の調整を行わない請求項 1 ないし 11 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 13】

前記規定の範囲は $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ である請求項 12 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 14】

前記光量変動が、前記補正することが可能か否かを判定する第 2 判定部と、

前記第 2 判定部で、前記光量変動が、前記補正することが不可能であると判定された場合、前記光量変動を補正することが不可能である旨を報せる報知部とを備える請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

50

いし 1 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 1 5】

前記励起光発光素子は紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発生し、前記蛍光体は緑色の波長帯域の緑色蛍光を発生する請求項 1 ないし 1 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 1 6】

前記励起光発光素子はレーザである請求項 1 ないし 1 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 1 7】

前記レーザは 2 次元状に複数個配列され、複数個のレーザは複数のブロックに分かれ、各ブロックのレーザは直列接続されており、

前記光量補正部は、前記ブロック毎に駆動電力を調整する請求項 1 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 1 8】

観察部位を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、

前記内視鏡に前記観察部位を照明する照明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、

励起光を発生する励起光発光素子と、前記励起光で励起されて蛍光を発生する蛍光体が表面に形成された回転板とで構成され、回転駆動される前記回転板の偏心した位置に向けて前記励起光発光素子が前記励起光を照射することにより前記蛍光を発生する蛍光型半導体光源と、

前記蛍光の光路上に配され、前記蛍光の光量を調整する調光部と、

前記内視鏡で得られる表示画像の明るさを一定に保つための露出制御を前記調光部に行わせる露出制御部と、

前記励起光発光素子への駆動電力を調整することにより、前記回転板の回転に起因して生じる前記蛍光の光量変動を補正する光量補正部とを有し、

前記回転板の 1 回転に要する時間である回転周期を T_R 、前記撮像素子による 1 フレーム分の撮像に要する時間であるフレーム周期を T_F 、 k を 1 以上の自然数としたとき、
 $T_R \quad (1 / k) T_F$ である内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【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、およびこれを用いた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡に照明光を供給するための内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡は生体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端には、観察部位（被写体）に照明光を照射する照明窓と、観察部位を撮影するための観察窓が配されている。内視鏡には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されている。ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥には CCD（Charge Coupled Device）等の撮像素子が配されている。撮像素子は、照明光が照射された観察部位を撮像し、画像信号を出力する。プロセッサ装置は画像信号に基づいて観察用の表示画像を生成し、これをモニタに表示させる。

【0003】

光源装置では、適切な明るさの表示画像を得るために、照明光の露出制御を行っている

。露出制御は、撮像素子から出力された画像信号に基づいて表示画像全体の明るさを示す露出値を算出し、画像全体の光量が不足している場合（露出アンダー）には照明光の光量を上げ、一方、光量が高すぎる場合（露出オーバー）には照明光の光量を下げないように制御して、表示画像の明るさを一定に保つものである。露出制御には、例えば特許文献1に示すように、調光部を照明光の光路上に配し、調光部で照明光の光量を調整する方法と、例えば特許文献2に示すように、照明光を発する光源に与える駆動電力（駆動電流）を調整する方法とがある。

【0004】

特許文献1、2に記載の光源装置では、従来光源として使用されてきた白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプに代えて、レーザダイオード（LD：Laser Diode）や発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）等の発光素子を有する半導体光源が用いられている。特許文献1、2に記載の光源装置は、青色（B）、緑色（G）、赤色（R）の各色光を発する3つの半導体光源を有し、各半導体光源から出射される3色の光を合成して白色光を生成している。

10

【0005】

また、緑色半導体光源を、青色励起光を発する、発光効率が比較的高い青色励起光発光素子と、青色励起光によって励起されて、緑色の蛍光を発する緑色蛍光体とで構成される蛍光型半導体光源とした光源装置が提案されている（特許文献3参照）。特許文献3の段落[0052] - [0054]、および図10には、表面に緑色蛍光体が形成され、回転駆動される回転板と、青色励起光発光素子とを組み合わせた態様の緑色蛍光型半導体光源が開示されている。この緑色蛍光型半導体光源は、回転する回転板の偏心した位置（回転中心から外れた位置）に向けて、青色励起光発光素子が発する青色励起光を照射し、青色励起光によって励起された緑色蛍光を発する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2012-125395号公報

【特許文献2】特開2010-158415号公報

【特許文献3】特開2013-202305号公報

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

現在製品化されている緑色発光素子は、青色発光素子と比べて発光効率が悪い。このため、緑色発光素子単体で構成された緑色半導体光源では十分な緑色の光量の確保が難しい。緑色は人間の比視感度が最も高い色であるため、緑色の光量が不足すると表示画像が暗く見難いものになってしまう。そこで、特許文献3では、緑色半導体光源を、発光効率が比較的高い青色励起光発光素子と緑色蛍光体とを組み合わせた緑色蛍光型半導体光源で構成している。また、特許文献3の蛍光型半導体光源では、蛍光体を回転板に形成し、回転板を回転駆動することにより、励起光の照射位置が蛍光体の一箇所に集中することを防止している。励起光の照射位置が蛍光体の一箇所に集中すると、その箇所が高温になり、蛍光体の劣化を早めてしまうことになるが、特許文献3の態様であれば、励起光の照射位置が蛍光体の一点に集中することがなく、蛍光体に発生する熱が分散されるため、蛍光体の熱劣化スピードを遅くすることができる。

40

【0008】

特許文献3に記載されているような蛍光体が形成された回転板と励起光発光素子とで蛍光型半導体光源を構成する場合、蛍光体の形成ムラ（厚みムラ等）、蛍光体への異物の付着、蛍光体の欠陥等が原因で、蛍光に周期的な光量変動が発生することが懸念される。蛍光の光量変動によって表示画像が見難くなり、内視鏡診断に支障を来すおそれがある。

【0009】

蛍光の光量変動を打ち消すには、蛍光の光量変動と逆位相の光量補正を行えばよい。光

50

量補正の方法としては、露出制御と同じく調光部による調整と光源に与える駆動電力による調整とが考えられる。しかしながら、光量補正と露出制御を同じ方法で行った場合、光量補正と露出制御の2つの光量変動要因を1つの手段で調整しなければならないため、制御が複雑になるおそれがある。

【0010】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、簡単な制御で光量変動の少ない安定した照明光を内視鏡に供給することができ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】

【0011】

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、観察部位を撮像する撮像素子を有する内視鏡に、観察部位を照明する照明光を供給する内視鏡用光源装置において、励起光を発する励起光発光素子と、励起光で励起されて蛍光を発する蛍光体が表面に形成された回転板とで構成され、回転駆動される回転板の偏心した位置に向けて励起光発光素子が励起光を照射することにより蛍光を発する蛍光型半導体光源と、蛍光の光路上に配され、蛍光の光量を調整する調光部と、内視鏡で得られる表示画像の明るさを一定に保つための露出制御を調光部に行わせる露出制御部と、励起光発光素子への駆動電力を調整することにより、回転板の回転に起因して生じる蛍光の光量変動を補正する光量補正部とを備えている。

【0012】

回転板の1回転に要する時間である回転周期を T_R 、撮像素子による1フレーム分の撮像に要する時間であるフレーム周期を T_F 、 k を1以上の自然数としたとき、 $T_R = (1/k) T_F$ であることが好ましい。また、 $T_R = 2 T_F$ であることがさらに好ましい。

【0013】

光量変動を表す光量変動データまたは光量変動を補正するための光量補正データを記憶するメモリを備え、光量補正部は、メモリに記憶された光量変動データまたは光量補正データに基づいて励起光発光素子への駆動電力を調整することが好ましい。

【0014】

回転板を回転駆動させて蛍光の光量を測定した測定結果に基づいて光量変動データを生成し、生成した光量変動データに基づいて光量補正データを生成するデータ生成部を備えることが好ましい。この場合、メモリは、データ生成部で光量変動データまたは光量補正データが生成される毎に、光量変動データまたは光量補正データを更新することが好ましい。

【0015】

データ生成部は、例えば、専用の光量測定センサによる蛍光の光量の測定結果に基づき光量変動データを生成する。撮像素子による蛍光の光量の測定結果に基づき光量変動データを生成してもよい。

【0016】

データ生成部は、回転板の回転位置毎の蛍光の光量の測定結果に基づき光量変動データを生成し、光量補正部は、回転板の回転に同期して励起光発光素子の駆動電力を調整し、回転位置毎に光量補正を行うことが好ましい。あるいは、データ生成部は、撮像素子のフレーム毎の蛍光の光量の測定結果に基づき光量変動データを生成し、光量補正部は、撮像素子の動作に同期して励起光発光素子の駆動電力を調整し、フレーム毎に光量補正を行ってもよい。

【0017】

光量補正部は、光量測定センサによる蛍光の光量の測定結果の入力を受けて、測定結果を一定の値とするアナログフィードバック制御を励起光発光素子の駆動電力に対して実施することにより、光量補正を行うことが好ましい。

【0018】

調光部は、例えば、蛍光の透過率を変更することにより蛍光の光量を調整する液晶素子

10

20

30

40

50

、または多数のマイクロミラーを配列してなり、マイクロミラーの傾斜角度によって蛍光の投影、非投影を切り替えるデジタルマイクロミラーデバイスを用いたものである。

【0019】

光量変動の幅が規定の範囲か否かを判定する第1判定部を備え、第1判定部で光量変動の幅が規定の範囲にあると判定された場合、光量補正部は励起光発光素子の駆動電力の調整を行わないことが好ましい。なお、規定の範囲とは、例えば $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ である。

【0020】

光量変動が、光量補正することが可能か否かを判定する第2判定部と、第2判定部で、光量変動が、光量補正することが不可能であると判定された場合、光量補正することが不可能である旨を報せる報知部とを備えることが好ましい。

10

【0021】

励起光発光素子は例えば紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発し、蛍光体は例えば緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する。

【0022】

励起光発光素子はレーザであることが好ましい。また、レーザは2次元状に複数個配列され、複数個のレーザは複数のブロックに分かれ、各ブロックのレーザは直列接続されており、光量補正部は、ブロック毎に駆動電力を調整する。

【0023】

また、本発明の内視鏡システムは、観察部位を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、内視鏡に観察部位を照明する照明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、励起光を発する励起光発光素子と、励起光で励起されて蛍光を発する蛍光体が表面に形成された回転板とで構成され、回転駆動される回転板の偏心した位置に向けて励起光発光素子が励起光を照射することにより蛍光を発する蛍光型半導体光源と、蛍光の光路上に配され、蛍光の光量を調整する調光部と、内視鏡で得られる表示画像の明るさを一定に保つための露出制御を調光部に行わせる露出制御部と、励起光発光素子への駆動電力を調整することにより、回転板の回転に起因して生じる蛍光の光量変動を補正する光量補正部とを有している。

20

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、露出制御を調光部に行わせ、かつ励起光発光素子への駆動電力を調整して蛍光の光量変動を補正するので、簡単な制御で光量変動の少ない安定した照明光を内視鏡に供給することができ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ができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】緑色半導体光源の詳細構成を示す図である。

【図5】回転板の平面図である。

40

【図6】青色半導体光源が発する青色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図7】赤色半導体光源が発する赤色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図8】紫色半導体光源が発する紫色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図9】緑色半導体光源の励起光LDが発する青色励起光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図10】緑色半導体光源の緑色蛍光体が発する緑色蛍光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図11】緑色半導体光源のダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図12】ヘモグロビンの吸収スペクトルを示すグラフである。

50

【図 1 3】生体組織の散乱係数を示すグラフである。

【図 1 4】青色光、緑色蛍光、赤色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 1 5】青色光、緑色蛍光、赤色光、紫色光により構成される照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 1 6】撮像素子のマイクロカラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図 1 7】通常観察モードにおける照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

【図 1 8】血管強調観察モードにおける照明光の照射タイミングおよび撮像素子の動作タイミングを示す説明図である。

10

【図 1 9】通常観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図 2 0】血管強調観察モードにおける画像処理手順を示す説明図である。

【図 2 1】各半導体光源の配置と光路統合部の詳細構成を示す図である。

【図 2 2】光路統合部の第 1 ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 2 3】光路統合部の第 2 ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 2 4】光路統合部の第 3 ダイクロイックミラーのダイクロイックフィルタの透過特性を示すグラフである。

【図 2 5】光源制御部の機能を示す図である。

20

【図 2 6】デジタルマイクロミラーデバイスを用いた調光部を、各半導体光源と光路統合部の間に配置した態様を示す図である。

【図 2 7】デジタルマイクロミラーデバイスを用いた調光部を、光路統合部の光出射部とライトガイドの入射端の間に配置した態様を示す図である。

【図 2 8 A】回転板の回転周期と撮像素子のフレーム周期が同じ場合の露出値の変動推移を示す図である。

【図 2 8 B】回転板の回転周期が撮像素子のフレーム周期の $1/2$ である場合の露出値の変動推移を示す図である。

【図 2 9 A】回転板の回転周期に比して撮像素子のフレーム周期が大きい場合の露出値の変動推移を示す図である。

30

【図 2 9 B】撮像素子のフレーム周期に比して回転板の回転周期が大きい場合の露出値の変動推移を示す図である。

【図 3 0 A】回転板の回転周期に比して撮像素子のフレーム周期が僅かに大きい場合の露出値の変動推移を示す図である。

【図 3 0 B】撮像素子のフレーム周期に比して回転板の回転周期が僅かに大きい場合の露出値の変動推移を示す図である。

【図 3 0 C】回転板の回転周期に比して撮像素子のフレーム周期が十分に大きい場合の露出値の変動推移を示す図である。

【図 3 1】回転板の回転周期が、撮像素子のフレーム周期の 2 倍以上である場合の露出値の変動推移を示す図である。

40

【図 3 2】第 2 実施形態の光源制御部の機能を示す図である。

【図 3 3】撮像素子を用いて緑色蛍光の光量を測定する方法を示す図である。

【図 3 4】撮像素子の蓄積期間に対する光量を示すグラフである。

【図 3 5】第 3 実施形態の光源制御部の機能を示す図である。

【図 3 6】第 3 実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

【図 3 7】第 4 実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

【図 3 8】警告メッセージを示す図である。

【図 3 9】透過型の蛍光型緑色半導体光源を示す図である。

【図 4 0】第 5 実施形態を示す図である。

【図 4 1】光量測定センサ、光源制御部、ドライバ、および励起光 LED で構成されるクロ

50

ーズドループ制御系において、アナログフィードバック制御を施す態様を示す図である。
【図42】照明光の照射タイミングおよびグローバルシャッタ方式で駆動するCMOSイメージセンサの動作タイミングを示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

