

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6145539号
(P6145539)

(45) 発行日 平成29年6月14日(2017.6.14)

(24) 登録日 平成29年5月19日(2017.5.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 O

G O 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2016-112034 (P2016-112034)

(22) 出願日 平成28年6月3日(2016.6.3)

(62) 分割の表示 特願2012-67155 (P2012-67155)
の分割

原出願日 平成24年3月23日(2012.3.23)

(65) 公開番号 特開2016-163770 (P2016-163770A)

(43) 公開日 平成28年9月8日(2016.9.8)

審査請求日 平成28年6月3日(2016.6.3)

(73) 特許権者 000113263

H O Y A 株式会社

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号

(74) 代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

(74) 代理人 100169856

弁理士 尾山 栄啓

(74) 代理人 100183760

弁理士 山鹿 宗貴

(72) 発明者 増川 祐哉

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H

O Y A 株式会社内

(72) 発明者 板津 雅晴

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H

O Y A 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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡観察の照明に用いる第1及び第2の波長域を含む白色光束を出射する白色光源と

、

前記第1の波長域を有する第1の照明光で照明された被写体の画像と、前記第2の波長域を有する第2の照明光で照明された該被写体の画像をモニタの一画面内に同時に表示するため、前記白色光束から、該第1の照明光と該第2の照明光とを所定の撮像周期と同期したタイミングで交互に取り出す回転フィルタと、

を備え、

前記回転フィルタが、

円周方向に配列された第1及び第2のフィルタ領域を有する回転板と、

撮像のタイミングに合わせて前記第1の照明光と前記第2の照明光とが切り替わるように前記回転板を定速で回転させる回転駆動部と、を備え、

前記第1及び前記第2のフィルタ領域において、それぞれ前記第1及び前記第2の照明光を前記白色光束から取り出して出射するように構成されており、

前記第1の照明光で照明された被写体を撮像した時に撮像素子から出力される撮像信号の振幅と、前記第2の照明光で照明された該被写体を撮像した時に該撮像素子から出力される撮像信号の振幅とが略等しくなるように、前記第2のフィルタ領域の前記円周方向の大きさが設定されている、

内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第 2 のフィルタ領域の前記円周方向の大きさは、

前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光に対する、前記撮像素子の感度の差異と被写体の反射率の差異の少なくとも一方を考慮して設定されている、
請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 の波長域の照明光が特殊光であり、

前記第 2 の波長域の照明光が通常観察用の白色光である、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記回転板の前記第 1 及び前記第 2 のフィルタ領域には、それぞれ円周方向に延びる第 1 及び第 2 のスリットが形成されており、

前記第 1 のスリットが、前記第 1 の照明光を選択的に透過させる第 1 のフィルタ素子により塞がれた、

請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 及び前記第 2 のフィルタ領域が、前記回転板を円周方向に等分割した分割領域内にそれぞれ配置された、

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記回転板を円周方向に偶数分割した前記分割領域内に、前記第 1 及び前記第 2 のフィルタ領域のいずれか一方がそれぞれ配置されており、

前記第 1 のフィルタ領域が配置された前記分割領域と、前記第 2 のフィルタ領域が配置された前記分割領域が、前記円周方向に交互に配列された、

請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記回転駆動部が、前記白色光束が前記分割領域を通過する期間が 1 フレーム又は 1 フィールドの撮像が行われる期間と一致するように、前記回転板を回転させる、

請求項 5 又は請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記回転板には、円周方向に配列された複数のフィルタ領域からなるフィルタ領域列が、同心円上に複数形成されており、

前記回転フィルタは、前記白色光束が入射する前記フィルタ領域列を切り換えるフィルタ領域列切換手段を備える、

請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、異なる照明光を使用した観察を同時に行うための内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療機器分野においては、病変部の診断をより効果的に行うため、波長域の異なる複数の照明光の其々を使用した観察を同時に行うことが可能な電子内視鏡システムが知られている（特許文献 1）。

【0003】

特許文献 1 には、通常観察用の白色光（通常光）を透過させる減光フィルタと特定の波長域の光（特殊光）のみを透過する特殊光用フィルタが円周方向に交互に配置された回転板を備え、撮像のタイミングと同期して回転する回転板に白色ランプ光を通して得た照明光を使用することにより、例えばフレーム毎に通常観察像と特殊光観察像とを交互に撮像

10

20

30

40

50

して、通常観察と特殊光観察の同時観察を可能にした光源装置を備えた電子内視鏡装置が記載されている。また、露出調整は、応答の遅い絞りを使用して行われる為、通常光と特殊光との極めて短い周期の切り換えに追従することができない。その為、観察画像毎に適正露出を得ることができず、通常光と特殊光の光量の差が大きい場合には、白飛びや黒潰れが生じる。その為、特許文献１の装置では、通常光と特殊光の光量が一致するよう、減光フィルタを使用して通常光の光量を調整している。減光フィルタには金属網が使用され、金属網のメッシュにより透過する通常光の光量が調整される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

