

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-220235

(P2013-220235A)

(43) 公開日 平成25年10月28日(2013.10.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-94417 (P2012-94417)
 (22) 出願日 平成24年4月18日 (2012. 4. 18)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5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
 (72) 発明者 増川 祐哉
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 (72) 発明者 板津 雅晴
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内

最終頁に続く

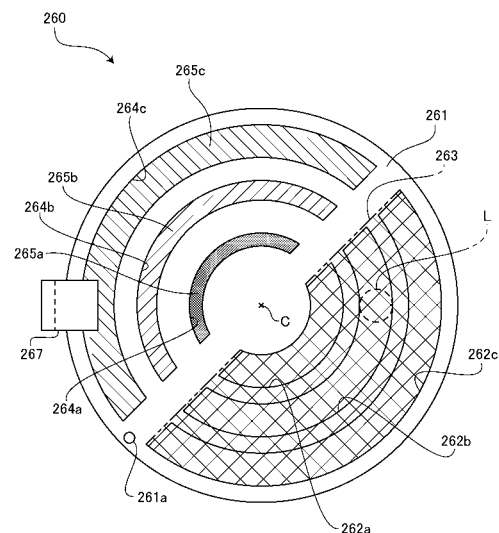
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】照明光の切り換え時に生じる内視鏡観察像の白飛びや黒潰れを防止する。

【解決手段】本発明の実施形態に係る光源装置は、白色光束を出射する白色光源と、白色光束から複数種類の照明光を順次取り出す回転フィルタと、を備える。回転フィルタが、回転軸を中心とする同心円状の複数のフィルタ領域を有する回転板と、回転板を一定速度で回転させる駆動部と、白色光束が入射するフィルタ領域を切り換える切り換え手段と、を備え、各フィルタ領域が、円周方向に配列された、通常観察用の照明光である白色光を取り出す白色光フィルタ部と、特殊光観察用の照明光である特殊光を取り出す特殊光フィルタ部と、を有し、1回転当たりに、白色光フィルタ部が取り出す白色光のエネルギー量と、特殊光フィルタ部が取り出す特殊光のエネルギー量が等しく、且つ、白色光束の入射下で各フィルタ領域が1回転当たりに取り出す照明光のエネルギー量が等しい。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

白色光束を出射する白色光源と、
前記白色光束から複数種類の照明光を順次取り出す回転フィルタと、
を備え、
前記回転フィルタが、
回転軸を中心とする同心円状の複数のフィルタ領域を有する回転板と、
前記回転板を一定速度で回転させる駆動部と、
前記白色光束が入射する前記フィルタ領域を切り換える切り換え手段と、を備え、
各フィルタ領域が、円周方向に配列された、通常観察用の照明光である白色光を取り出す白色光フィルタ部と、特殊光観察用の照明光である特殊光を取り出す特殊光フィルタ部と、を有し、

10

1 回転当たりに、前記白色光フィルタ部が取り出す白色光のエネルギー量と、前記特殊光フィルタ部が取り出す特殊光のエネルギー量が等しく、且つ、

前記白色光束の入射下で各フィルタ領域が 1 回転当たりに取り出す照明光のエネルギー量が等しいことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記複数のフィルタ領域の特殊光フィルタ部が、それぞれ異なる波長スペクトルの特殊光を取り出すことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 3】

前記特殊光フィルタ部において、前記回転板には円周方向に延びる第 1 のスリットが形成されており、

前記第 1 のスリットが、白色光束から前記特殊光を取り出す特殊光フィルタ素子により塞がれたことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記白色光束の入射下で前記特殊光フィルタ部が 1 回転当たりに取り出す特殊光のエネルギー量が、前記円周方向に延びるスリットの中心角により調整されたことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記白色光束の入射下で前記特殊光フィルタ部が 1 回転当たりに取り出す特殊光のエネルギー量が、前記スリットの幅により調整されたことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 6】

前記白色光フィルタ部に白色光を減衰して取り出す減光フィルタが配置されたことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記白色光フィルタ部において、前記回転板には円周方向に延びる第 2 のスリットが形成されており、