[第1実施形態]

図1において、内視鏡システム10は、生体内の観察部位を撮像する内視鏡11と、撮像により得られた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12と、観察部位を照射する照明光を内視鏡11に供給する光源装置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。

10

【0027】

内視鏡システム10は、観察部位の全体の性状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を備えている。各モードの切り替えは、操作入力部15を操作することにより行われる。血管強調観察モードは、血管のパターンを強調表示して、腫瘍の良悪鑑別等の診断を行うためのモードである。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。通常観察モードでは、観察部位の全体の性状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、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。

20

【0028】

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とプロセッサ装置12および光源装置13を連結するユニバーサルコード18とを備えている。

【0029】

挿入部16は、先端から順に連設された、先端部19、湾曲部20、可撓管部21で構成される。図2に示すように、先端部19の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓22、観察部位の像を取り込むための観察窓23、観察窓23を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口25が設けられている。観察窓23の奥には、撮像素子56や結像用の対物光学系60(ともに図3参照)が内蔵されている。

30

【0030】

湾曲部20は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部17のアンクルノブ26を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部20が湾曲することにより、先端部19の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部21は、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部16には、撮像素子56を駆動する駆動信号や撮像素子56が出力する画像信号を通信する通信ケーブル、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55(図3参照)等が挿通されている。

40

【0031】

操作部17には、アンクルノブ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リリースボタン(図示せず)等が設けられている。

【0032】

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55が挿通されており、プロセッサ装置12および光源装置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とを有する複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ29aはプロセッサ装置12に、光源用コネクタ29bは光源装置13にそれぞれ着脱自在に接続される。通信用コ

50

ネクタ 29 a には通信ケーブルの一端が配設されており、光源用ネクタ 29 b にはライトガイド 55 の入射端 55 a (図 3 参照) が配設されている。

【0033】

図 3 において、光源装置 13 は、青色、緑色、赤色、紫色の 4 つの半導体光源 35、36、37、38 で構成される光源部 40 と、各半導体光源 35 ~ 38 の各色光の光路を統合する光路統合部 41 と、各半導体光源 35 ~ 38 と光路統合部 41 の間に設けられ、各半導体光源 35 ~ 38 が発する各色光の光量を調整する調光部 42、43、44、45 と、各半導体光源 35 ~ 38 および調光部 42 ~ 45 の駆動を制御する光源制御部 46 とを備えている。

【0034】

各半導体光源 35 ~ 38 には、ドライバ 47、48、49、50 がそれぞれ接続されている。光源制御部 46 は、これら各ドライバ 47 ~ 50 を介して、各半導体光源 35 ~ 38 の点灯、消灯および光量の制御を行う。

【0035】

調光部 42 ~ 45 は、上流側から入射する緑色蛍光の透過率を変更することにより、下流側に出射される緑色蛍光の光量を調整する液晶素子を用いたものである。調光部 42 ~ 45 には、ドライバ 51、52、53、54 が接続されている。光源制御部 46 は、ドライバ 51 ~ 54 を介して調光部 42 ~ 45 に与える駆動電圧を上げ下げし、調光部 42 ~ 45 による光の透過率を変化させる。これにより、調光部 42 ~ 45 からの出射光の光量が増減される。

【0036】

青色、赤色、紫色半導体光源 35、37、38 は、発光素子として、青色の波長帯域の光を発する青色 LED、赤色の波長帯域の光を発する赤色 LED、紫色の波長帯域の光を発する紫色 LED をそれぞれ有している。各半導体光源 35、37、38 は、例えば、各 LED が実装される基板と、基板上に形成され、各 LED を收容するキャビティが形成されたモールドと、キャビティに封入された樹脂とで構成される、いわゆる表面実装型である。なお、表面実装型でなく、マイクロレンズが形成された砲弾型のケースに LED を收容した形態でもよい。

【0037】

各 LED は、周知のように P 型半導体と N 型半導体を接合したものである。そして、電圧を掛けると PN 接合部付近においてバンドギャップを超えて電子と正孔が再結合して電流が流れ、再結合時にバンドギャップに相当するエネルギーを光として放出する。各 LED は、供給電力の値を増加させると、発する光の光量が増加する。

【0038】

図 4 において、緑色半導体光源 36 は、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光 LD (以下、単に励起光 LD という) 80 と、青色励起光で励起されて緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体 81 が表面に形成された回転板 82 とを有する蛍光型半導体光源である。緑色半導体光源 36 は、これらの他に、集光レンズ 83、コリメートレンズ 84、ダイクロイックミラー 85、ピックアップ光学系 86 といった種々の光学系を備えている。

【0039】

励起光 LD 80 は、P 型半導体からなる P 層と N 型半導体からなる N 層が活性層を挟んで接合された半導体チップであり、レーザ発振により活性層から青色励起光となるレーザ光を発する。緑色半導体光源 36 では、励起光 LD 80 からの青色励起光の光量の増加に応じて、緑色蛍光体 81 による緑色蛍光の光量も増加する。

【0040】

励起光 LD 80 は、円板状のステム 90 の一面に取り付けられ、樹脂製の円筒状の透明キャップ 91 で覆われている。ステム 90 の裏面からは、リード線 92 が延びている。励起光 LD 80 と対向する透明キャップ 91 の先端には、励起光 LD 80 が発した青色励起光を平行光化するコリメートレンズ 93 が取り付けられている。この励起光 LD 80 とコ

10

20

30

40

50

リメートレンズ 93 を 1 組とする素子が、2 次元状に複数個、例えば 8 個 × 4 列の 32 個配列されている。そして、複数個の励起光 LD80 は直列接続されている。

【0041】

複数個の励起光 LD80 が発した青色励起光は、集光レンズ 83 とコリメートレンズ 84 によって光束が狭められてダイクロイックミラー 85 に入射する。ダイクロイックミラー 85 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る。ダイクロイックミラー 85 は、青色励起光の光軸に対して 45° 傾けた姿勢で配置されている。ダイクロイックミラー 85 は、コリメートレンズ 84 を介して入射した青色励起光を反射して青色励起光の光路を 90° 折り曲げ、励起光 LD80 の光軸と直交する位置に配置された回転板 82 に向けて青色励起光を導光する。

10

【0042】

ピックアップ光学系 86 は、ダイクロイックミラー 85 で反射された青色励起光を集光して緑色蛍光体 81 上に照射する。また、ピックアップ光学系 86 は、緑色蛍光体 81 が発した緑色蛍光を平行光化する。

【0043】

図 5 にも示すように、回転板 82 は例えばアルミニウム等の金属円板であり、その表面の偏心した位置（回転中心から外れた位置）には緑色蛍光体 81 が円環状に形成されている。回転板 82 は、青色励起光が入射する側に緑色蛍光体 81 が形成された面を向けて設置されている。ピックアップ光学系 86 で集光された青色励起光は、この回転板 82 の偏心した位置に形成された緑色蛍光体 81 に向けて照射される。緑色蛍光体 81 としては、周知のサイアロン等を利用することができる。緑色蛍光体 81 は、こうした蛍光体の粉末を樹脂に練り込んだものを回転板 82 の表面に塗布して固化させることで形成される。

20

【0044】

回転板 82 の中心には穴が開けられて回転軸 94 が取り付けられ、回転軸 94 にはモータ 95 が取り付けられている。モータ 95 は、光源制御部 46 の制御の下、ドライバ 96 からの回転指示信号により駆動制御される。回転指示信号は、回転軸 94 を中心として回転板 82 を所定の方向に所定の回転周期で回転させるためのもので、光源制御部 46 の内部メモリ 111（図 25 参照）に記憶された回転周期情報を元に生成される。こうして回転板 82 が回転することにより、青色励起光の照射位置は円環状の緑色蛍光体 81 上を周期的に移動する。

30

【0045】

モータ 95 には、回転位置検出センサ 97 が内蔵されている。回転位置検出センサ 97 は、例えば回転軸 94 に取り付けられた磁石と、磁石による磁界変化を読み取るホール素子とで構成される。回転位置検出センサ 97 は、回転軸 94、すなわち回転板 82 の回転位置（角度）を検出し、これを回転位置情報として光源制御部 46 に出力する（図 25 参照）。なお、回転位置の検出方法としては、ロータリエンコーダを用いる方法や、モータ 95 がパルスモータの場合はモータ 95 に与える駆動パルス数をカウントする等、他の周知の方法を採用することができる。

【0046】

ダイクロイックミラー 85 の下流側には、光量測定センサ 98 とガラス板 99 が設けられている。光量測定センサ 98 は、ダイクロイックミラー 85 を透過した緑色蛍光の光量を一定のサンプリング周期で測定する。ガラス板 99 は、ダイクロイックミラー 85 を透過した緑色蛍光の一部を反射して光量測定センサ 98 に導光する。

40

【0047】

ガラス板 99 は、緑色蛍光の光軸に対して、例えば 35° 傾けた姿勢で配置されている。ガラス板 99 に緑色蛍光が入射すると、フレネル反射が生じる。ガラス板 99 は、このフレネル反射を利用して、緑色蛍光の一部（4% ~ 8% 程度）の光を光量測定センサ 98 に導光する。なお、ガラス板 99 に代えて光ファイバ等の他の導光部材を用いてもよい。

【0048】

緑色半導体光源 36 は、光源装置 13 の筐体によって外部から遮光されており、光量測

50

定センサ 98 には緑色蛍光のみが入射する。緑色蛍光の純粋な光量を光量測定センサ 98 で測定することができる。

【0049】

光量測定センサ 98 は、ガラス板 99 のフレネル反射により導光された緑色蛍光を受光して、受光した緑色蛍光の光量に応じた光量測定信号を出力する。光量測定信号は光源制御部 46 に送信される（図 25 参照）。

【0050】

図 6 に示すように、青色 LED は、例えば紫色から青色の波長帯域である 440 nm ~ 470 nm 付近の波長成分を有し、ピーク波長 455 ± 10 nm の青色光 LB を発光する。また、図 7 に示すように、赤色 LED は、例えば赤色の波長帯域である 615 nm ~ 635 nm 付近の波長成分を有し、ピーク波長 620 ± 10 nm の赤色光 LR を発光する。さらに図 8 に示すように、紫色 LED は、例えば紫色の波長帯域である 395 nm ~ 415 nm 付近の波長成分を有し、中心波長 405 ± 10 nm の紫色光 LV を発光する。

【0051】

図 9 において、励起光 LD80 は、例えば紫色から青色の波長帯域である 420 nm ~ 440 nm 付近の波長成分を有し、ピーク波長 430 ± 10 nm の青色励起光 LBe を発光する。また、図 10 に示すように、緑色蛍光体 81 は、例えば緑色の波長帯域である 500 nm ~ 600 nm 付近の波長成分を有し、ピーク波長 520 ± 10 nm の緑色蛍光 LGf を発光する。

【0052】

ダイクロミックミラー 85 のダイクロミックフィルタは、青色励起光 LBe を反射し、緑色蛍光 LGf を透過させる特性を有する。具体的には、図 11 に示すように、ダイクロミックミラー 85 のダイクロミックフィルタは、約 460 nm 未満の紫色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以上の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、ダイクロミックミラー 85 に入射した青色励起光 LBe は、光路を 90° 折り曲げられて回転板 82 の緑色蛍光体 81 に入射する。また、緑色蛍光 LGf は、ダイクロミックミラー 85 を透過して調光部 42 に入射する。

【0053】

緑色蛍光体 81 は、青色励起光 LBe の大部分を吸収して緑色蛍光 LGf を発するが、青色励起光 LBe の一部は緑色蛍光体 81 で吸収されずに緑色蛍光体 81 で反射される。この緑色蛍光体 81 で反射された一部の青色励起光 LBe は、ダイクロミックミラー 85 で励起光 LD80 に向けて反射される。このため、緑色半導体光源 36 が最終的に外部に発する光の発光スペクトルは、緑色蛍光体 81 を反射した一部の青色励起光 LBe は含まず、図 10 で示した緑色蛍光 LGf の色成分のみとなる。

【0054】

紫色半導体光源 38 は、血管強調観察用の光源である。血中ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す図 12 において、血中ヘモグロビンの吸光係数 μ_a は、波長依存性を有しており、450 nm 以下の波長帯域において急激に上昇し、405 nm 付近においてピークを有している。また、450 nm 以下の波長帯域と比較すると低い値ではあるが、530 nm ~ 560 nm の波長帯域においてもピークを有している。吸光係数 μ_a が大きな波長帯域の光を観察部位に照射すると、血管においては吸収が大きいので、血管とそれ以外の部分とのコントラストに差がある画像が得られる。

【0055】

また、図 13 に示すように、生体組織の光の散乱特性にも波長依存性があり、短波長になるほど散乱係数 μ_s は大きくなる。散乱は生体組織内への光の深達度に影響する。すなわち、散乱が大きいほど、生体組織の粘膜表層付近で反射される光が多く、中深層に到達する光が少ない。そのため、短波長であるほど深達度は低く、長波長になるほど深達度は高い。こうしたヘモグロビンの吸光特性と生体組織の光の散乱特性を鑑みて、血管強調用の光の波長が選択される。