10

【特許文献１】特開２０１１－２００３７７号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

また、特殊光用フィルタを透過する特殊光の光量は使用するランプの種類によっても異なる為、金属網の透過光量を特殊光用フィルタの透過光量と完全に一致させようとすると、専用の金属網を多種類作製することが必要となり、金属網の調達コストが膨大となってしまう。従って、現実的には、市販の標準仕様の金属網から最も適したものを選択して使用することになる。その為、特殊光フィルタと金属網の透過光量の差が大きく、調光が不十分となり、白とびや黒つぶれが生じることがあった。また、金属網は変形し易い為、回転板に金属網を取り付ける加工は慎重を要するため、多くの工数が掛かっていた。

20

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の実施形態によれば、内視鏡観察の照明に用いる第１及び第２の波長域を含む白色光束を出射する白色光源と、第１の波長域を有する第１の照明光と、第２の波長域を有する第２の照明光とを順次切り替えて白色光束から取り出す回転フィルタと、を備え、回転フィルタが、円周方向に配列された第１及び第２のフィルタ領域を有する回転板と、撮像のタイミングに合わせて前記第１の照明光と前記第２の照明光とが切り替わるように回転板を定速で回転させる回転駆動部と、を備え、第１及び第２のフィルタ領域において、それぞれ第１及び第２の照明光を白色光束から取り出して出射するように構成されており、第２のフィルタ領域の円周方向の大きさが、回転板１回転あたりに出射される第１及び第２の照明光の光量の時間積分が略等しくなるように設定された内視鏡用光源装置が提供される。

30

【０００７】

この構成によれば、金属網を使用することなく、各フィルタ領域を通過する照明光の透過光量を均一に揃えることができる。また、回転板の円周方向における第２のフィルタ領域（例えばＮＤフィルタとして機能するスリット）の大きさは無段階に加工することができる為、波長域毎に専用の部材を用意することなく、各フィルタ領域を通過する照明光の透過光量差を十分に小さくすることができ、観察像の白とびや黒つぶれが防止される。

【０００８】

40

第１の波長域の照明光が特殊光であり、第２の波長域の照明光が通常観察用の白色光である構成としてもよい。

【０００９】

また、回転板の第１及び第２のフィルタ領域には、それぞれ円周方向に延びる第１及び第２のスリットが形成されており、第１のスリットが、第１の照明光を選択的に透過させる第１のフィルタ素子により塞がれた構成としてもよい。

【００１０】

第１及び第２のフィルタ領域が、回転板を円周方向に等分割した分割領域内にそれぞれ配置された構成としてもよい。

【００１１】

50

また、回転板を円周方向に偶数分割した分割領域内に、第１及び第２のフィルタ領域のいずれか一方がそれぞれ配置されており、第１のフィルタ領域が配置された分割領域と、第２のフィルタ領域が配置された分割領域が、円周方向に交互に配列された構成としてもよい。

【００１２】

また、回転駆動部が、白色光束が分割領域を通過する期間が１フレーム又は１フィールドの撮像が行われる期間と一致するように、回転板を回転させる構成としてもよい。

【００１３】

この構成によれば、フィルタ素子を透過した特殊光を使用する特殊光観察用の撮像と、フィルタリングしない光を使用する通常観察用の撮像とが等時間間隔で１フレーム（又は１フィールド）毎に交互に行われるため、各撮像で得られた撮像データに基づいて比較的スムーズで自然な動きの２つの観察映像を同時に取得することができる。

10

【００１４】

回転板には、円周方向に配列された複数のフィルタ領域からなるフィルタ領域列が、同心円上に複数形成されており、回転フィルタは、白色光束が入射するフィルタ領域列を切り換えるフィルタ領域列切換手段を備える構成としてもよい。

【００１５】

この構成によれば、使用するフィルタ領域の切り換えを自動的に瞬時に行うことが可能になる。

【００１６】

20

また、光量が、同一の光量で撮像したときに同程度の振幅の撮像信号が得られるように補正された実行光量である構成としてもよい。

【発明の効果】

【００１７】

以上のように、本発明の実施形態の構成によれば、簡単な構成により、照明光間の光量差が低く抑えられ、白とびや黒つぶれが防止される。

【図面の簡単な説明】

【００１８】

【図１】図１は、本発明の実施の形態に係る電子内視鏡装置１の概略構成を示すブロック図である。

30

【図２】図２は、本発明の実施の形態に係る電子内視鏡装置１に内蔵される回転フィルタ２６０を集光レンズ２１０側から見た時の正面図である。

【図３】図３は、ランプ２０８からの白色光束Ｌが回転フィルタ２６０に入射する位置を切り換える仕組みを説明する図である。

【図４】図４は、ランプ２０８からの白色光束Ｌが回転フィルタ２６０に入射する位置を切り換える仕組みの別例を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【００１９】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