前記第 2 のスリットが前記減光フィルタにより塞がれたことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

40

【請求項 8】

前記減光フィルタが網であり、該網のメッシュにより前記白色光フィルタが取り出す白色光の光量が調整されたことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

各フィルタ領域の前記第 2 のスリットが、同一の幅及び同一の中心角を有し、同一のメッシュの前記網により塞がれたことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

白色光フィルタ部と前記特殊光フィルタ部が、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ており、

前記駆動部は、前記白色光束が前記分割領域の其々に入射する期間が 1 フレーム又は 1

50

フィールドの撮像が行われる撮像期間と一致するように、前記回転板を一定速度で回転させることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいず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、照明光の切り換えが可能な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、特性の異なる波長域の照明光を使用した観察を同時に行うことで病変部の診断を容易にする電子内視鏡システムが知られている（特許文献 1）。

10

【0003】

特許文献 1 には、通常観察用の白色光（通常光）を減光して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させた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して、通常観察と特殊光観察の同時観察を可能にした電子内視鏡装置が記載されている。

【0004】

特許文献 1 の装置においては、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。従って、観察像毎に露出を調整することができず、通常光と特殊光の光量の差が大きい場合には、観察画像に白飛びや黒潰れが生じる。その為、特許文献 1 の装置では、特殊光と通常光の光量が一致するように、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。

20

【0005】

回転板には、回転軸を中心とする同心円上に、複数の減光フィルタと特殊光用フィルタが交互に配列されている。電子内視鏡装置には白色ランプ光が回転板に入射する位置を各フィルタが配列された同心円間で切り換える切り換え手段が設けられており、何れかの同心円上に白色ランプ光が入射して、その同心円上に配列された各フィルタに白色ランプ光が順次通されるようになっている。各同心円上にはそれぞれ波長域の異なる特殊光を選択的に透過させる特殊光用フィルタが配置されており、切り換え手段により白色ランプ光が入射する同心円を切り換えることで、白色ランプ光から取り出す特殊光の種類（波長域）を切り換えられるようになっている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【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】

【0007】

40

特許文献 1 の内視鏡装置では、減光フィルタの透過光量が同一同心円上に配置された特殊光用フィルタの透過光量と同程度になるよう調整されているが、異なる同心円上に配置されたフィルタ（特殊光用フィルタ及び減光フィルタ）間では透過光量が調整されていない。その為、切り換え手段により観察中に特殊光を切り換えた時に、照明光の光量が急激に変化して、切り換えの直後に画面全体に白飛びや黒潰れが発生し、自動露出や自動調光が機能するまでの間、観察ができなくなるという問題があった。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の実施形態によれば、白色光束を出射する白色光源と、白色光束から複数種類の照明光を順次取り出す回転フィルタと、を備え、回転フィルタが、回転軸を中心とする同

50

心円状の複数のフィルタ領域を有する回転板と、回転板を一定速度で回転させる駆動部と、白色光束が入射するフィルタ領域を切り換える切り換え手段と、を備え、各フィルタ領域が、円周方向に配列された、通常観察用の照明光である白色光を取り出す白色光フィルタ部と、特殊光観察用の照明光である特殊光を取り出す特殊光フィルタ部と、を有し、1回転あたりに、白色光フィルタ部が取り出す白色光のエネルギー量と、特殊光フィルタ部が取り出す特殊光のエネルギー量が等しく、且つ、白色光束の入射下で各フィルタ領域が1回転あたりに取り出す照明光のエネルギー量が等しいことを特徴とする内視鏡用光源装置が提供される。

【0009】

この構成によれば、各フィルタ領域によって取り出される照明光を使用して撮像したときに、略同じ露光状態が得られるため、撮像中に使用する照明光を切り換えても、白飛びや黒潰れの発生が防止される。

10

【0010】

複数のフィルタ領域の特殊光フィルタ部が、それぞれ異なる波長スペクトルの特殊光を取り出す構成としてもよい。

【0011】

また、特殊光フィルタ部において、回転板には円周方向に延びる第1のスリットが形成されており、第1のスリットが、白色光束から特殊光を取り出す特殊光フィルタ素子により塞がれた構成としてもよい。