【0056】

10

20

30

40

50

紫色LEDが発する中心波長 405 ± 10 nmの紫色光LVは、比較的短波長で深達度が低いので、表層血管による吸収が大きい。このため紫色光LVは表層血管強調用の光として用いられる。紫色光LVを用いることにより、表層血管が高コントラストで描出された血管強調観察画像を得ることができる。また、中深層血管強調用の光としては、ピーク波長 520 ± 10 nmの緑色蛍光LGFが用いられる。図12に示す吸光スペクトルにおいて、 450 nm以下の青色波長帯域と比較して、 530 nm～ 560 nmの緑色波長帯域においては、吸光係数は緩やかに変化するので、中深層血管強調用の光は、紫色光LVのように狭帯域であることは要求されない。そのため、後述するように、中深層血管強調用には、撮像素子56のG色のマイクロカラーフィルタによって色分離した緑色の画像信号が用いられる。

10

【0057】

図3において、各ドライバ47～50は、光源制御部46の制御の下、各LEDと励起光LD80に駆動電流を連続的に与えることで各LEDと励起光LD80を点灯させる。青色、赤色、紫色半導体光源35、37、38のドライバ47、49、50は、一定の駆動電流、例えば駆動電流の最大値で各LEDを駆動する。青色、赤色、紫色半導体光源35、37、38は、常に最大の光量で各色光を発する。緑色半導体光源36のドライバ48は、回転板82の回転に起因する緑色蛍光LGFの光量変動を補正するための光量補正データに基づき、励起光LD80に与える駆動電流値を変化させることにより励起光LD80への供給電力を変更し、緑色蛍光LGFの光量を制御する。なお、各LEDと励起光LD80の駆動制御において、駆動電流を連続的ではなくパルス状に与え、駆動電流パルスの振幅を変化させるPAM (Pulse Amplitude Modulation) 制御や、駆動電流パルスのデューティ比を変化させるPWM (Pulse Width Modulation) 制御を行ってもよい。

20

【0058】

光路統合部41は、各半導体光源35～38が発する各色光の光路を1つの光路に統合する。光路統合部41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54の近傍に配置されている。光路統合部41は、各半導体光源35～38から入射された光を、内視鏡11のライトガイド55の入射端55aに出射する。なお、図示は省略するが、光源用コネクタ29bとレセプタクルコネクタ54にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

【0059】

光路統合部41で統合された青色、緑色、赤色半導体光源35～37からの青色光LB、緑色蛍光LGF、赤色光LRの混合光の発光スペクトルを図14に示す。この混合光は可視光の全域にわたって連続したスペクトルを有する白色光であり、通常観察モード時の照明光LW0として利用される。

30

【0060】

一方、血管強調観察モードでは、図15に示すように、照明光LW0と紫色光LVの混合光である照明光LW1が観察部位に照射される。青色励起光LBeは、ダイクロイックミラー85でカットされるので、照明光LW0、LW1の発光スペクトルには青色励起光LBeの発光スペクトルは重畳されていない。なお、図14および図15に示す照明光LW0、LW1の発光スペクトルは一例であり、所望の表示画像の色味等に応じて目標とする照明光LW0、LW1の発光スペクトルを様々に変更してもよい。具体的には、青色光LB、緑色蛍光LGF、赤色光LR、紫色光LVの光量の割合(各LEDと励起光LD80の駆動電流値の割合)を変更し、目標とする発光スペクトルの照明光LW0、LW1を生成する。

40

【0061】

光源制御部46は、目標とする発光スペクトルを維持しつつ、プロセッサ装置12から受信した露出制御信号に応じて、照明光の露出制御を行う。すなわち、光源制御部46は、露出制御部として機能する。照明光を構成する各色光の光量の割合が変わると、照明光の発光スペクトルが変化して表示画像の色味が変わってしまう。このため光源制御部46は、各色光の光量の割合が一定となるよう、各ドライバ51～54を通じて調光部42～

50

45に与える駆動電圧値を独立に変化させ、調光部42~45から出射される各色光の光量を増減させる。

【0062】

また、光源制御部46は、通常観察モードと血管強調観察モードとで、照明光の発光スペクトルを変更する。例えば、光源制御部46は、血管強調観察モードにおいて、青色光LBに比して紫色光LVが支配的となるように、通常観察モードと比べて青色光LBの光量の割合を下げる。

【0063】

図3において、内視鏡11は、ライトガイド55、撮像素子56、アナログ処理回路57(AFE: Analog Front End)、および撮像制御部58を備えている。ライトガイド55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55の入射端55aが光路統合部41の出射端と対向する。先端部19に位置するライトガイド55の出射端は、2つの照明窓22に光が導光されるように、照明窓22の前段で2本に分岐している。

10

【0064】

照明窓22の奥には、照射レンズ59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55により照射レンズ59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59は凹レンズからなり、ライトガイド55から出射する光の発散角を広げる。これにより、観察部位の広い範囲に照明光を照射することができる。

20

【0065】

観察窓23の奥には、対物光学系60と撮像素子56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60に入射し、対物光学系60によって撮像素子56の撮像面56aに結像される。

【0066】

撮像素子56は、CCDイメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等からなり、その撮像面56aには、フォトダイオード等の画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックス状に配列されている。撮像素子56は、撮像面56aで受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子56からAFE57に出力される。

30

【0067】

AFE57は、相関二重サンプリング回路、自動ゲイン制御回路、およびアナログ/デジタル変換器(いずれも図示省略)で構成されている。相関二重サンプリング回路は、撮像素子56からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。自動ゲイン制御回路は、相関二重サンプリング回路によりノイズが除去された画像信号を増幅する。アナログ/デジタル変換器は、自動ゲイン制御回路で増幅された画像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

40

【0068】

撮像制御部58は、プロセッサ装置12内のコントローラ65と接続されており、コントローラ65から入力される基準クロック信号に同期して、撮像素子56に対して駆動信号を入力する。撮像素子56は、撮像制御部58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AFE57に出力する。

【0069】

撮像素子56は、カラー撮像素子であり、撮像面56aには、図16に示すような分光特性を有するB、G、Rの3色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【0070】

50

Bフィルタが割り当てられたB画素は約380nm～560nmの波長帯域の光に感応し、Gフィルタが割り当てられたG画素は約450nm～630nmの波長帯域の光に感応する。また、Rフィルタが割り当てられたR画素は約580nm～800nmの波長帯域の光に感応する。青色光LB、緑色蛍光LGf、赤色光LRは、青色光LBに対応する反射光が主としてB画素、緑色蛍光LGfに対応する反射光が主としてG画素、赤色光LRに対応する反射光が主としてR画素でそれぞれ受光される。血管強調観察用の紫色光LVに対応する反射光は、B画素で受光される。

【0071】

図17および図18に示すように、撮像素子56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。図17において、通常観察モードでは、撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源35～37が点灯し、青色光LB、緑色蛍光LGf、赤色光LRの混合光からなる照明光LW0(LB+LGf+LR)が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子56に入射する。撮像素子56は、照明光LW0の反射光をマイクロカラーフィルタで色分離する。青色光LBに対応する反射光をB画素が受光し、緑色蛍光LGfに対応する反射光をG画素が、赤色光LRに対応する反射光をR画素がそれぞれ受光する。撮像素子56は、読み出しタイミングに合わせて、B、G、Rの各画素の画素値が混在した1フレーム分の画像信号B、G、Rをフレームレートにしたがって順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードが設定されている間、繰り返される。

【0072】

図18において、血管強調観察モードでは、撮像素子56の蓄積動作のタイミングに合わせて、各半導体光源35～37に加えて紫色半導体光源38が点灯する。各半導体光源35～38が点灯すると、青色光LB、緑色蛍光LGf、赤色光LR、および紫色光LVの混合光(LB+LGf+LR+LV)が照明光LW1として観察部位に照射される。

【0073】

通常観察モードと同様に、照明光LW1は、撮像素子56のマイクロカラーフィルタで分光される。B画素は、青色光LBに対応する反射光に加えて、紫色光LVに対応する反射光も受光する。G画素、R画素は、通常観察モードと同じく、緑色蛍光LGfに対応する反射光、赤色光LRに対応する反射光をそれぞれ受光する。血管強調観察モードにおいても、撮像素子56は、読み出しタイミングに合わせて、画像信号B、G、Rをフレーム

【0074】

各半導体光源35～37、または各半導体光源35～38は、撮像素子56の読み出し動作のタイミングに合わせて消灯される。ただし、回転板82は、緑色半導体光源36の点灯、消灯に関わらず、連続的に回転駆動される。

【0075】

図3において、プロセッサ装置12は、コントローラ65の他、DSP(Digital Signal Processor)66と、画像処理部67と、フレームメモリ68と、表示制御回路69とを備えている。コントローラ65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、プログラムをロードして作業メモリとして機能する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。

【0076】

DSP66は、撮像素子56が出力する画像信号を取得する。DSP66は、B、G、Rの各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの画像信号に分離し、各色の画像信号に対して画素補間処理を行う。この他、DSP66は、ガンマ補正や、B、G、Rの各画像信号に対してホワイトバランス補正等の信号処理を施す。

【0077】

また、DSP66は、画像信号B、G、Rに基づいて表示画像全体の明るさを示す露出値を算出して、画像全体の光量が不足している場合(露出アンダー)には照明光の光量を

10

20

30

40

50

上げ、一方、光量が高すぎる場合（露出オーバー）には照明光の光量を下げないように制御して、表示画像の明るさを一定にする露出制御信号をコントローラ 65 に出力する。コントローラ 65 は、光源装置 13 の光源制御部 46 に露出制御信号を送信する。

【0078】

フレームメモリ 68 は、DSP 66 が出力する画像データや、画像処理部 67 が処理した処理済みの画像データを記憶する。表示制御回路 69 は、フレームメモリ 68 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。

【0079】

図 19 に示すように、通常観察モードにおいては、画像処理部 67 は、DSP 66 によって B、G、R の各色に色分離された画像信号 B、G、R に基づいて、通常観察画像を生成する。この通常観察画像がモニタ 14 に出力される。画像処理部 67 は、フレームメモリ 68 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、通常観察画像を更新する。

10

【0080】

図 20 に示すように、血管強調観察モードにおいては、画像処理部 67 は、画像信号 B、G、R に基づいて、血管強調観察画像を生成する。血管強調観察モードにおける画像信号 B には、青色光 LB に対応する反射光の成分に加えて、紫色光 LV に対応する反射光の成分が含まれているため、表層血管が高コントラストで描出される。癌等の病変においては、正常組織と比較して表層血管の密集度が高くなる傾向がある等、血管のパターンに特徴があるため、腫瘍の良悪鑑別を目的とする血管強調観察においては、表層血管が鮮明に描出されることが好ましい。

20

【0081】

より表層血管を強調するために、例えば、画像信号 B 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してもよい。そして、輪郭強調処理が施された画像信号 B を、画像信号 B、G、R を元に生成したフルカラー画像に合成し、血管強調観察画像を生成する。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ている画像信号 G 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して、画像信号 B、G、R から生成したフルカラー画像に合成し、血管強調観察画像を生成する。

30

【0082】

血管強調観察画像は、通常観察画像と同様に、画像信号 B、G、R に基づいて生成されるため、観察部位をフルカラーで表示することが可能である。ただし、血管強調観察モードにおける画像信号 B は、通常観察モードにおける画像信号 B と比較すると、青色の濃度が高い。そのため、血管強調観察画像を生成する場合には、通常観察画像と同様の色味になるように青色の濃度を抑制する等の色補正を画像処理部 67 で行ってもよい。

【0083】

画像処理部 67 は、フレームメモリ 68 内の画像信号 B、G、R が更新される毎に、血管強調観察画像を生成する。なお、血管強調観察画像を生成する方式としては、画像信号 R を使わずに、画像信号 B、G の 2 色のみで血管強調観察画像を生成して、画像信号 B をモニタ 14 の B チャンネルおよび G チャンネルに、画像信号 G をモニタ 14 の R チャンネルに割り当てる方式等、観察部位を疑似カラーで表示する方式を採用してもよい。

40

【0084】

図 21 において、光路統合部 41 は、各半導体光源 35 ~ 38 が発する各色光をコリメートするコリメートレンズ 100、101、102、103 と、第 1 ダイクロイックミラー 104、第 2 ダイクロイックミラー 105、第 3 ダイクロイックミラー 106 と、光路統合部 41 から出射する光をライトガイド 55 の入射端 55a に集光する集光レンズ 107 とで構成されている。

【0085】

緑色半導体光源 36 は、その光軸がライトガイド 55 の光軸と一致する位置に配置され

50

ている。そして、緑色半導体光源 36 と赤色半導体光源 37 は、互いの光軸が直交するように配置されている。これら緑色半導体光源 36 と赤色半導体光源 37 の光軸が直交する位置に、第 1 ダイクロイックミラー 104 が設けられている。同様に、青色半導体光源 35 と紫色半導体光源 38 も、互いの光軸が直交するように配置され、これらの光軸が直交する位置に、第 2 ダイクロイックミラー 105 が設けられている。また、第 1、第 2 ダイクロイックミラー 104、105 の作用により、青色光 LB、緑色蛍光 LGf、赤色光 LR、紫色光 LV の全ての光路が最終的に交わる位置に第 3 ダイクロイックミラー 106 が設けられている。第 1 ダイクロイックミラー 104 は緑色半導体光源 36、赤色半導体光源 37 の光軸、第 2 ダイクロイックミラー 105 は青色半導体光源 35、紫色半導体光源 38 の光軸、第 3 ダイクロイックミラー 106 は青色半導体光源 35、緑色半導体光源 36 の光軸に対して、それぞれ 45° 傾けた姿勢で配置されている。