【００２０】

40

図１は、本発明の実施形態の電子内視鏡装置１の概略構成を示すブロック図である。図１に示されるように、本実施形態の電子内視鏡装置１は、電子内視鏡１００、電子内視鏡用プロセッサ２００及び一つ以上のモニタ３００を備えている。

【００２１】

電子内視鏡用プロセッサ２００は、システムコントローラ２０２やタイミングコントローラ２０４を備えている。システムコントローラ２０２は、メモリ２０３に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡装置１全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ２０２は、タッチパネル２１８に接続され、タッチパネル２１８から入力されるユーザからの指示に応じて、電子内視鏡装置１の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ２０４は、各部の動作のタイミングを調整するクロッ

50

クパルス電子内視鏡装置 1 内の各種回路に出力する。

【0022】

ランプ 208 は、ランプ電源イグナイタ 206 による始動後、白色光束 L を放射する。ランプ 208 には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ 208 から放射された白色光束 L は、後述する回転フィルタ 260 を通過した後、集光レンズ 210 によって集光されつつ、絞り（不図示）を介して適正な光量に制限されて、LCB（Light Carrying Bundle）102 の入射端に入射する。

【0023】

回転フィルタ 260 は、スペクトルの異なる 2 種類の照明光（例えば白色光と特殊光）を、撮像のタイミングと同期して交互に切り替えて透過させる。撮像と同期して動作する回転フィルタ 260 を使用することにより、例えば 1 フレーム毎（又は 1 フィールド毎）に撮像に使用する照明光を白色光と特殊光とで切り換えて、通常観察の撮像と特殊光観察の撮像とを交互に行うことができる。また、後述のように、回転フィルタ 260 は、各フレーム期間（又はフィールド期間）に通過する照明光（白色光又は特殊光）の光量の時間積分が略等しくなるように構成されている。その為、1 フレーム毎（又は 1 フィールド毎）に調光を行う必要が無く、照明光の切り換え周期に対して応答時間が格段に遅い上述の絞りを使用しても、各観察の撮像に対して適切な調光を行うことが可能になっている。回転フィルタ 260 の構成の詳細については後述する。

【0024】

入射端から LCB 102 に導入された照明光は、LCB 102 内を伝播し、電子内視鏡 100 の先端に配置された LCB 102 の出射端から出射して、配光レンズ 104 を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0025】

固体撮像素子 108 は、IR（InfraRed）カットフィルタ 108a、ベイア配列カラーフィルタ 108b の各種フィルタが受光面に配置された単板式カラー CCD（Charge-Coupled Device）イメージセンサであり、受光面上で結像した光学像に応じた R、G、B 各色の撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、電子内視鏡 100 の接続部内に設けられたドライバ信号処理回路 112 において AD 変換、信号増幅等の処理が行われた後、電子内視鏡用プロセッサ 200 の前段信号処理回路 220 に入力される。なお、別の実施形態では、固体撮像素子 108 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサであってもよい。

【0026】

ドライバ信号処理回路 112 において、R、G、B 各色の撮像信号が、輝度信号 Y 及び色差信号 Cb、Cr からなる画像信号に変換され、更にデジタル信号に変換された後、電子内視鏡用プロセッサ 200 の前段信号処理回路 220 に送られる。また、ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 にアクセスして電子内視鏡 100 の固有情報を読み出す。メモリ 114 に記録される電子内視鏡 100 の固有情報には、例えば固体撮像素子 108 の画素数や感度、対応可能なレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 から読み出した固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

【0027】

システムコントローラ 202 は、電子内視鏡 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 202 は、生成された制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続中の電子スコープに適した処理がなされるように電子内視鏡用プロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0028】

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、

10

20

30

40

50

固体撮像素子 108 を電子内視鏡用プロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0029】

電子内視鏡用プロセッサ 200 の前段信号処理回路 220 は、電子内視鏡 100 のドライバ信号処理回路 112 から送られてくる画像信号に対して種々の画像処理を施す。前段信号処理回路 220 は、ドライバ信号処理回路 112 から送られてくる輝度信号 Y 及び色差信号 Cb, Cr をそれぞれ増幅した後、内蔵するマトリクス回路（不図示）に送り、撮像に使用された照明光のスペクトル特性（直接的には、照明光のフィルタリングに使用された光学フィルタのスペクトル特性）に応じて、変換特性を決定するマトリクス係数の値を更新し、画像信号の色補正を行う。マトリクス回路は、入力される輝度信号 Y 及び色差信号 Cb, Cr を 3 原色信号 R, G, B に変換して出力する。マトリクス回路から出力された R, G, B の各画像信号は、それぞれ増幅されて適切な信号レベルに調整された後に、各色毎に画像メモリ 230 に格納される。