【0012】

また、白色光束の入射下で特殊光フィルタ部が1回転あたりに取り出す特殊光のエネルギー量が、円周方向に延びるスリットの中心角により調整された構成としてもよい。

20

【0013】

また、白色光束の入射下で特殊光フィルタ部が1回転あたりに取り出す特殊光のエネルギー量が、スリットの幅により調整された構成としてもよい。

【0014】

上記の構成によれば、調整用の部材を追加することなく、自由度の高い光量調整が可能となる。

【0015】

白色光フィルタ部に白色光を減衰して取り出す減光フィルタが配置された構成としてもよい。

30

【0016】

また、白色光フィルタ部において、回転板には円周方向に延びる第2のスリットが形成されており、第2のスリットが減光フィルタにより塞がれた構成としてもよい。

【0017】

また、減光フィルタが網であり、該網のメッシュにより白色光フィルタが取り出す白色光の光量が調整された構成としてもよい。

【0018】

また、各フィルタ領域の第2のスリットが、同一の幅及び同一の中心角を有し、同一のメッシュの網により塞がれた構成としてもよい。

40

【0019】

この構成によれば、メッシュの異なる多種類の網を使用する必要が無く、またスリットのサイズが共通であるため加工し易く、部材の調達・管理コストを下げることができる。

【0020】

また、白色光フィルタ部と特殊光フィルタ部が、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ており、駆動部は、白色光束が分割領域の其々に入射する期間が1フレーム又は1フィールドの撮像が行われる撮像期間と一致するように、回転板を一定速度で回転させる構成としてもよい。

【0021】

この構成によれば、撮像と同期して白色光と特殊光の切り換えとを行うことが可能にな

50

る。

【発明の効果】

【0022】

本発明の実施形態の構成によれば、使用する照明光を切り換えた際に生じる観察画像の白飛びや黒潰れが防止される。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【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。

【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。

10

【図3】図3は、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、回転フィルタの変形例の正面図である。

【図5】図5は、白色光束Lが回転フィルタ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】

【0024】

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。

【0025】

20

図1は、本発明の第1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及びモニタ300を備えている。

【0026】

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クパルスを電子内視鏡装置1内の各種回路に出力する。

30

【0027】

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。

【0028】

40

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換えて透過させる。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。

【0029】

入射端からLCB102に導入された照明光は、LCB102内を伝播し、電子内視鏡

50

100の先端に配置されたLCB102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。

【0030】

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、固体撮像素子108の種類は、CCDイメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置を使用してもよい。

10

【0031】

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。

20

【0032】

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。

【0033】

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、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。

30

【0034】

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。具体的には、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。

40

【0035】

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換えのタイミングは、撮像素子108における撮像期間(フレーム期間)の切り換えのタイミングと同期している。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して出力した後に、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して出力し、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

50

、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。

【0036】

また、前段信号処理回路220のマトリクス回路の処理で使用するマトリクス係数は、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、照明光の切り換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た照明光の種類（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。

10

【0037】

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して親子画面を生成する処理、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内視鏡観察に関する情報（例えば、術者名、患者名、観察日時、観察に使用した照明光の種別等）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親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。

20

【0038】

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。

30

【0039】

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、それぞれを別のモニタ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。

40

【0040】

次に、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の付近を拡大した電子内視鏡用プロセッサ200内部の平面図である。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265a～c及び網263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266a（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

50

ングモータが使用される。

【0041】

回転板261は、複数のスリット262a~c、264a~c及び開口261aが形成された円盤状の部材である。スリット262a~c及び264a~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262aと264a、262bと264b及び262cと264c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264a~cにはフィルタ265a~cがそれぞれ嵌め込まれており、残りの半面(図2における右下部分)に形成された他方のスリット262a~cは網263により覆われている。

10

【0042】

また、後述するように、電子内視鏡用プロセッサ200には、回転板261又は回転板261を通過する白色光束Lの経路の一部を回転板261の半径方向に移動させることで、白色光束Lが入射するスリット対を切り換え可能な切り換え手段が設けられている。切り換え手段によって白色光束Lが入射するスリット対を切り換えることにより、回転フィルタ260が取り出す特殊光の種類(波長域)が切り換えられるようになっている。