10

【0086】

図 22 に示すように、第 1 ダイクロイックミラー 104 のダイクロイックフィルタは、約 610 nm 以上の赤色の波長帯域の光を反射し、それ未満の青色、緑色の波長帯域の光を透過する特性を有している。第 1 ダイクロイックミラー 104 は、コリメートレンズ 101 を介して緑色半導体光源 36 から入射した緑色蛍光 LGf を下流側に透過させ、コリメートレンズ 102 を介して赤色半導体光源 37 から入射した赤色光 LR を反射させる。これにより緑色蛍光 LGf と赤色光 LR の光路が統合される。

【0087】

図 23 に示すように、第 2 ダイクロイックミラー 105 のダイクロイックフィルタは、約 430 nm 未満の紫色の波長帯域の光を反射し、それ以上の青色、緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。第 2 ダイクロイックミラー 105 は、コリメートレンズ 100 を介して青色半導体光源 35 から入射した青色光 LB を下流側に透過させ、コリメートレンズ 103 を介して紫色半導体光源 38 から入射した紫色光 LV を反射させる。これにより青色光 LB と紫色光 LV の光路が統合される。

20

【0088】

図 24 に示すように、第 3 ダイクロイックミラー 106 のダイクロイックフィルタは、約 490 nm 未満の紫色、青色の波長帯域の光を反射し、それ以上の緑色、赤色の波長帯域の光を透過する特性を有している。このため、第 3 ダイクロイックミラー 106 は、第 1 ダイクロイックミラー 104 を透過した緑色蛍光 LGf と、第 1 ダイクロイックミラー 104 で反射した赤色光 LR を透過させる。さらに、第 3 ダイクロイックミラー 106 は、第 2 ダイクロイックミラー 105 を透過した青色光 LB と、第 2 ダイクロイックミラー 105 で反射した紫色光 LV を反射させる。この第 3 ダイクロイックミラー 106 により、青色光 LB、緑色蛍光 LGf、赤色光 LR、および紫色光 LV の全ての光路が統合される。

30

【0089】

内視鏡システム 10 は、通常観察モード、血管強調観察モードの他に、これら各観察モードにおいて蛍光 LGf の光量変動を補正する光量補正を行うための下準備をするメンテナンスモードを備えている。メンテナンスモードでは、各 LED は消灯されて励起光 LD80 のみが例えば最大駆動電流で点灯され、回転板 82 が所定の回転周期で回転される。また、光量測定センサ 98 で緑色蛍光 LGf の光量が測定される。

40

【0090】

図 25 において、メンテナンスモードでは、光源制御部 43 にデータ生成部 110 が構築される。データ生成部 110 は、光量測定センサ 98 から光量測定信号を、回転位置検出センサ 97 から回転位置情報をそれぞれ受け取る。また、光量測定センサ 98 による緑色蛍光 LGf の光量のサンプリング毎の回転板 82 の回転角度を示す角度間隔情報を内部メモリ 111 から受け取る。回転板 82 が 1 回転するうちに、光量測定センサ 98 が一定のサンプリング周期で例えば 36 回サンプリングを行う場合、角度間隔情報は $360^\circ / 36 = 10^\circ$ となる。この場合は光量測定センサ 98 のサンプリング毎に 10° ずつ回転板 82 が回転することになり、光量測定信号は 10° 刻みで緑色蛍光 LGf の光量を測定

50

したものとなる。データ生成部 110 は、受け取った信号および情報に基づき、回転板 82 の回転位置と緑色蛍光 L G f の光量との関係を表すデータ、すなわち光量変動データを生成する。

【0091】

具体的には、まず、回転位置情報から回転板 82 の基準位置（回転角度 0° の位置）を特定する。そして、角度間隔情報に基づき、次々に光量測定センサ 98 から送られてくる光量測定信号を回転板 82 の各回転位置に対応する点にプロットしていく。なお、光量変動データの縦軸は、光量測定信号のうちの所定の値を 1.0 として規格化した光量を表す。

【0092】

あるいは、回転板 82 の基準位置に対応する時刻と、ある光量を得たときの時刻との時間差を計算する。次いで、計算した時間差で基準位置から進む回転位置を回転板 82 の回転周期から割り出す。例えば回転板 82 の回転周期が 10 ms / 1 回転で、時間差が 5 ms であった場合は、ある光量を得たときの回転位置は 180° と割り出せる。取得した光量測定信号全てについて、上記の時間差の計算と回転位置の割り出しとを行えば、光量変動データを生成することができる。

【0093】

光量変動データは、回転板 82 を 1 回だけ回転させて得た光量測定信号ではなく、回転板 82 を複数回回転させて得た光量測定信号の平均値に基づき生成することが好ましい。こうすれば、光量の測定バラつきを吸収することができ、光量変動データの信頼性が増す。

【0094】

データ生成部 110 は、光量変動データに基づき、緑色蛍光 L G f の光量変動を補正するための光量補正データを生成する。光量補正データは、回転板 82 の各回転位置に対する励起光 L D 80 の駆動電流値の変動を表す。データ生成部 110 は、点線で示す光量変動の逆位相の波形（基準の 1.0 を対称軸にして上下反転させた波形）を駆動電流値の変動とする。したがって光量補正データは、光量が基準よりも多い場合はそれに対応して励起光 L D 80 の駆動電流値を下げ、逆に光量が少ない場合は駆動電流値を上げる、という内容になる。つまり、光量補正データに基づいて励起光 L D 80 の駆動電流値を変動させることで、緑色蛍光 L G f の光量変動を打ち消す光量補正が行われる。なお、光量補正データの縦軸は、光量変動データと同様、所定の駆動電流値を 1.0 として規格化した駆動電流値を表す。

【0095】

データ生成部 110 は、上記のようにして生成した光量補正データを内部メモリ 111 に記憶する。内部メモリ 111 には、最初、工場出荷時にメンテナンスモードを実施して生成した光量補正データが記憶されている。データ生成部 110 は、メンテナンスモードが選択されて新たに光量補正データが生成される毎に内部メモリ 111 の内容を更新する。

【0096】

光源制御部 46 は、通常観察モードおよび血管強調観察モードの際に、光量補正部として機能する。光源制御部 46 は、内部メモリ 111 から光量補正データを読み出し、光量補正データにしたがってドライバ 48 を介して励起光 L D 80 に与える駆動電流値を変動させる。この際、光源制御部 46 は、回転位置検出センサ 97 からの回転位置情報に基づき、回転板 82 の回転位置と励起光 L D 80 の駆動電流値の変動を同期させる。より具体的には、回転位置情報から特定した回転板 82 の基準位置と光量補正データの 0 点（ともに回転角度 0° の位置）を合わせ、光量補正データによる励起光 L D 80 の駆動電流値の変動周期を回転板 82 の回転周期に合わせる。

【0097】

以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 と光源装置 13 に接続し、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 の電

10

20

30

40

50

源を入れて、内視鏡システム 10 を起動する。

【 0 0 9 8 】

まず、操作入力部 15 を操作してメンテナンスモードを選択する。光源装置 13 では励起光 LD 80 のみが点灯し、回転板 82 は回転周期情報に基づいた所定の回転周期で回転する。回転板 82 の回転位置は回転位置検出センサ 97 で検出され、回転位置情報が光源制御部 46 に出力される。

【 0 0 9 9 】

励起光 LD 80 が発した青色励起光 L B e は、集光レンズ 83、コリメートレンズ 84 を介してダイクロイックミラー 85 に入射し、ダイクロイックミラー 85 で反射される。そして、ピックアップ光学系 86 によって集光されて回転板 82 の緑色蛍光体 81 に入射する。これにより緑色蛍光体 81 は緑色蛍光 L G f を発する。緑色蛍光 L G f はピックアップ光学系 86 によって平行光化され、ダイクロイックミラー 85 を透過してガラス板 99 に入射する。ガラス板 99 のフレネル反射により、緑色蛍光 L G f の一部の光が光量測定センサ 98 に導光される。この一部の光が光量測定センサ 98 で測定され、光量測定センサ 98 からこれに応じた光量測定信号が出力される。光量測定信号は光源制御部 48 に送信される。

【 0 1 0 0 】

光源制御部 46 のデータ生成部 110 では、光量測定センサ 98 からの光量測定信号、回転位置検出センサ 97 からの回転位置情報、および内部メモリ 111 からの角度間隔情報に基づき、光量変動データが生成される。さらに、光量変動データを元に光量補正データが生成される。光量補正データは光源制御部 46 の内部メモリ 111 に記憶される。これにてメンテナンスモードが終了する。

【 0 1 0 1 】

メンテナンスモード終了後、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、各半導体光源 35 ~ 37 が点灯する。光源制御部 46 は、各 LED および励起光 LD 80 に与える駆動電流値を通常観察モード用の値に設定して、各半導体光源 35 ~ 37 の点灯を開始する。そして、目標とする発光スペクトルを維持しつつ光量制御を行う。

【 0 1 0 2 】

青色、赤色半導体光源 35、37 は、青色、赤色 LED による青色光 L B、赤色光 L R をそれぞれ発する。緑色半導体光源 36 は、緑色蛍光体 81 による緑色蛍光 L G f を発する。青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R は、調光部 42 ~ 44 を介して光路統合部 41 のコリメートレンズ 100 ~ 102 にそれぞれ入射する。

【 0 1 0 3 】

光源制御部 46 は、データ生成部 110 で生成された光量補正データにしたがってドライバ 48 による励起光 LD 80 への駆動電流値を変動させる。光量補正データにしたがって励起光 LD 80 の駆動電流値を変動させることで、回転板 82 の回転に起因する緑色蛍光 L G f の光量変動が打ち消され、光路統合部 41 には光量変動がないフラットな光量の緑色蛍光 L G f が入射する。

【 0 1 0 4 】

赤色光 L R は第 1 ダイクロイックミラー 104 で反射し、第 3 ダイクロイックミラー 106 を透過する。緑色蛍光 L G f は第 1、第 3 ダイクロイックミラー 104、106 を透過する。第 1 ダイクロイックミラー 104 によって、赤色光 L R、緑色蛍光 L G f の光路が統合される。青色光 L B は、第 2 ダイクロイックミラー 105 を透過し、第 3 ダイクロイックミラー 106 で反射する。第 3 ダイクロイックミラー 106 によって、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の光路が統合される。これら青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R は、集光レンズ 107 に入射する。これにより、青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R で構成される照明光 L W 0 が生成される。集光レンズ 107 は、照明光 L W 0 を内視鏡 11 のライトガイド 55 の入射端 55 a に集光し、照明光 L W 0 を内視鏡 11 に供給する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 5 】

内視鏡 1 1 において、照明光 L W 0 はライトガイド 5 5 を通じて照明窓 2 2 に導光されて、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照明光 L W 0 の反射光は、観察窓 2 3 から撮像素子 5 6 に入射する。撮像素子 5 6 は画像信号 B、G、R をプロセッサ装置 1 2 の DSP 6 6 に出力する。DSP 6 6 は画像信号 B、G、R を色分離して、画像処理部 6 7 に入力する。撮像素子 5 6 による撮像動作は所定のフレームレートで繰り返される。画像処理部 6 7 は、入力された画像信号 B、G、R に基づいて通常観察画像を生成する。通常観察画像は表示制御回路 6 9 を通じてモニタ 1 4 に出力される。通常観察画像は撮像素子 5 6 のフレームレートにしたがって更新される。

【 0 1 0 6 】

また、DSP 6 6 は、画像信号 B、G、R に基づいて露出値を算出し、算出した露出値に応じた露出制御信号を光源装置 1 3 の光源制御部 4 6 に送信する。光源制御部 4 6 は、受信した露出制御信号に基づいて、各色光の光量の割合が一定となるよう（目標とする発光スペクトルが変化しないよう）調光部 4 2 ~ 4 4 に与える駆動電圧値を決定する。そして、決定した駆動電圧値で調光部 4 2 ~ 4 4 を駆動する。これにより、各半導体光源 3 5 ~ 3 7 による、照明光 L W 0 を構成する青色光 L B、緑色蛍光 L G f、赤色光 L R の光量を、通常観察モードに適した割合に一定に保つことができる。

【 0 1 0 7 】

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、通常観察モードから血管強調観察モードに切り替える。血管強調観察モードでは、各半導体光源 3 5 ~ 3 7 に加えて、紫色半導体光源 3 8 が点灯する。各半導体光源 3 5 ~ 3 7 からの各色光は、上述した光路統合部 4 1 の作用によって照明光 L W 0 となる。通常観察モード時と同様に、光源制御部 4 6 は、データ生成部 1 1 0 で生成された光量補正データにしたがって励起光 L D 8 0 の駆動電流値を変動させる。

【 0 1 0 8 】

紫色半導体光源 3 8 は、紫色 LED による紫色光 L V を発する。紫色光 L V は、調光部 4 5 を介して光路統合部 4 1 のコリメートレンズ 1 0 3 に入射する。紫色光 L V は、第 2、第 3 ダイクロイックミラー 1 0 5、1 0 6 で反射する。第 2、第 3 ダイクロイックミラー 1 0 5、1 0 6 によって、紫色光 L V は照明光 L W 0 と同じ光路に統合されて照明光 L W 1 となる。照明光 L W 1 は内視鏡 1 1 に供給される。

【 0 1 0 9 】

撮像素子 5 6 は、照明光 L W 1 の観察部位での反射光を受光し、DSP 6 6 に B、G、R の画像信号を出力する。DSP 6 6 は、画像信号 B、G、R を分離して、画像処理部 6 7 に入力する。画像処理部 6 7 は、B、G の画像信号に基づいて、血管強調観察画像を生成する。血管強調観察画像はモニタ 1 4 に出力される。血管強調観察画像は撮像素子 5 6 のフレームレートにしたがって更新される。

【 0 1 1 0 】

光量補正データにしたがって励起光 L D 8 0 の駆動電流値を変動させることにより、緑色蛍光 L G f の光量変動が打ち消され、観察部位には光量変動の少ない安定した緑色蛍光 L G f が照射される。このため、良好な画質の通常観察画像および血管強調観察画像を得ることができ、これらの画像を元に行う内視鏡診断の妥当性を担保することができる。