10

【0030】

後述のように、回転フィルタ 260 による通常光と特殊光の切り替えのタイミングは、撮像素子 108 における撮像期間（フレーム期間又はフィールド期間）の切り換えのタイミングと同期されている。従って、撮像素子 108 は、ある露光期間に白色光を受光して通常観察像の撮像信号を生成、出力した後に、続く露光期間に特殊光を受光して特殊光観察像の撮像信号を生成、出力し、これを繰り返すことで各観察像の撮像信号を交互に出力する。また、画像メモリ 230 は、通常観察の画像信号を記憶する通常観察画像用メモリと、特殊光観察の画像信号を記憶する特殊光観察画像用メモリを備えている。そして、画像メモリ 230 は、通常観察画像用メモリに書き込む際には特殊光観察画像用メモリへの書き込みを停止し、特殊光観察画像用メモリに書き込む際には通常観察画像用メモリへの書き込みを停止する。この画像メモリ 230 の動作モードの切り換えは、タイミングコントローラ 204 からのクロックパルスに同期して行われる。

20

【0031】

また、前段信号処理回路 220 のマトリクス回路のマトリクス係数は、白色光と各特殊光のそれぞれに対応する係数が用意されており、各マトリクス係数はメモリ 222 に記憶されている。そして、タイミングコントローラ 204 からのクロックパルスに基づいて、照明光の切り替えのタイミングに合わせて、次に処理する画像信号の撮像に使用される照明光の種類（通常光又は特殊光の一つ）に対応するマトリクス係数がメモリ 222 から前段信号処理回路 220 に送られて、マトリクス回路に設定される。

30

【0032】

タイミングコントローラ 204 からのクロックパルスに同期して画像メモリ 230 の通常観察画像用メモリ又は特殊光観察画像用メモリから読み出された画像信号は、後段信号処理回路 240 に送られる。後段信号処理回路 240 は、画像メモリ 230 から送られてきた通常観察及び特殊光観察の各画像信号と、システムコントローラ 202 から送られてきた観察条件等の情報に基づいてモニタ表示用画面データを生成する画面生成処理を行い、生成したモニタ表示用画面データを各種のデジタル又はアナログビデオ信号に変換する。画面生成処理においては、例えば、各観察画像を縮小及び結合して分割表示画面を生成する処理、一方の観察画像を縮小して他方の観察画像の一部に子画面として挿入する処理、各観察画像のうち一つを選択して選択した画像を全画面表示させる画面を生成する処理、又はタッチパネル 218 によって入力された術者名や患者名、観察日時、観察に使用した照明光の種別等の内視鏡観察に関する情報をスーパーインポーズする処理等が行われる。なお、上記の分割表示画面や子画面を生成する処理により、同一モニタ 300 上に、通常観察像と特殊光観察像とを同時に表示するモニタ表示用画面データを生成することができる。通常光観察像と特殊光観察像とを一画面に表示することにより、術者は両観察像を同時に見ながら、患部の診断や識別を容易に行うことが可能になる。画面生成処理は、システムコントローラ 202 の制御に基づいて行われる。

40

【0033】

50

後段信号処理回路 240 が生成したビデオ信号は、モニタ 300 に入力され、画面表示される。術者は、モニタ 300 に表示される観察画像を確認しながら体腔内の部位の観察や治療を行う。

【0034】

また、後段信号処理回路 240 は、異なる画面表示を行う複数のビデオ信号を同時に出力できるように構成されている。また、電子内視鏡用プロセッサ 200 は、後段信号処理回路 240 が出力する複数のビデオ信号に対応した複数のビデオ出力端子（不図示）を備えており、複数のモニタ 300 を接続して、各モニタ 300 に異なる画面を表示させることができるように構成されている。例えば、後段信号処理回路 240 は、通常観察像を全画面表示させるビデオ信号と、特殊光観察像を全画面表示させるビデオ信号とを同時に生成し、別のモニタ 300 に出力して、通常観察像と特殊光観察像を同時に表示させることができる。

10

【0035】

ここで、回転フィルタ 260 の構成について説明する。図 2 は、本実施形態の回転フィルタ 260 を集光レンズ 210 側から見た正面図である。また、図 3 は、回転フィルタ 260 の付近を拡大した平面図である。図 1 ~ 3 に示すように、回転フィルタ 260 は、回転板 261 と、回転板 261 に固定されたフィルタ 264 a ~ c と、モータ 266 と、モータ 266 を駆動制御するドライバ 265 と、回転板 261 の回転位置を検出するフォトインタラプタ 267 とを備えている。回転板 261 は、その中心がモータ 266 の駆動軸 266 a (図 3) に連結され、モータ 266 によって回転駆動される。モータ 266 には、高精度の回転角制御が可能なステッピングモータが使用される。