20

【0043】

フィルタ265a~cは、それぞれ異なる波長域の特殊光を選択的に透過させる波長フィルタであり、スリット264a~cにそれぞれ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265a~cとしては、例えば、蛍光観察の励起光として有効な波長400~500nm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415nm又は540nm近傍の狭帯域、被写体の深層部観察に有効な波長650nm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。

【0044】

網263は、細かなメッシュを有する金属網であり、減光フィルタ(ニュートラルフィルタ)として機能する。白色光束Lが網263で覆われたスリット262a~cに入射している間は、スリット262a~c及び網263を介して回転フィルタ260を通過した白色光が、照明光としてLCB102に供給されて、通常観察が行われる。

30

【0045】

スリット262a~cは、それぞれ同一のスリット幅(回転板261の半径方向におけるスリットの寸法)と同一の中心角(回転板261の円周方向におけるスリットの寸法)を有しており、共通の網263により覆われている。その為、回転板261が1回転する間に各スリット262a~cを通過する照明光(白色光)の光量の時間積分は略同じ値となる。従って、切り換え手段によって白色光束Lが入射するスリット262a~cを切り換えても、略同じ露光状態で通常観察を継続することができる。

40

【0046】

一方、白色光束Lがフィルタ265a~cで覆われたスリット264a~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)のみがスリット264a~c及びフィルタ265a~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。

【0047】

また、フィルタ265a~cが埋め込まれたスリット264a~cは、中心角は同一であるが、埋め込まれたフィルタ265a~cの光学濃度に応じてそれぞれ設定されたスリット幅を有している。各スリット264a~cのスリット幅は、白色光束Lのビーム径よりも狭く設定されており、スリット幅によって各スリット264a~cを透過する特殊光

50

の光量が調整されている。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 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（エネルギー）が互いに同程度となるように、各スリット 264 a ~ c の幅の大きさが設定されている。具体的には、フィルタ 265 a ~ c のうち最も光学濃度の高いフィルタ 265 c が埋め込まれたスリット 264 c は最大のスリット幅（本実施形態ではスリット 262 a ~ c と同じスリット幅）が与えられ、回転板 261 が 1 回転する間にスリット 264 c 及びフィルタ 265 c を通過する光量に基づいて他のフィルタ 265 a、b が埋め込まれるスリット 264 a、b のスリット幅が設定されている。この構成により、切り換え手段によって観察に使用する特殊光を他の波長域のものに切り換えても、特殊光観察の露光レベルは大きく変動せず、特殊光を切り換えた直後に撮像した観察画像に白飛びや黒潰れが発生することが防止される。

10

【0048】

また、1 フレーム期間に回転フィルタ 260 を透過する白色光の光量は、網 263 のメッシュによって調整することできる。本実施形態では、回転板 261 が 1 回転する間に、網 263 及びスリット 262 a ~ c を透過する白色光の光量の時間積分が、フィルタ 265 a ~ c 及びスリット 264 a ~ c を透過する特殊光の光量の時間積分と同程度になるように網 263 のメッシュが設定されている。この構成により、照明光が切り換わる 1 フレームの撮影毎に調光を行わなくても、通常観察と特殊光観察の撮像を同程度の露光状態で行うことができ、白飛びや黒潰れの発生が防止される。

20

【0049】

また、回転板 261 の外周部には、回転板 261 の回転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 265 a ~ c で覆われたスリット 264 a ~ c が形成された回転板 260 の半面（図 2 における左上部分）と、網 263 で覆われたスリット 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、この時間差が解消されるように、モータ 266 の回転の位相を調整する。