【 0 1 1 1 】

励起光 L D 8 0 の駆動電流値を変動させることで緑色蛍光 L G f の光量補正を行い、調光部 4 3 を用いて緑色蛍光 L G f の露出制御を行うので、駆動電流値による調整と調光部 4 3 による調整のいずれか一方で緑色蛍光 L G f の光量補正と露出制御の両方を行う場合よりも、制御が簡単である。

【 0 1 1 2 】

励起光 L D 8 0 の駆動電流値による調整は、調光部 4 3 による調整に比して調整幅が狭いため、調整幅を広くとる必要がある露出制御には比較的不向きである。また、緑色蛍光 L G f の光量変動は比較的小幅な変動であるため、調整幅が比較的広い調光部 4 3 により

10

20

30

40

50

調整した場合、広い調整幅の一部しか使わないことになるのでオーバースペックである。したがって、励起光LD80の駆動電流値を変動させることで緑色蛍光LGfの光量補正を行い、調光部43を用いて緑色蛍光LGfの露出制御を行うことが最良の選択であると言える。

【0113】

また、励起光LD80等の半導体発光素子では、駆動電流の変化に伴い発する光のスペクトルが変化してしまうことが知られており、光量補正に加えて露出制御も駆動電流制御に担わせると、駆動電流の変動幅が大きくなって青色励起光LBe、ひいては緑色蛍光LGfの発光スペクトルの変化が無視できないほど大きくなり、表示画像の色味が大きく変化するおそれがある。したがって、調整幅が比較的小幅な光量補正は駆動電流制御に担わせ、調整幅が比較的大きい露出制御は調光部に担わせたほうが適材適所であり好ましい。

10

【0114】

上記第1実施形態では、調光部として液晶素子を用いたものを例示したが、図26に示すように、デジタルマイクロミラーデバイス(DMD: Digital Micromirror Device)を用いた調光部120、121、122、123でもよい。この場合、DMDは反射型デバイスであるため、調光部120~123を各半導体光源35~38の光軸に対して45°傾けた姿勢で配置する。そして、調光部120~123と各半導体光源35~38との間に、上記第1実施形態のコリメートレンズ100~103に相当するコリメートレンズ124、125、126、127を配する。その他の構成は上記第1実施形態と同じである。

20

【0115】

DMDは、周知のように多数のマイクロミラーを配列してなり、光源に対するマイクロミラーの傾斜角度によって外部への光の投影(オン)、非投影(オフ)を切り替えるものである。DMDを用いた場合は、マイクロミラーに与えるオン/オフパルスのデューティ比を変化させるPWM制御を行うことで光量を調整する。より具体的には、光量を上げる場合はオフ時間に比べてオン時間を長くし、逆に光量を下げる場合はオン時間に比べてオフ時間を長くする。

【0116】

液晶素子、DMDを用いた調光部の他には、多結晶磁性ガーネット膜の磁気光学効果を利用した調光部が挙げられる。ただし、液晶素子を用いたものは他のものと比べると廉価で、また、駆動電圧の上げ下げだけで駆動制御が簡単に済むので、調光部としては液晶素子を用いたものがより好ましい。

30

【0117】

なお、調光部としては、上記例の他に、光路を開閉する絞り羽根を有する光学絞りを採用してもよい。ただし、光学絞りは上記例の液晶素子を用いたもの等と比べて応答速度が遅いので、光学絞りの応答速度に合わせて回転板の回転周期を長くする必要がある。回転板の回転周期を長くすると、緑色蛍光体のある一点に青色励起光LBeが照射される時間も長くなるため、緑色蛍光体の熱劣化防止という観点からは宜しくない。したがって、調光部としては光学絞りよりも上記例の液晶素子を用いたもの等を採用するほうが好ましい。

【0118】

調光部の配置箇所は、上記第1実施形態の各半導体光源35~38と光路統合部41の間に限らない。例えば図27に示す調光部130のように、光路統合部41の光出射部とライトガイド55の入射端55aの間に設けてもよい。調光部130はDMDを用いたもので、光路統合部41からの出射光の光軸に対して45°傾けた姿勢で配置されている。ライトガイド55の入射端55aは、出射光の光軸に対して90°の位置に配置されている。調光部130と入射端55aとの間には、上記第1実施形態の集光レンズ107に相当する集光レンズ131が配され、調光部130で反射した光路統合部41からの出射光を入射端55aに集光する。その他の構成は上記第1実施形態と同じである。各色光の光量を個別に制御することはできなくなるが、調光部が1つで済むため、低コスト化および小型化の点で有利である。

40

50

【 0 1 1 9 】

上記第1実施形態では、光量変動データの逆位相の波形である光量補正データをデータ生成部110で生成し、これを内部メモリ111に記憶して、観察モード時に内部メモリ111から光源制御部46に光量補正データを読み出して光量補正を行っているが、光量変動データを内部メモリ111に記憶しておき、観察モード時にデータ生成部110で光量補正データを生成し、光量補正を行ってもよい。

【 0 1 2 0 】

ここで、回転板82の1回転に要する時間である回転周期 T_R と、撮像素子56による1フレーム分の撮像に要する時間であるフレーム周期 T_F との関係について考える。図28～図31は、例えば内視鏡11の先端部19に、底部に白板が取り付けられた遮光キャップを被せ、緑色蛍光 LGf の白板による反射光のみを撮像素子56で撮像した場合の露出値と回転周期 T_R 、フレーム周期 T_F の関係を表したものである。

【 0 1 2 1 】

図28Aにおいて、回転周期 T_R とフレーム周期 T_F とが一致している場合($T_R = T_F$)、緑色蛍光 LGf の光量変動のパターンは各フレームで同じであるため、各フレームの露出値は差がなく一定となる。また、図28Bのように、 $T_R = (1/2)T_F$ とした場合も同様に、各フレームの露出値は一定となる。 $T_R = (1/3)T_F$ 、 $T_R = (1/4)T_F$ 、・・・としても同じことが言える。つまり、回転周期 T_R とフレーム周期 T_F が $T_R = (1/k)T_F$ (ただし、 k は1以上の自然数)の関係にある場合は、撮像素子56の各フレームにおいて、光量変動の同一の区間の光量を積算するので、露出値は光量変動の影響を受けずに一定となり、自然と光量変動が打ち消されるため光量補正は不要である。逆に、回転周期 T_R とフレーム周期 T_F が $T_R > (1/k)T_F$ の関係にある場合に光量補正が必要となる。

【 0 1 2 2 】

回転周期 T_R とフレーム周期 T_F との関係としては、図29Aに示す、回転周期 T_R に比してフレーム周期 T_F が大きい場合($T_R < T_F$)と、図29Bに示す、フレーム周期 T_F に比して回転周期 T_R が大きい場合($T_R > T_F$)とが考えられる。いずれの場合も、緑色蛍光 LGf の光量変動のパターンが各フレームで異なり、各フレームの露出値に差が生じるため、光量補正が必要となる。

【 0 1 2 3 】

ただし、図30A、図30Bに示すように、回転周期 T_R とフレーム周期 T_F との差が十分に小さい場合($|T_R - T_F| \ll 0$)や、図30Cに示すように、回転周期 T_R に比してフレーム周期 T_F を十分大きくとった場合($T_R \gg T_F$)は、各フレームの露出値の差は微々たるものとなるため、光量変動を完全に打ち消すことはできないまでも、光量変動の影響を薄めることはできる。

【 0 1 2 4 】

一方、図31に示すように、フレーム周期 T_F に比して回転周期 T_R を十分大きくとり、回転周期 T_R に対してフレーム周期 T_F が2以上包含されている場合($T_R \geq 2T_F$)は、各フレームの露出値の差が大きくなるため、光量補正の必要性が増す。したがって、回転周期 T_R とフレーム周期 T_F は、 $T_R = (1/k)T_F$ (ただし、 k は1以上の自然数)であることが好ましく、 $T_R = 2T_F$ であることがさらに好ましい。

【 0 1 2 5 】

なお、図28～図31では、撮像素子の動作タイミングおよび照明光の照射タイミングも併記している。撮像素子56の読み出し動作のタイミングに合わせて各半導体光源3～37または各半導体光源35～38を消灯するので、その期間の光量変動データは点線で表している。

【 0 1 2 6 】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、光量測定センサ98を用いて緑色蛍光 LGf の光量を測定しているが、撮像素子56を用いて緑色蛍光 LGf の光量を測定してもよい。この場合、撮像

10

20

30

40

50

素子56による光量測定の際になる外光が観察窓23に入射することを防ぐため、内視鏡11の先端部19には遮光キャップが被せられる。先端部19の先端面と対向する遮光キャップの底部には白板が取り付けられ、撮像素子56はこの白板で反射した緑色蛍光L G fを撮像する。

【0127】

D S P 6 6 は、緑色蛍光L G fを撮像して撮像素子56から出力された画像信号B、G、Rを露出値に変換する。コントローラ65は、この露出値を緑色蛍光L G fの光量の測定結果を表す光量測定信号として光源制御部43に出力する。

【0128】

図32において、光源制御部43のデータ生成部110では、撮像素子56（コントローラ65）からの光量測定信号、回転位置検出センサ97からの回転位置情報、および内部メモリ111からの角度間隔情報に基づき、光量変動データが生成される。この場合の角度間隔情報は、1フレーム分の回転板82の回転角度を示す。以降の処理は第1実施形態と同じであるため説明を省略する。

10

【0129】

本実施形態の撮像素子56を用いて緑色蛍光L G fの光量を測定する構成では、既存の撮像素子56を緑色蛍光L G fの光量の測定に流用することができる。対して上記第1実施形態の光量測定センサ98を設ける構成では、遮光キャップを用意する必要がなく、遮光キャップを内視鏡11の先端部19に被せる手間も省くことができる。

【0130】

なお、光量測定信号のサンプリング数を増やすために、メンテナンスモードにおいて、コントローラ65から撮像制御部58に送る基準クロック信号の周期を速め、撮像素子56のフレームレートを観察モードよりも速めてもよい。

20

【0131】

撮像素子56を用いて緑色蛍光L G fの光量を測定する場合、以下のようにして光量変動データを生成してもよい。図33において、まず、フレーム周期T Fを、回転板82の回転周期T Rと同一（ $T R = T F$ ）とし、各フレームの蓄積動作の期間T Cを徐々に長く（ $T C 1 < T C 2 < T C 3 \dots$ ）しながら複数回撮像を行う。次いで、これにより得られた露出値（光量測定信号）を蓄積期間毎にプロットした、図34に示すデータを生成する。そして、図34に示すデータを微分することで光量変動データを生成する。

30

【0132】

[第3実施形態]

内視鏡診断においては、照明光の光量変動の幅の許容範囲が $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ とされている。そこで、本実施形態においては、光量変動データが示す緑色蛍光L G fの光量変動の幅が $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ の範囲にあった場合、緑色蛍光L G fの光量変動を補正する制御を行わない。

【0133】

図35に示すように、本実施形態の光源制御部135には、上記第1実施形態のデータ生成部110に加えて、判定部136が構築される。そして、図36のフローチャートに示すように、ステップS100でデータ生成部110にて光量変動データが生成された後、判定部136は、光量変動データが示す緑色蛍光L G fの光量変動の幅が $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ の範囲か否かを判定する（ステップS110）。すなわち、本実施形態においては、判定部136は第1判定部に相当する。

40

【0134】

判定部136で光量変動の幅が $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ の範囲にないと判定された場合（ステップS110でN O）、データ生成部110は、上記各実施形態と同様に光量補正データを生成して内部メモリ111に記憶させる（ステップS120）。この場合、光源制御部135は、緑色蛍光L G fの光量変動を補正する制御を実行する（ステップS130）。

【0135】

対して、光量変動の幅が $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ の範囲にあると判定された場合（ステップS1

50

10でYES)は、データ生成部110は光量補正データを生成せず、代わりに緑色蛍光LGFの光量変動を補正する制御が不要であることを示す補正不要信号を出力する(ステップS140)。補正不要信号が出力された場合、光源制御部46は、緑色蛍光LGFの光量変動を補正する制御を実行しない(ステップS150)。これにより必要のない制御を行わなくて済む。なお、緑色蛍光LGFの光量変動を補正する制御を行うか否かを判定する範囲としては、上記の $\pm 2\% \sim \pm 3\%$ の範囲に限らず、 $\pm 1\%$ 以内等、より範囲を厳しくしてもよい。操作入力部17を操作することで、ユーザが好みに応じて範囲を設定変更可能に構成してもよい。

【0136】

[第4実施形態]

緑色蛍光体81の劣化が時間経過とともに進行し、それにより緑色蛍光LGFの光量変動の幅が大きくなって、励起光LD80の駆動電流値の調整では光量補正することが不可能となる場合も考えられる。そこで、本実施形態では、光量変動データが示す緑色蛍光LGFの光量変動が、励起光LD80の駆動電流値の調整により光量補正することが不可能なものであった場合、光量補正することが不可能である旨を報せる。

【0137】

本実施形態では、上記第3実施形態と同様に光源制御部46に判定部136が構築される。そして、図37のフローチャートに示すように、ステップS100でデータ生成部110にて光量変動データが生成された後、判定部136は、光量変動データが示す緑色蛍光LGFの光量変動が、励起光LD80の駆動電流値の調整により光量補正することが可能か否かを判定する(ステップS200)。すなわち、本実施形態においては、判定部136は第2判定部に相当する。励起光LD80の駆動電流値の調整が可能な光量変動の幅のデータは予め内部メモリ111に記憶されており、判定部136は、この内部メモリ111に記憶されたデータと、光量変動データとを比較することで上記判定を行う。