20

【0036】

回転板 261 は、複数のスリット 262 a ~ c、263 a ~ c 及び開口 261 a が形成された円盤状の部材である。スリット 262 a ~ c 及び 263 a ~ c は、其々回転板 261 の回転軸 C を中心とする同心円上に形成された円弧帯状の開口である。スリット 262 a と 263 a、262 b と 263 b 及び 262 c と 263 c は、それぞれ同一円周上に形成されて、一対のスリット対を構成している。回転板 261 は、各スリット対が形成された何れかの円周上に白色光束 L が垂直入射するように配置され、回転板 261 が一定の速度で回転すると、この円周上に形成されたスリット対に白色光束 L が交互に周期的に入射される。各スリット対のうち、回転板 261 の半面（図 2 における左上部分）に形成された一方のスリット 263 a ~ c にはフィルタ 264 a ~ c がそれぞれ嵌め込まれており、残りの反面（図 2 における右下部分）に形成された他方のスリット 262 a ~ c にはフィルタが設けられていない。

30

【0037】

フィルタ 264 a ~ c は、それぞれ異なる波長域の光を選択的に透過させる波長フィルタであり、スリット 263 a ~ c に隙間無く嵌め込まれ、接着剤等で回転板 261 に固定されている。フィルタ 264 a ~ c としては、例えば、蛍光観察の励起光として有効な波長 400 ~ 500 nm 付近の紫外域、血中モグロビンの吸収域であり血管観察に有効な波長 415 nm 又は 540 nm 近傍の狭帯域、被写体の深層部観察に有効な波長 650 nm 近傍の狭帯域等の特定の波長域を選択的に透過させる吸収型や反射型の各種光学フィルタが使用される。また、複数の離散的な透過域を有する複峰性のフィルタを使用することもできる。

40

【0038】

白色光束 L がフィルタ 264 a ~ c で覆われたスリット 263 a ~ c に入射している間は、白色光束 L に含まれる複数の波長域のうち、特定の波長域の光（すなわち特殊光）のみがフィルタ 264 a ~ c 及びスリット 263 a ~ c を介して回転フィルタ 260 を通過し、照明光として LCB102 に供給されて、特殊光観察が行われる。また、白色光束 L がフィルタで覆われていないスリット 262 a ~ c に入射している間は、波長フィルタを介さずに白色光が照明光として LCB102 に供給されて、通常観察が行われる。

【0039】

50

また、フィルタ 264 a ~ c が埋め込まれたスリット 263 a ~ c の中心角は均一であるが、フィルタによって覆われていないスリット 262 a ~ c の中心角は不均一になっている。スリット 262 a ~ c の中心角の大きさを変えることにより、回転板 261 が 1 回転する間に各スリット 262 a ~ c を通過した白色光の照明光が LCB 102 に供給される時間、すなわち 1 フレーム（又は 1 フィールド）の撮像期間中の露光時間を変えることができる。本実施形態においては、回転板 261 が 1 回転する間に、各スリット 262 a ~ c を介して LCB 102 に供給される白色光の光量の時間積分（エネルギー）が、同一円周上に形成された対応するスリット 263 a ~ c 及びフィルタ 264 a ~ c を介して LCB 102 に供給される特殊光の光量の時間積分と同程度になるように、各スリット 262 a ~ c の中心角の大きさが設定されている。これにより、通常観察時と特殊光観察時で露光レベルが略一定となる為、一方の観察（例えば通常観察）に対して絞りを制御して露光調整を行えば、他方の観察（例えば特殊光観察）でも適正な露光が得られ、両方の観察において白とびや黒つぶれの無い画像を得ることができる。

10

【0040】

また、回転板 261 の外周部には、回転板 261 の基準位置を示す開口 261 a が形成されている。開口 261 a は、回転板 261 の外周部近傍に配置されたフォトインタラプタ 267 によって検出され、回転板 261 の回転位置の制御に使用される。フォトインタラプタ 267 は、開口 261 a を検出すると、基準位置検出信号をドライバ 265 に出力する。開口 261 a は、フィルタ 264 a ~ c で覆われたスリット 263 a ~ c が形成された回転板 260 の反面（図 2 における左上部分）と、フィルタ 264 a ~ c で覆われていないスリット 262 a ~ c が形成された半面（図 2 における右下部分）との境界部に配置されている。すなわち、回転板 261 の回転が撮像と完全に同期していれば、タイミングコントローラ 204 のクロックパルスとフォトインタラプタ 267 の基準位置検出信号が同時に出力されるようになっている。ドライバ 265 は、クロックパルスと基準位置検出信号の受信に時間差があった場合は、この時間差が解消するように、モータ 266 の回転の位相を調整する。