30

【0050】

本実施形態の回転フィルタ 260 では、フィルタ 265 a ~ c の光学濃度に応じて、フィルタ 265 a ~ c 及びスリット 264 a ~ c の幅（回転板 261 の半径方向における寸法）を決定することにより、撮像期間に回転フィルタ 260 を透過する各特殊光の光量の時間積分が一定に揃えられているが、フィルタ 265 a ~ c 及びスリット 264 a ~ c の他の寸法や形状、配置によっても同様の効果を得ることができる。本実施形態の回転フィルタの変形例を図 4 に示す。なお、図 4 に示す回転フィルタ 260' は、フィルタ 265 a' ~ c' 及びスリット 264 a' ~ c' の寸法関係を除いては、図 2 に示す回転フィルタ 260 と同一構成のものである為、同一構成については同一の参照符号を使用して詳しい説明は省略する。

40

【0051】

図 4 に示すように、回転フィルタ 260' においては、フィルタ 265 a' ~ c' 及びフィルタ 265 a' ~ c' が埋め込まれたスリット 264 a' ~ c' は、幅（回転板 261' の半径方向における寸法）は同一であるが、中心角（回転板 261' の円周方向における寸法）はそれぞれ異なる大きさに設定されている。スリット 264 a' ~ c' 及びフィルタ 265 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 回転する間に各フィルタ 265 a' ~ c' を通過した特殊光が LCB 102 に供給される時間、すなわち特殊光観察の 1 フレームの撮像期間中の露光時間を変えることができる。図 4

50

の変形例においては、フィルタ 2 6 5 a' ~ c' の光学濃度に応じて、フィルタ 2 6 5 a' ~ c' 及びスリット 2 6 4 a' ~ c' の中心角が設定されている。具体的には、フィルタ 2 6 5 a' ~ c' のうち最も光学濃度の高いフィルタ 2 6 5 c' が埋め込まれたスリット 2 6 4 c' に最大の中心角（本実施形態ではスリット 2 6 2 a ~ c と同じ中心角）が与えられ、回転板 2 6 1' が 1 回転する間にスリット 2 6 4 c' 及びフィルタ 2 6 5 c' を通過する光量に基づいて他のフィルタ 2 6 5 a'、b' が埋め込まれるスリット 2 6 4 a'、b' の中心角が設定されている。このように、フィルタとスリットの円周方向の寸法を調整することによっても、図 2 の実施形態の構成と同様の効果を得ることができる。

【0052】

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換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 2 6 0 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 2 1 8 や電子内視鏡 1 0 0 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 2 0 2 がドライバ 2 6 5 に制御信号を送り、回転フィルタ 2 6 0 を白色光束 L の光軸と垂直な方向（すなわち、回転板 2 6 1 の半径方向）に移動させる。これにより、白色光束 L が入射するスリット対が切り換えられる、回転フィルタ 2 6 0 から出射される特殊光の種類が変更される。

【0053】

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 2 6 0 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 5 に示す。図 5 に示す切り換え手段は、一对の可動偏向ミラー 2 7 2、2 7 3 と、一对の固定偏向ミラー 2 7 1、2 7 4 とを備えている。可動偏向ミラー 2 7 2、2 7 3 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 2 6 1 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 2 7 2、2 7 3 を矢印方向に移動させることで、固定偏向ミラー 2 7 4 及び可動偏向ミラー 2 7 3 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 2 6 0 から出射した照明光が、可動偏向ミラー 2 7 2 及び固定偏向ミラー 2 7 1 によって偏向されて、集光レンズ 2 1 0 を介して LCB 1 0 2 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数は増えるが、大型で重い回転フィルタ 2 6 0 の移動が不要となる為、小型のリニアアクチュエータを使用することができ、切り換え手段の軽量化が可能である。

【0054】

さらに、ランプ 2 0 8 と回転フィルタ 2 6 0 との間に、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されない波長域の光（例えば紫外光や赤外光）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。

【0055】

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。

【0056】

例えば、上記の実施形態では、減光フィルタとして網 2 6 3 が使用されているが、別の種類の減光フィルタ（例えば、金属薄膜を使用した反射型フィルタや、吸光性ガラスを使用した透過型フィルタ）を使用してもよい。

【0057】

また、上記の各実施形態では、スリットの幅は白色光束 L のビーム径よりも僅かに狭く設定されているが、スリット 2 6 4 a' ~ c' の長さ（中心角）によって光量を調整する構成（図 4）の場合には、各スリット 2 6 2 a ~ c 及び 2 6 4 a' ~ c' の幅を白色光束