【0138】

判定部136で、光量変動が励起光LD80の駆動電流値の調整により補正することが可能であると判定された場合(ステップS200でYES)、データ生成部110は、上記各実施形態と同様に光量補正データを生成して内部メモリ111に記憶させる(ステップS120)。この場合、光源制御部46は、緑色蛍光LGFの光量変動を補正する制御を実行する(ステップS130)。

【0139】

対して、光量変動が励起光LD80の駆動電流値の調整により補正することが不可能であると判定された場合(ステップS200でNO)、光量補正することが不可能である旨のメッセージ、例えば図38に示すような「光源装置の故障です。サービスセンターにお問い合わせ下さい。」といった警告メッセージ140をモニタ14に表示させる(ステップS210)。この場合はモニタ14が、光量補正することが不可能である旨をユーザに報せる報知部として機能する。これにより光源装置の修理を依頼したり緑色蛍光体を新品に交換する等の適切な対処をユーザにとらせることができる。なお、報知の態様としては、モニタ14による警告メッセージ140の表示に代えて、または加えて、音声により行ってもよい。音声報知の場合は、報知部として機能するスピーカーを設け、スピーカーからの音声出力により光量変動を補正することが不可能である旨を報せる。

【0140】

なお、光量補正が励起光LD80の駆動電流値の調整により不可能であった場合は、メッセージを表示したうえで継続して内視鏡システム10を使用可能としてもよいが、光量変動によって表示画像の画質が劣化し、内視鏡診断に支障を来すおそれがあるため、メッセージの表示後、内視鏡システム10を使用不可とすることが好ましい。

【0141】

上記各実施形態では、回転板82の回転位置毎の緑色蛍光LGFの光量測定信号から光量変動データを生成し、回転板82の回転に同期して励起光LD80の駆動電流値を調整し、回転位置毎に光量補正を行っているが、内視鏡診断において問題となるのは、フレー

10

20

30

40

50

ム毎の光量変動である。このため、回転位置毎の光量測定信号ではなく、フレーム毎の光量測定信号から光量変動データを生成し、撮像素子56の動作に同期して励起光LD80の駆動電流値を調整し、フレーム毎に光量補正を行ってもよい。ここで、図28～図31で示した、先端部19に遮光キャップを被せ、緑色蛍光LGfの白板による反射光のみを撮像素子56で撮像した場合の露出値は、フレーム毎の光量測定信号に他ならない。

【0142】

フレーム毎の光量測定信号から光量変動データを生成する場合、光量補正データも各フレームに対する励起光LD80の駆動電流値の変動を表すものとなる。この場合、回転板82の回転開始、撮像素子56の撮像開始、および励起光LD80の駆動制御開始のタイミングを合わせることで、回転板82の回転位置と励起光LD80の駆動電流値の変動を同期させる。回転位置毎に光量補正を行うよりも、フレーム毎に光量補正を行うほうが、内視鏡診断において実際に問題となるフレーム毎の光量変動が解消されるため、より実効性がある。

10

【0143】

蛍光型半導体光源は、上記各実施形態の緑色半導体光源に限らない。緑色半導体光源に代えて、あるいは加えて、赤色半導体光源を蛍光型半導体光源としてもよい。この場合、赤色半導体光源は、例えば、紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光発光素子、および青色励起光で励起されて赤色の波長帯域の赤色蛍光を発する赤色蛍光体で構成される。赤色半導体光源を蛍光型半導体光源で構成する場合は、励起光発光素子は紫色から青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光発光素子に限らず、緑色の波長帯域の緑色励起光を発する緑色励起光発光素子であってもよい。

20

【0144】

また、蛍光型半導体光源として白色半導体光源を用いてもよい。光源部は、上記第1実施形態の光源部40から、緑色半導体光源36、赤色半導体光源37を除き、これらの代わりに白色半導体光源を設けたものとなる。また、光路統合部は、上記第1実施形態の光路統合部41から、緑色半導体光源36、赤色半導体光源37に係るコリメートレンズ101、102や第1ダイクロイックミラー104を除いたものとなる。

【0145】

白色半導体光源は、青色の波長帯域の青色励起光を発する青色励起光発光素子、および青色励起光で励起されて緑色の波長帯域の緑色蛍光を発する緑色蛍光体、および赤色の波長帯域の赤色蛍光を発する赤色蛍光体で構成される。この場合、照明光LW0は、青色半導体光源35が発する青色光LBと、白色半導体光源が発する緑色蛍光、赤色蛍光の混合光により構成される。

30

【0146】

ただし、緑色は人間の比視感度が最も高い色であるため、上記各実施形態のように、緑色半導体光源を蛍光型半導体光源とし、緑色蛍光LGfの光量変動を補正する制御を行うほうが、より表示画像の画質に効くため有効である。

【0147】

なお、蛍光型半導体光源の励起光発光素子としては、LDの他にLEDや有機EL(Electro-Luminescence)素子を用いてもよい。蛍光型半導体光源に限らず、他の半導体光源(青色半導体光源35、赤色半導体光源37等)の発光素子に、LDや有機EL素子を用いてもよい。

40

【0148】

上記各実施形態では、緑色半導体光源36として、青色励起光LBeの光路をダイクロイックミラー85で90°折り曲げて緑色蛍光体81に導光する、いわゆる反射型の蛍光型半導体光源を例示したが、図39に示す緑色半導体光源150を用いてもよい。

【0149】

緑色半導体光源150は、励起光LD80、集光レンズ83、コリメートレンズ84、ピックアップ光学系86等の構成は緑色半導体光源36と同じであるが、緑色蛍光体81が形成された回転板151と励起光LD80とが正対しており、これらの位置関係が緑色

50

半導体光源 36 と異なる。また、回転板 151 は、青色励起光 L B e が入射する側と反対側に緑色蛍光体 81 が形成された面を向けて設置されている。そして、回転板 151 の緑色蛍光体 81 の反対側（励起光 L D 80 側）の面には、ダイクロイックフィルタ 152 が緑色蛍光体 81 と同様に円環状に形成されている。

【0150】

ダイクロイックフィルタ 152 は、ダイクロイックミラー 85 のダイクロイックフィルタとは逆に、約 460 nm 以下の紫色、青色の波長帯域の光を透過し、それより長い緑色、赤色の波長帯域の光を反射する特性を有している。このため、励起光 L D 80 が発した青色励起光 L B e は、ダイクロイックフィルタ 152 を透過して緑色蛍光体 81 に入射する。緑色蛍光体 81 は、青色励起光 L B e を受けて、ダイクロイックフィルタ 152 側（励起光 L D 80 側）に緑色蛍光 L G f を出射する。緑色蛍光 L G f は、ダイクロイックフィルタ 152 で反射されて集光レンズ 143 に向けて照射される。

10

【0151】

上記各実施形態では、データ生成部 110 を光源制御部 43 内に構築しているが、光源制御部 43 とは別に光源装置 13 内にデータ生成部を設けてもよい。第 3、第 4 実施形態の判定部 136 も同様である。

【0152】

データ生成部 110 は、内視鏡システム 10 にメンテナンスモードを搭載し、定期的に光量変動データ、光量補正データを生成して、光量補正データを更新する場合に必要となる。工場出荷時に 1 回だけ光量変動データ、光量補正データを生成し、その後光量補正データを更新しない場合は、データ生成部 110 の機能を光源装置 13 とは別の機器に設けて、光源装置 13 には設けなくてもよい。しかし、光量変動データは、緑色蛍光体 81 の劣化等によって経時的に変化することが見込まれるため、光源装置 13 にデータ生成部 110 を設けて定期的に光量変動データ、光量補正データ生成し、光量補正データを更新することが好ましい。

20

【0153】

[第 5 実施形態]

上記第 1 実施形態では、複数個の励起光 L D 80 を直列接続して 1 個のドライバ 48 で駆動する構成であるため、ドライバ 48 からの駆動電流値は数～数十アンペアと比較的大きな値となる。駆動電流値が比較的大きいと、駆動電流値の細かい調整が困難となり、光量補正が正確にできなくなるおそれがある。このため、駆動電流値を下げる工夫が必要である。

30

【0154】

そこで、本実施形態では、例えば図 40 に示すように、8 個×4 列で 32 個配列された励起光 L D 80 を、列 1、列 2、列 3、列 4 の 4 つのブロック 160、161、162、163 に分け、各ブロック 160～163 の 8 個の励起光 L D 80 を直列接続する。そして、各ブロック 160～163 にそれぞれドライバ 164、165、166、167 を配し、8 個の励起光 L D 80 を 1 個のドライバで駆動する。光源制御部 168 は、各ドライバ 164～167 を介して、ブロック 160～163 毎に 8 個の励起光 L D 80 の駆動を制御する。こうすれば、32 個の励起光 L D 80 を直列接続して 1 個のドライバ 48 で駆動する場合よりも駆動電流値が 1/4 で済み、駆動電流値の調整が容易となる。

40

【0155】

なお、ブロックの分け方は上記例に限らず、例えば 4 個の励起光 L D 80 を 1 つのブロックとしてもよい。ブロックをさらに細かく分ければ、より駆動電流値が低く抑えられるためさらに駆動電流値の調整が容易になる。ただし、ブロック数が多くなるとその分ドライバも用意する必要があり、コストアップおよび小型化の妨げとなる。このため、ブロック数は、駆動電流値の調整の容易さとコストアップ等の兼ね合いを考慮して適宜選択することが好ましい。

【0156】

上記第 1 実施形態では、緑色蛍光 L G f の光量を光量測定センサ 98 で測定し、その光

50

量測定信号に基づいてデータ生成部 110 で光量変動データ、光量補正データを生成して光量補正を行っているが、本発明はこれに限定されない。図 41 に示すように、光量測定センサ 98、光源制御部 46、ドライバ 48、および励起光 LD 80 でクローズドループ制御系を構成する。そして、この制御系において、光量測定センサ 98 からの光量測定信号に基づくアナログフィードバック制御を、光源制御部 46 がドライバ 48 を介して励起光 LD 80 に施すことで、光量補正を行ってもよい。アナログフィードバック制御としては、例えば、光量測定信号が目標値（回転板 82 の 1 回転分の光量測定信号の平均値等）に収束するよう、励起光 LD 80 の駆動電流値を制御する P I D (Proportional Integral Derivative) 制御が挙げられる。この場合はデータ生成部 110、内部メモリ 111 は

10

【0157】

上記各実施形態における光路統合部の構成は 1 例であり、種々の変更が可能である。例えばダイクロイックフィルタを形成した光学部材としてダイクロイックミラーを用いているが、代わりにプリズムにダイクロイックフィルタを形成したダイクロイックプリズムを用いてもよい。また、ダイクロイックミラーやダイクロイックプリズムといった、ダイクロイックフィルタを形成した光学部材の代わりに、例えば、各半導体光源に対峙する複数の入射端と、内視鏡のライトガイドの入射端に対峙する 1 つの出射端を有する分岐型ライトガイドを用いて光路を統合してもよい。分岐型ライトガイドは、光ファイバをバンドル化したファイババンドルであり、一端において光ファイバを所定本数ずつ複数に分割して

20

【0158】

上記各実施形態では、撮像素子 56 として、B、G、R のマイクロカラーフィルタによって照明光を色分離するカラー撮像素子を有し、カラー撮像素子によって B、G、R の画像信号を同時に取得する同時式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置を例に説明したが、モノクロ撮像素子を有し、青色、緑色、赤色の各色光を順次照射して、B、G、R の画像信号を面順次で取得する面順次式の内視鏡システムおよびそれに用いられる光源装置に本発明を適用してもよい。

【0159】

上記各実施形態では、撮像素子 56 の蓄積動作と読み出し動作のタイミングに合わせて各半導体光源 35 ~ 37 または各半導体光源 35 ~ 38 を点灯、消灯しているが、撮像素子 56 として C C D イメージセンサ、またはローリングシャッタ方式で駆動する C M O S イメージセンサを用いる場合は、各半導体光源 35 ~ 37 または各半導体光源 35 ~ 38 を常時点灯させてもよい。一方、グローバルシャッタ方式で駆動する C M O S イメージセンサを用いる場合は、図 42 に示すように照明光の点灯、消灯タイミングと C M O S イメージセンサの駆動タイミングを合わせる。

30

【0160】

図 42 において、まず、各半導体光源 35 ~ 37 または各半導体光源 35 ~ 38 を点灯させ、照明光の点灯を開始させる。C M O S イメージセンサに対しては、1 ~ n 行の全行の画素の信号電荷を一括して破棄するリセット動作を行わせ、全行の画素に信号電荷を蓄積する蓄積動作を開始させる。そして、C M O S イメージセンサには蓄積動作をさせたままで、蓄積動作を開始させてから所定時間経過後、各半導体光源 35 ~ 37 または各半導体光源 35 ~ 38 を消灯させ、照明光の点灯を停止させる。この照明光の消灯期間中に、C M O S イメージセンサは 1 行目から n 行目まで順に読み出し動作を行う。C M O S イメージセンサに全画素一括してリセット動作を行わせることで、全画素の蓄積動作の開始時間が揃い、照明光を消灯することで、全画素の蓄積動作の終了時間が揃う。これにより実質的な蓄積期間は全画素で同じとなる。なお、この場合も上記第 1 実施形態と同様に、回転板 82 は連続的に駆動される。

40

【0161】

50

なお、言うまでもないが、上記各実施形態は、単独で実施することも、複合して実施することも可能である。

【0162】

上記各実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、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およびそれに用いられる光源装置にも適用することができる。