20

【0041】

次に、白色光束 L が入射するスリット対を切り換える切り替え手段について説明する。図 3 に示すように、回転フィルタ 260 は、図示しないリニアアクチュエータに取り付けられており、白色光束 L の経路と垂直な方向（図中の矢印方向）に移動可能に構成されている。術者が、タッチパネル 218 や電子内視鏡 100 の操作部に設けられた操作ボタン（不図示）などを用いて、特殊光の種類（波長域）を変更する操作を行うと、この操作に基づいてシステムコントローラ 202 がドライバ 265 に制御信号を送り、回転フィルタ 260 を白色光束 L の光軸に垂直な方向（すなわち、回転板 261 の半径方向）に移動させて、白色光束 L が入射するスリット対が切り換えられる。これにより、回転フィルタ 260 から出射される特殊光の種類が切り換えられる。

30

【0042】

上述した本実施形態の切り換え手段（図 3）は、回転フィルタ 260 を移動させることで白色光束 L が入射するスリット対を切り換える構成のものであるが、これとは逆に、白色光束 L の経路の一部を移動させることで白色光束 L が入射するスリット対を切り換える構成も可能である。後者の構成の例を図 4 に示す。図 4 に示す切り換え手段は、一对の可動偏向ミラー 272、273 と、一对の固定偏向ミラー 271、274 とを備えている。可動偏向ミラー 272、273 は、図示しないリニアアクチュエータに取り付けられており、回転板 261 の半径方向（図中の矢印方向）に移動可能に構成されている。リニアアクチュエータにより可動偏向ミラー 272、273 を矢印方向に移動させることで、固定偏向ミラー 274 及び可動偏向ミラー 273 によって偏向された白色光束 L の経路が矢印方向に移動し、白色光束 L が入射するスリット対が切り換えられる。また、回転フィルタ 260 から出射した照明光が、可動偏向ミラー 272 及び固定偏向ミラー 271 によって偏向されて、集光レンズ 210 を介して LCB 102 に導入される。この別例の構成では、図 3 の構成と比べて光学部品の数が増えるが、大型で重い回転フィルタ 260 の移動が

40

50

不要となる為、小型のリニアアクチュエータを使用することができ、切り替え手段の軽量化が可能である。

【 0 0 4 3 】

さらに、ランプ 2 0 8 と回転フィルタとの間において、白色光束 L の経路上に通常観察にも特殊光観察にも使用しない波長域の紫外光や赤外光をカットする光フィルタを設けてもよい。これにより、特殊光フィルタの劣化を抑制することができる。

【 0 0 4 4 】

以上が、本実施形態の説明であるが、本発明は、本実施形態の構成に限定されるものではなく、特許請求の範囲の記載によって表現された技術的思想の範囲内で様々な変形が可能である。

10

【 0 0 4 5 】

例えば、上記の実施形態では、各撮像期間中に L C B 1 0 2 に供給される白色光の光量と特殊光の光量が同程度になるように回転板 2 6 1 に設けられるスリット 2 6 2 a ~ c の中心角の大きさが設定されている構成となっているが、白色光と特殊光とでは撮像素子の感度や被写体の反射率が異なる場合があり、これらの影響を補正した実効的な光量が同程度になるように（すなわち、得られる撮像信号の振幅が同程度になるように）スリットの中心角を設定する構成としてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、上記実施形態においては、通常観察と特殊光観察を 1 フレーム毎（又は 1 フィールド毎）に交互に行うように構成されているが、2 つの異なる波長域の照明光を使用した特殊光観察を交互に行う構成としてもよい。この場合、スリット 2 6 2 a ~ c には、フィルタ 2 6 4 a ~ c とは透過波長域の異なる光学フィルタが設けられる。

20

【 0 0 4 7 】

また、上記実施形態においては、1 回の撮像期間（1 フレーム期間又は 1 フィールド期間）に回転板 2 6 1 が 1 / 2 回転するように構成されており、これに対応して、回転板 2 6 1 の平面領域が円周方向に 2 分割され、各分割領域内に各撮像に対応するスリット 2 6 2 a ~ c 及び 2 6 3 a ~ c が設けられているが、回転板 2 6 1 を 3 分割以上の複数分割（n 分割）した分割領域内にスリットを配置し、1 回の撮像期間に回転板 2 6 1 が 3 回転以上の複数回転（n 回転）する構成としてもよい。この場合は、3 種類以上の観察（例えば、通常観察と、5 4 0 n m の波長域を使用した血管観察と、6 5 0 n m の波長域を使用した深層部観察）を同時に行うことができる。また、回転板の回転の 1 周期が偶数回撮像が行われる期間となるように構成される場合には、例えば、フィルタを設けたスリットとフィルタを設けないスリットとを円周方向に交互に配列した構成としてもよい。