10

20

30

40

50

Lのビーム径よりも広くすることもできる。また、この場合、通常観察用のスリット262a~c間の仕切りを取り除いて、一つの半円状の開口を設けた構成としてもよい。但し、スリット262a'~c'間の仕切りは、網263の取り付けや支持に役立つ。

【0058】

例えば、上記の実施形態では、各撮像期間中にLCB102に供給される各特殊光の光量が同程度になるように回転板261に設けられるスリット264a~cのスリット幅（又はスリット264a'~c'の中心角）の大きさが設定された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）スリットの幅や中心角を設定する構成としてもよい。

10

【0059】

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262a~cには、網263の代わりに、フィルタ265a~cとは透過波長域の異なる光学フィルタが設けられる。また、フィールド読み出し方式の撮像素子を使用する場合には、1フィールドの撮像期間（フィールド期間）毎に照明光を切り換える構成としてもよい。

【0060】

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）に回転板261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261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262a~c及び264a~cが設けられているが、回転板261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261が3回転以上の複数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、540nmの波長域を使用した血管観察と、650nm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周期が偶数回の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網を設けた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。

20

【0061】

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262a~cには網が設けられているが、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、あるいは別の種類の減光フィルタを使用することができる。

30

【0062】

また、上記の実施形態においては、回転板261のスリット264a~cにフィルタ265a~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や網を保持するフィルタ保持部材を設けてもよい。

【0063】

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ースコープ等）にも本発明を適用することができる。

40

【0064】

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。

【0065】

50

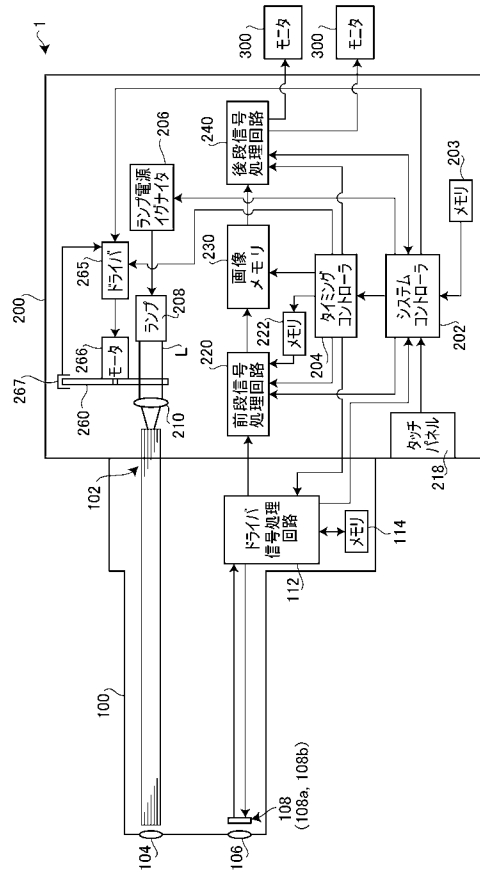
また、本実施形態においては、R、G、Bのベイヤ配列カラーフィルタ108bを有する固体撮像素子108が使用されているが、補色系のCy（シアン）、Mg（マゼンタ）、Ye（イエロー）、G（グリーン）のフィルタを有した固体撮像素子を使用した構成とすることもできる。