【符号の説明】

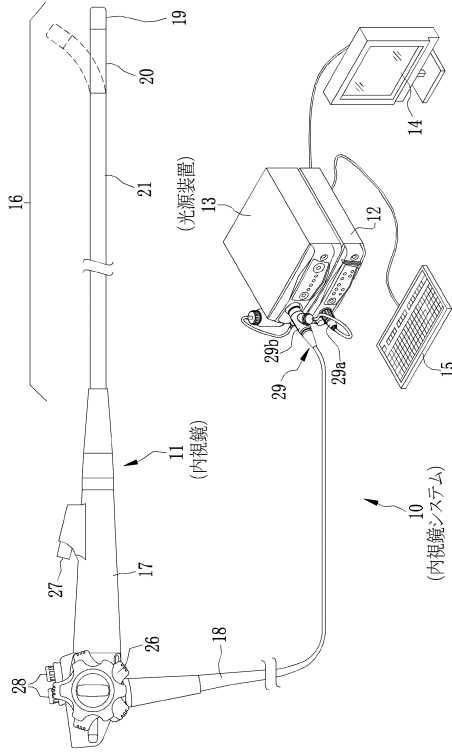
【0163】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 13 光源装置
- 36、150 緑色半導体光源
- 42～45、120～123、130 調光部
- 46、135、168 光源制御部
- 48、164～167 ドライバ
- 56 撮像素子
- 80 青色励起光LD（励起光LD）
- 81 緑色蛍光体
- 82、151 回転板
- 98 光量測定センサ
- 110 データ生成部
- 136 判定部
- 140 警告メッセージ
- 160～163 ブロック