30

【 0 0 4 8 】

また、上記の実施形態においては、通常観察用の照明光が通過するスリット 2 6 2 a ~ c にはフィルタが設けられていないが、通常観察用のフィルタを設けても良い。通常観察用のフィルタとして、例えば、可視域以外の波長域をカットするフィルタや、可視域の光源の波長スペクトルを平坦化する平坦化フィルタを使用することができる。

【 0 0 4 9 】

また、上記の実施形態においては、回転板 2 6 1 の 2 6 3 a ~ c にフィルタ 2 6 4 a ~ c が埋め込まれているが、回転板の片面からスリットをフィルタで覆う構成としても良い。また、スリットが形成された回転板とは別にフィルタを保持するフィルタ保持部材を設けてもよい。

40

【 0 0 5 0 】

また、上記の実施形態は、内視鏡の先端部に撮像素子を備えた電子内視鏡装置に本発明を適用した例であるが、内視鏡の基端部（プロセッサ側の端部）に撮像機構を設けた別の方式の内視鏡装置（例えばアイピース部にビデオカメラを取り付けたファイバ스코ープ等）にも本発明を適用することができる。

【 0 0 5 1 】

また、上記の実施形態は、プロセッサ内に光源装置を内蔵した構成のものであるが、プ

50

ロセッサと光源装置とを分離した構成も本発明の範囲に含まれる。この場合、プロセッサと光源装置との間でタイミング信号を送受信する為の有線又は無線の通信手段が設けられる。

【 0 0 5 2 】

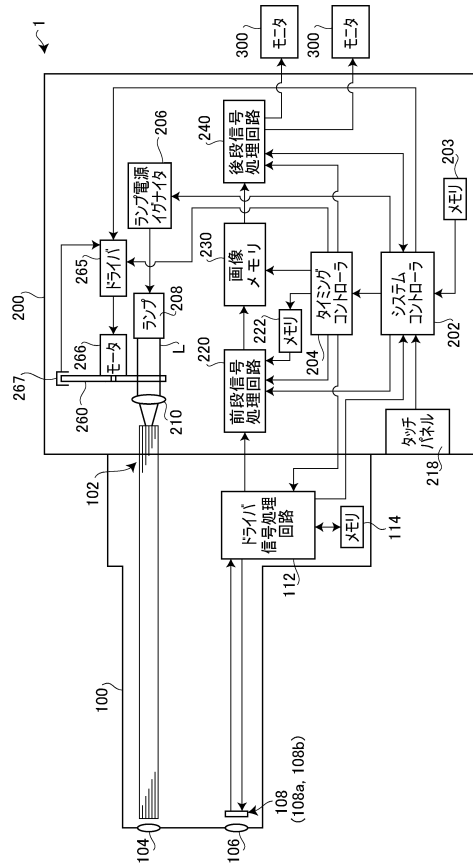
また、本実施形態においては、R、G、Bのベイヤ配列カラーフィルタ108bを有する固体撮像素子108が使用されているが、補色系のCy（シアン）、Mg（マゼンタ）、Ye（イエロー）、G（グリーン）のフィルタを有した固体撮像素子を使用した構成とすることもできる。

【 符号の説明 】

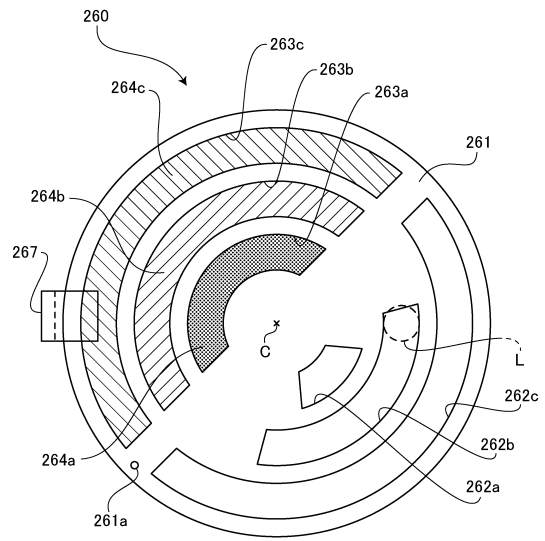
【 0 0 5 3 】

1	電子内視鏡装置	10
100	電子内視鏡	
102	L C B	
104	配光レンズ	
106	対物レンズ	
108	固体撮像素子	
200	電子内視鏡用プロセッサ	
202	システムコントローラ	
204	タイミングコントローラ	
206	ランプ電源イグナイタ	20
208	ランプ	
210	集光レンズ	
260	回転フィルタ	
262 a ~ c、263 a ~ c	スリット	
264 a ~ c	フィルタ	
267	フォトインタラプタ	
266	モータ	
265	ドライバ	
218	タッチパネル	
300	モニタ	30