【符号の説明】

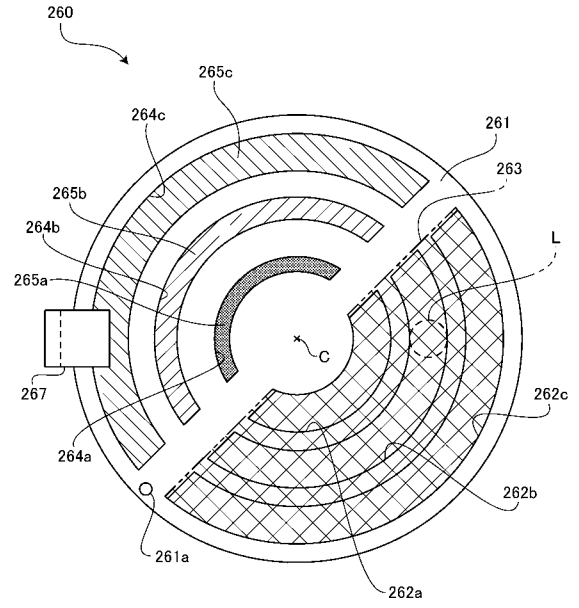
【0066】

1	電子内視鏡装置	
100	電子内視鏡	
102	L C B	
104	配光レンズ	10
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	
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	20
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	

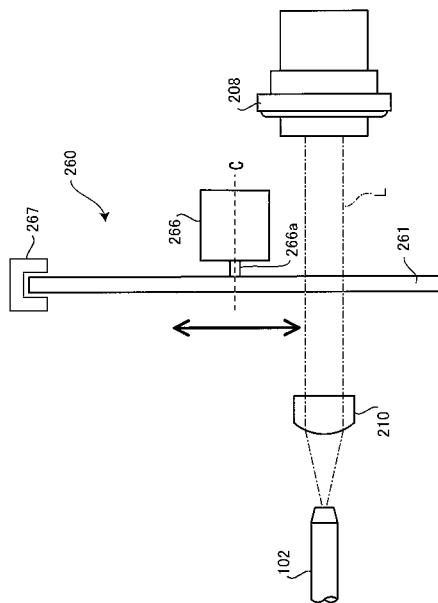
【図 1】



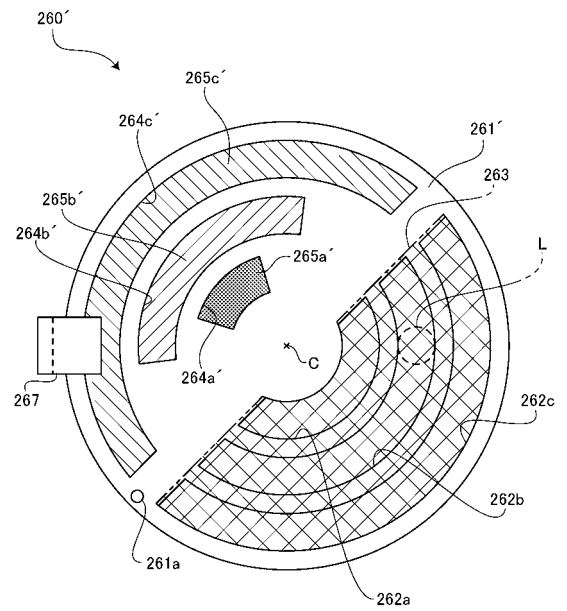
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 遠藤 幹治

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA07 CA10 CA11 GA02

4C161 BB02 CC06 GG01 LL02 MM05 NN01 QQ02 RR02 RR04 RR14

RR18 RR26

专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2013220235A	公开(公告)日	2013-10-28
申请号	JP2012094417	申请日	2012-04-18
[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		
[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 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.510 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26		
代理人(译)	尾山荣启		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：防止在更换照明光时发生的内窥镜观察图像的高光溢出或遮挡阴影。解决方案：光源装置包括：发射白光通量的白光源；旋转滤光器依次从白光通量中取出多个照明光。旋转滤光器包括：旋转板，具有多个同心圆形滤光区域，其中心是旋转轴；驱动部件以恒定速度旋转旋转板；以及转换单元，该转换单元在白光通量入射的滤光器区域上变换。每个滤光器区域具有白光滤光器部分和特殊光滤光器部分，该白光滤光器部分取出作为用于正常观察的照明光的白光，并且特殊光滤光器部分取出特殊光，该特殊光是用于特殊光观察的照明光，其沿圆周方向布置。由白光滤光器部分取出的白光的每次旋转的能量和由特殊滤光器部分取出的特殊光的每次旋转的能量量是相等的，并且由每个旋转的照明光的每次旋转的能量。在白光通量入射下的各个滤光区域是相等的。