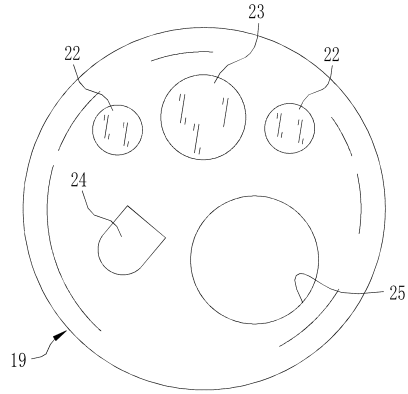
10

20

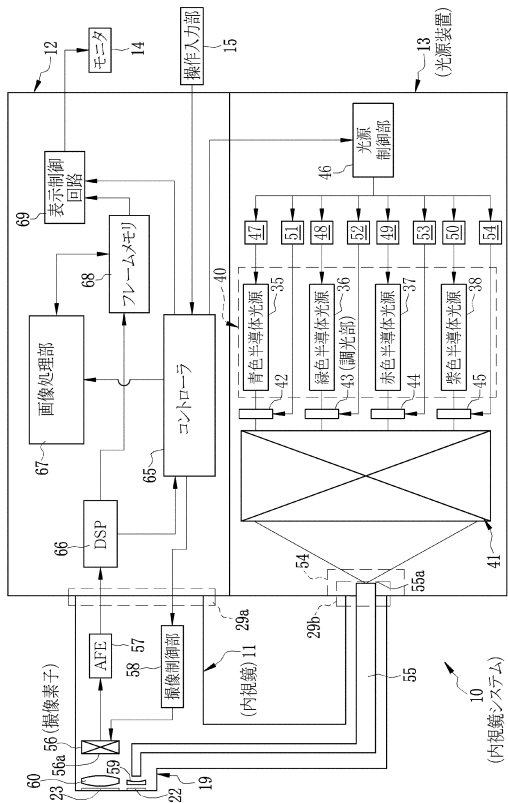
【図1】



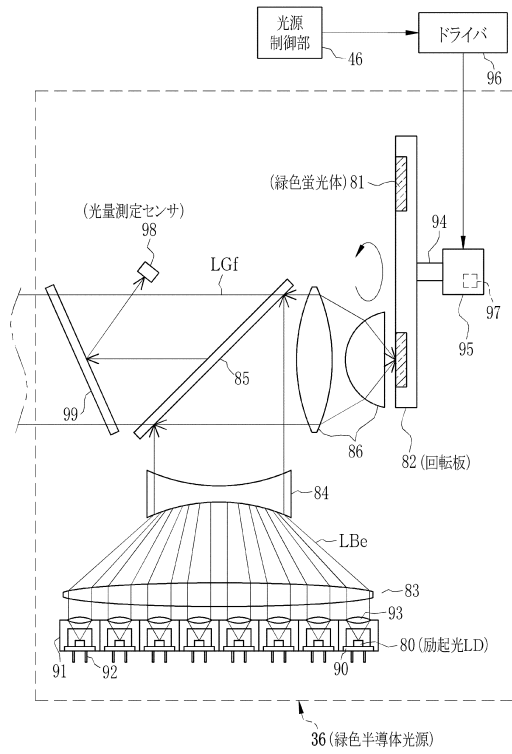
【図2】



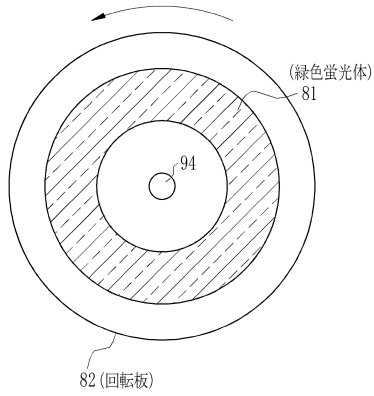
【図3】



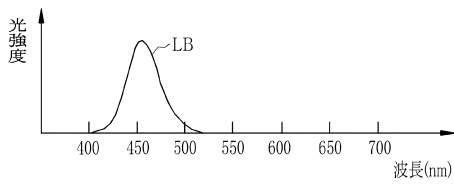
【図4】



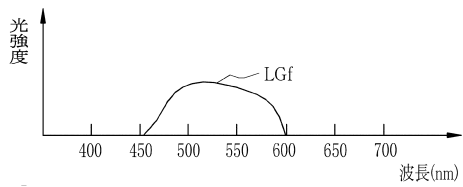
【図5】



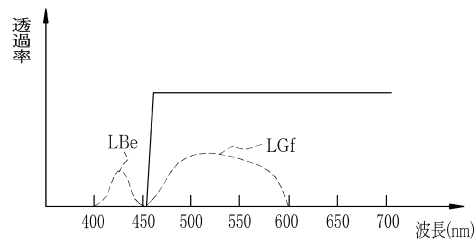
【図6】



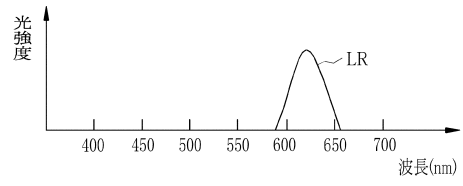
【図10】



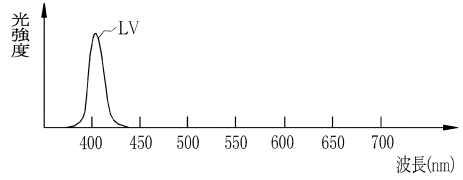
【図11】



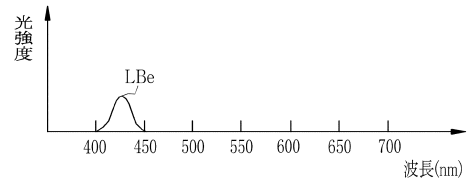
【図7】



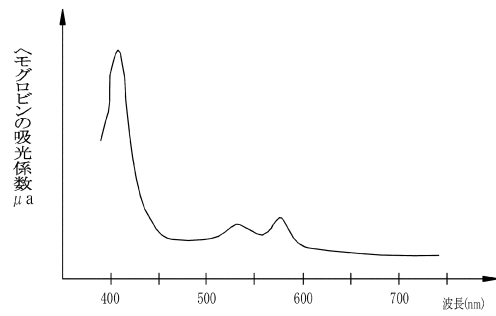
【図8】



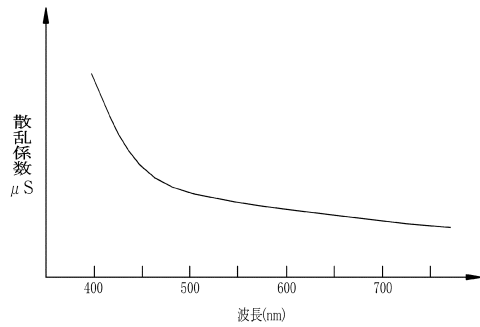
【図9】



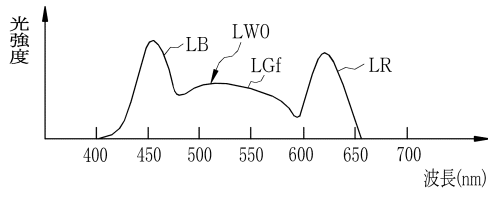
【図12】



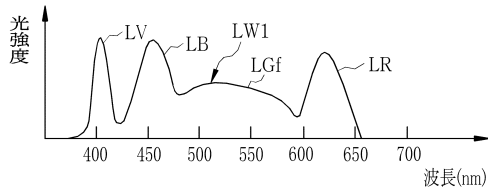
【図13】



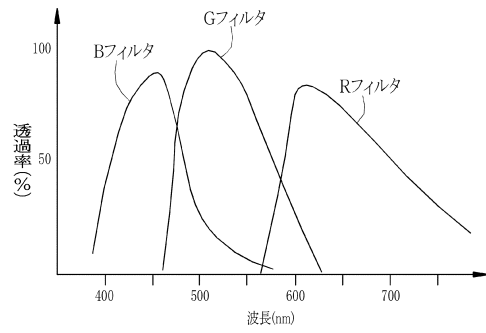
【図14】



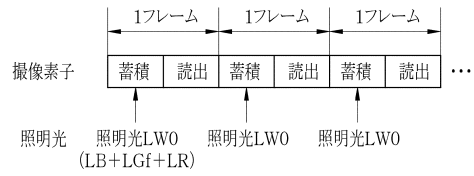
【図15】



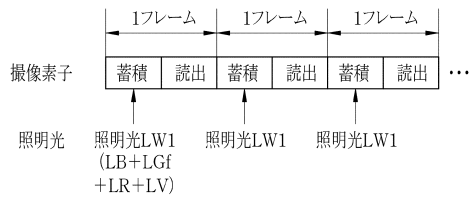
【図16】



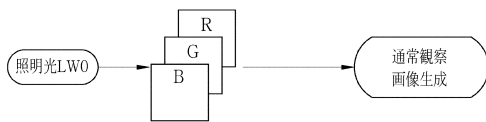
【図17】



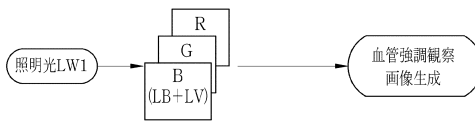
【図18】



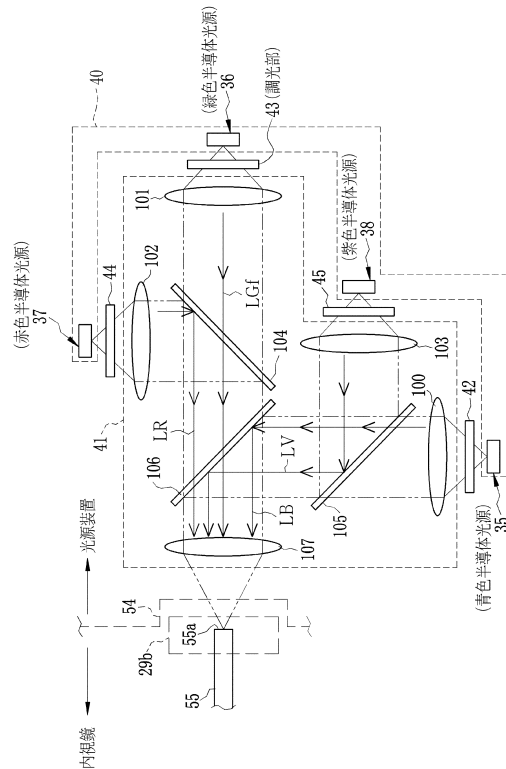
【図19】



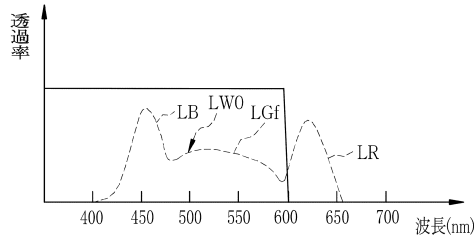
【図20】



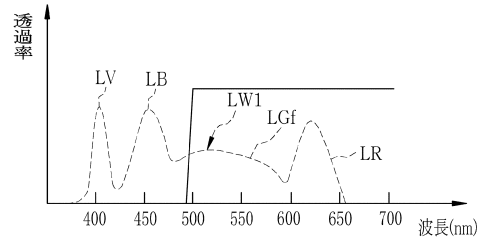
【図21】



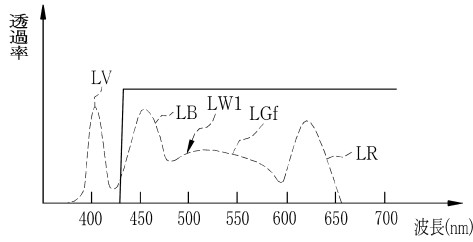
【図22】



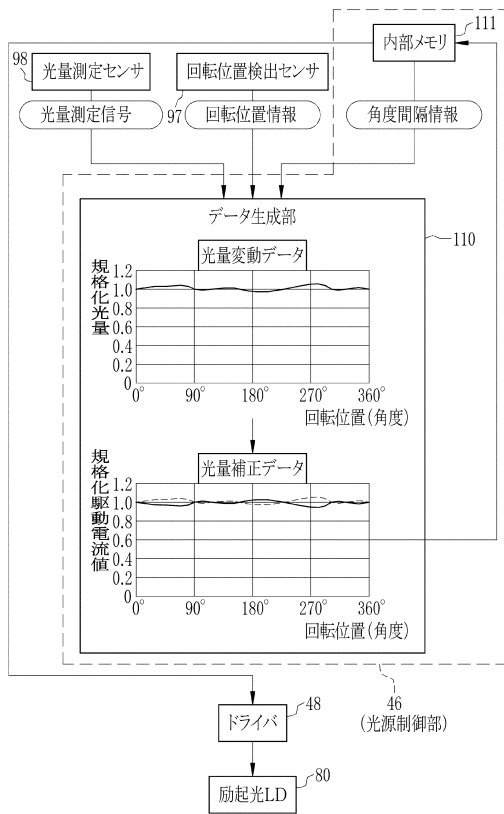
【図24】



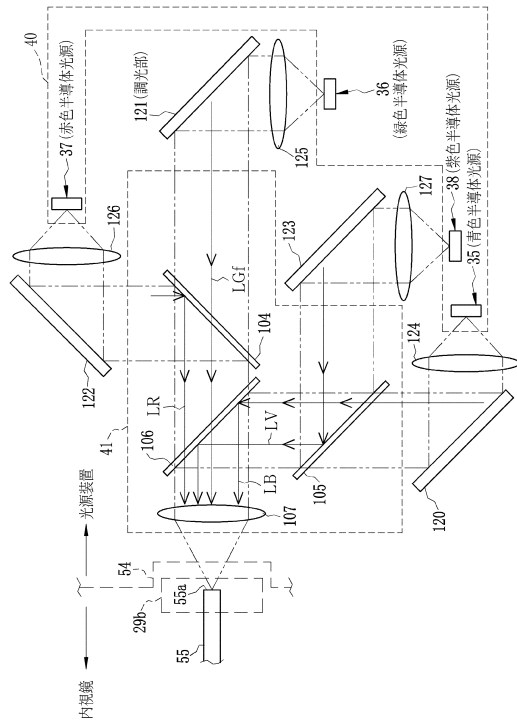
【図23】



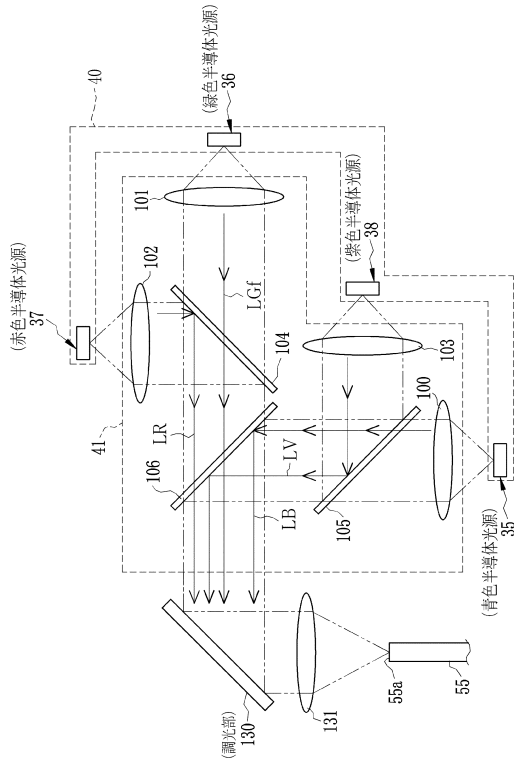
【図25】



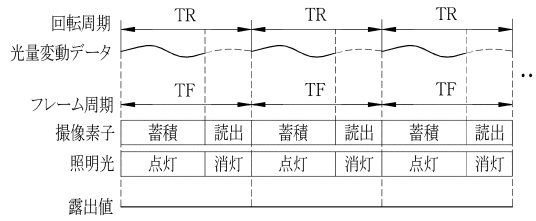
【図26】



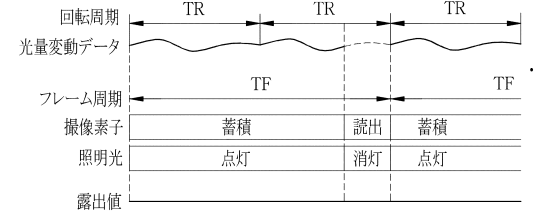
【図27】



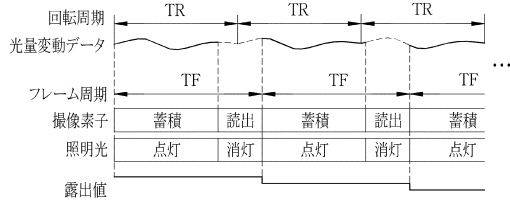
【図28A】



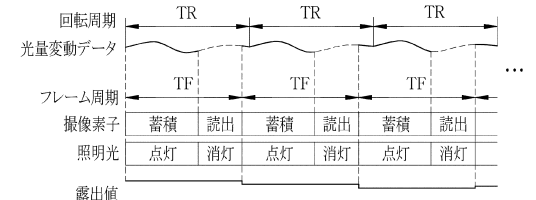
【図28B】



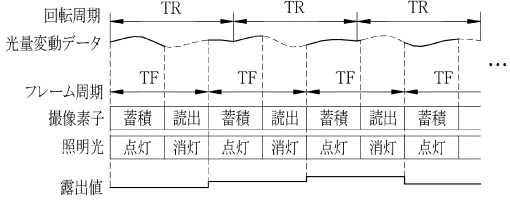
【図29A】



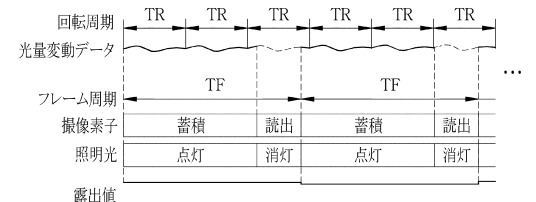
【図30B】



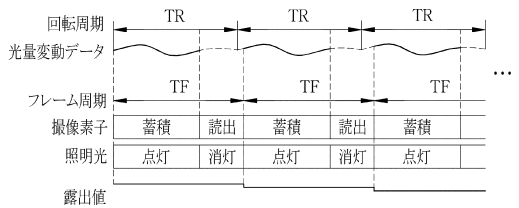
【図29B】



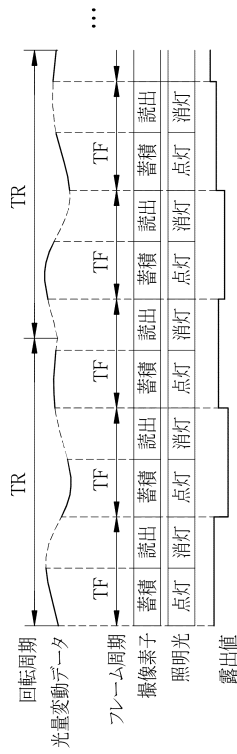
【図30C】



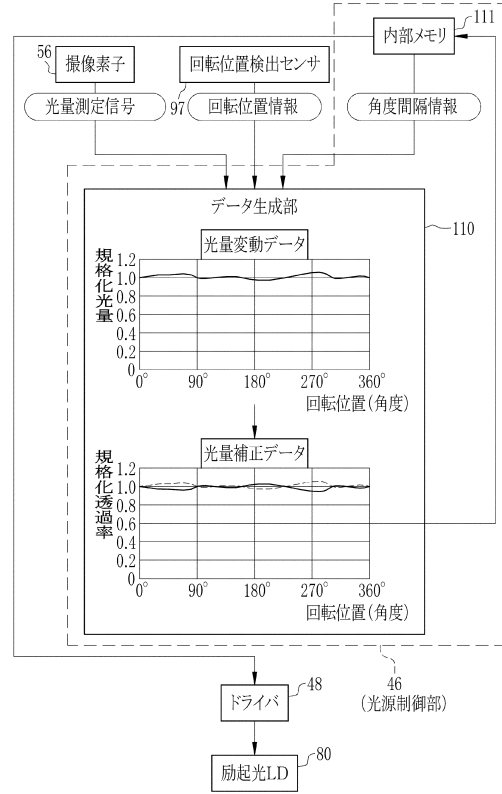
【図30A】



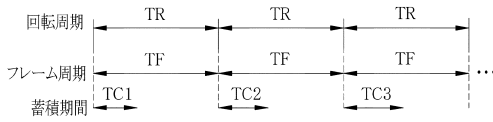
【図 3 1】



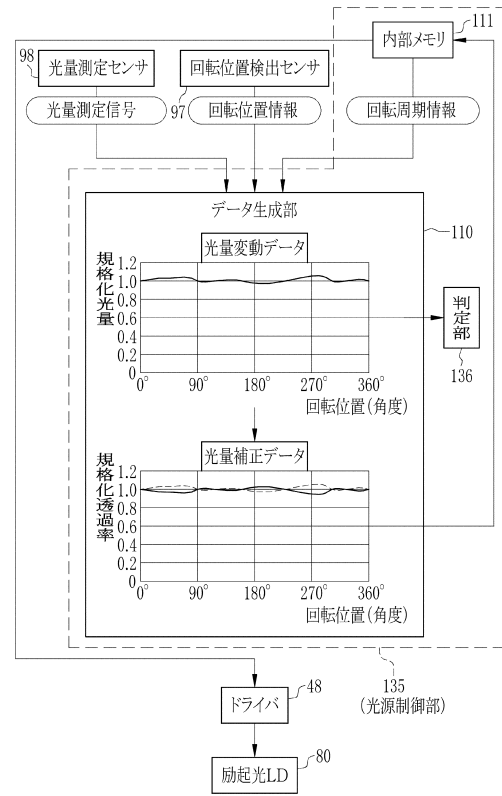
【図 3 2】



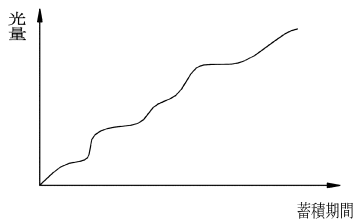
【図 3 3】



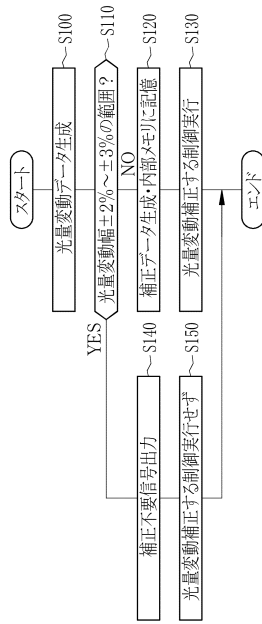
【図 3 5】



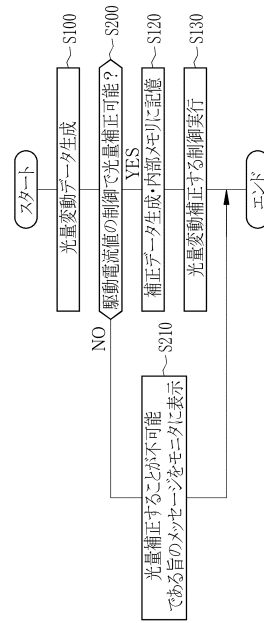
【図 3 4】



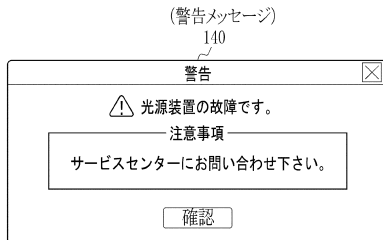
【図36】



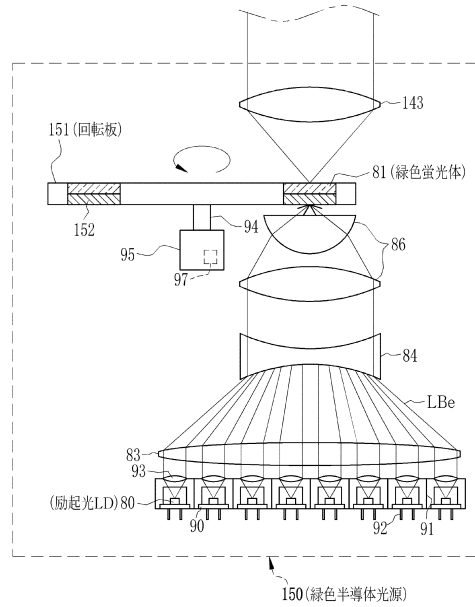
【図37】



【図38】



【図39】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2013-202305(JP,A)
特開2012-155004(JP,A)
特開昭60-053921(JP,A)
特開2001-275961(JP,A)
特開2013-215435(JP,A)
特開2013-190548(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| A61B | 1/00 |
| G02B | 23/24 |
| G03B | 21/00 |

专利名称(译)	内窥镜光源装置和使用其的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6109725B2	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2013262557	申请日	2013-12-19
[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 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015116377A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于内窥镜的光源装置，其能够通过简单的控制向内窥镜提供具有较少光量波动的稳定照明光，以及使用该内窥镜的内窥镜系统。解决方案：绿色半导体光源36是荧光型半导体光源，包括发射蓝色激发光LBe的激发光LD80和旋转板82，旋转板82具有形成在用于发射绿色荧光LGf的表面上的绿色荧光体81。蓝色激发光LBe。数据生成部分110生成由旋转板82的旋转产生的绿色荧光LGf的光量波动数据，并且还生成光量校正数据，该光量校正数据是光量波动数据的反相的波形。光源控制部分46根据用于校正绿色荧光LGf的光量波动的光量校正数据来波动施加到激发光LD80的驱动电流值。另外，光源控制部46使调光控制部43进行曝光控制，以使显示图像的亮度保持恒定。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6109725号 (P6109725)
(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)	(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)	
(51) Int. Cl.	F I	
A61B 1/06 (2006.01)	A61B 1/06 B	
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300D	
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 A	
請求項の数 18 (全 36 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-262557(P2013-262557)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成25年12月19日(2013.12.19)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特開2015-116377(P2015-116377A)	(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和典	
(43) 公開日 平成27年6月25日(2015.6.25)	(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	
審査請求日 平成28年2月24日(2016.2.24)	(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】 内視鏡用光源装置、およびこれを用いた内視鏡システム		