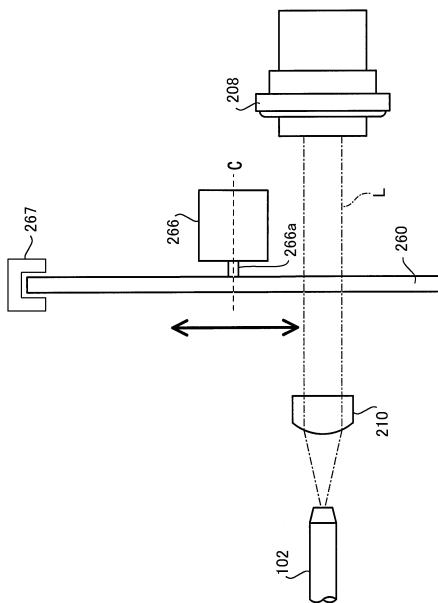
【図 1】



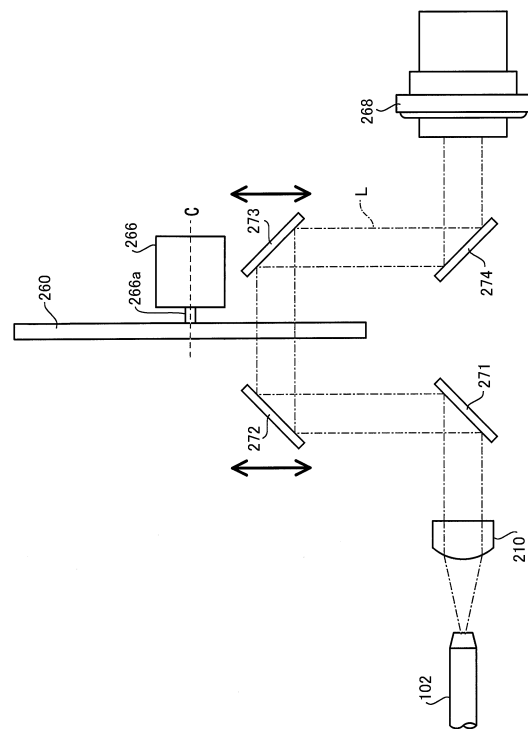
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 遠藤 幹治

東京都新宿区西新宿六丁目１０番１号 HOYA株式会社内

審査官 荒井 隆一

(56)参考文献 特開２００５－１３７７５５（ＪＰ，Ａ）

特開２０１１－２００３７７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ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)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP6145539B2	公开(公告)日	2017-06-14
申请号	JP2016112034	申请日	2016-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	增川祐哉 板津雅晴 遠藤幹治		
发明人	增川 祐哉 板津 雅晴 遠藤 幹治		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/04 A61B1/06.A A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/GA05 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP2016163770A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的结构减少照明灯之间的光量差异，并防止过度曝光和停电。内窥镜光源装置包括用于发射白色光束，包括第一和第二波长范围内，所述白色光束的白色光源，交替的第一照明光和第二照明光检索的旋转过滤器，旋转式过滤器包括具有布置在圆周方向上的第一和第二滤光区域的旋转盘，定时成像并且旋转驱动单元使旋转板旋转，使得第一照明光和第二照明光根据第一和第二滤光区域中的第一照明光和第二照明光进行切换，从白色光通量输出并且当拾取用第一照明光照射的对象时，从成像装置输出的成像信号的幅度和如从通过成像所述第二照明光照明的被摄体时，图像传感器输出的图像信号的振幅基本上是相等的，所述第二滤波器区域的周向尺寸被设定有。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6145539号 (P6145539)	
(45) 発行日 平成29年6月14日 (2017. 6. 14)		(24) 登録日 平成28年5月19日 (2017. 5. 19)			
(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)		A 6 1 B 1/06		B	
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)		A 6 1 B 1/04		3 7 0	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)		G 0 2 B 23/24		B	
請求項の数 8 (全 12 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-112034 (P2016-112034)		(73) 特許権者 000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号			
(22) 出願日 平成28年6月3日 (2016. 6. 3)		(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平			
(62) 分割の表示 特願2012-67155 (P2012-67155) の分割		(74) 代理人 100169856 弁理士 尾山 栄啓			
原出願日 平成24年3月23日 (2012. 3. 23)		(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴			
(65) 公開番号 特開2016-163770 (P2016-163770A)		(72) 発明者 増川 祐哉 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内			
(43) 公開日 平成28年9月8日 (2016. 9. 8)		(72) 発明者 板津 雅晴 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内			
審査請求日 平成28年6月3日 (2016. 6. 3)					
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置					
最終頁に続く					