

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5455734号
(P5455734)

(45) 発行日 平成26年3月26日 (2014. 3. 26)

(24) 登録日 平成26年1月17日 (2014. 1. 17)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)A 6 1 B 1/06 B
G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-69720 (P2010-69720)
 (22) 出願日 平成22年3月25日 (2010. 3. 25)
 (65) 公開番号 特開2011-200378 (P2011-200378A)
 (43) 公開日 平成23年10月13日 (2011. 10. 13)
 審査請求日 平成25年1月21日 (2013. 1. 21)

(73) 特許権者 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
 (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
 (72) 発明者 田中 千成
 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】 電子内視鏡用光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内挿入部の先端部内に対象部位を撮像するための撮像素子を有し、基端から先端にかけてライトガイドが挿通されている電子内視鏡に該対象部位の照明光を供給する光源部と、

前記光源部から前記電子内視鏡の前記ライトガイドの入射端面に至るまでの照明光の光路上に配置され、該照明光のうち所定の波長の光を透過する透過部と該照明光を減光する減光部とを所定の回転角度ごとに交互に設けた回転板と、

前記透過部又は前記減光部への前記照明光の入射位置を、該回転板の回転軸を中心とする円の半径方向に移動する切替手段とを有し、

前記透過部は、前記円の半径方向に並んで配置される複数の透過領域を有し、

前記減光部は、前記円の半径方向に並んで配置される複数の減光領域を有し、

前記円の円周方向において隣り合う前記透過領域及び前記減光領域の各組は、前記回転板の回転軸を中心とする同心円上にそれぞれ設けられ、

前記複数の透過領域を透過する所定の光の波長は、同心円ごとに異なる波長帯域を有し、

前記円の円周方向において隣り合う前記透過領域及び前記減光領域の各組を同心円ごとに区切る遮光板が、前記回転板の回転軸を中心とする同心円上に設けられている、ことを特徴とする電子内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

10

20

前記切替手段は、前記回転板を前記照明光の光軸と垂直な方向に移動させ、前記透過部又は前記減光部へ入射する照明光の入射位置を切り替えることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記照明光を前記回転板へ入射させ、前記透過部又は前記減光部を透過した光を前記ライトガイドの入射端面に導く光学系をさらに有し、

前記切替手段は、前記光学系を前記回転板の回転軸と垂直な方向に移動し、前記透過部又は前記減光部への前記照明光の入射位置を移動する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記円の円周方向において隣り合う透過領域と減光領域との間には、前記照明光を遮光する遮光部が設けられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の電子内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記減光領域の各々は、透過量が、前記円の円周方向において隣り合う透過領域の透過量と等しくなる減光率を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の電子内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記遮光板は、該回転板の回転軸方向に所定の長さだけ延出し、

前記遮光板の基端が前記回転板の遮光部に固定されている、
ことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡用の光源装置に関し、より詳しくは、通常観察用の照明光と特殊光観察用の照明光を出射する機構の小型化を図ることが可能な電子内視鏡用の光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、患者の体腔内に細径で長尺の挿入部を挿入することにより、対象部位の観察及び撮像を行うことができる電子内視鏡システムが広く用いられている。電子内視鏡の挿入部先端には撮像素子（CCD イメージセンサや CMOS イメージセンサなど）が設けられており、撮像素子により光電変換されて出力される画像信号が、電子内視鏡内を挿通された同軸ケーブルなどの伝送ケーブルを介して、電子内視鏡と接続されるビデオプロセッサに伝送される。

【0003】

また、近年では、可視光による通常光観察のほかに、狭帯域光、蛍光、赤外光などの特定波長の光による特殊光観察を行なう電子内視鏡システムも知られている。このような特殊光観察を行なう電子内視鏡システムの一例として、特許文献 1 に開示されるシステムが挙げられる。特許文献 1 においては、可視光を透過させる通常光フィルタと特殊光を透過させる特殊光フィルタを有する回転板によって、可視光と特殊光を切り替えて対象部位に照射し、可視光により通常光観察画像を、特殊光により特殊光観察画像を生成して体腔内の観察を行っている。より具体的には、回転板の半面に通常光フィルタを設け、残りの半面に特殊光フィルタを設け、光源からの照明光が透過する通常光用あるいは特殊光用のフィルタを、撮像素子からの画像信号の転送タイミングに合わせて切り替わるように回転板を回転させる。これにより、通常光観察画像と特殊光観察画像を同時に生成してモニタに表示することができる。

【0004】

また、照明光を通常光又は特殊光に切り替えつつ透過する光の光量を調整する回転板が

10

20

30

40

50

、特許文献 2 に開示されている。また、特許文献 2 には、複数の波長の赤外光を用いて、血液中のヘモグロビンの酸素飽和度の変化を観察する電子内視鏡システムが記載されている。この電子内視鏡システムでは、術者が観察を希望する画像の種類に応じて、可視光又は赤外光がビデオプロセッサから電子内視鏡に供給される。そして、可視光又は赤外光に応じた可視カラー画像又はヘモグロビンの状態を表す画像が撮像素子によって取得され、種々の画像処理が施された後にモニタに表示される。特許文献 1 の内視鏡システムでは、ヘモグロビンの酸素飽和度による吸収スペクトルの違いに基づき、複数の異なる波長の赤外光によるヘモグロビン画像を取得することで、ヘモグロビンの酸素飽和度の変化を観察することができる。

【 0 0 0 5 】

10

特許文献 2 においては、R（赤）、G（緑）、B（青）の各波長に対応した光を透過させて通常光観察画像を得るための照明光を生成するフィルタ群と、対象部位の粘膜深層の酸素飽和度やヘモグロビン量の情報に基づいて特殊光観察画像を得るための照明光を生成するフィルタ群と、対象部位の粘膜表層の酸素飽和度やヘモグロビン量の情報に基づいて特殊光観察画像を得るための照明光を生成するフィルタ群とが、回転板上にて同心円上に配置されている。そして、回転板を照明光の光軸と垂直な方向に移動させることによって各フィルタを切り替える。また、1つのフィルタ群においてフィルタ領域を複数に分割し、各フィルタ領域において透過させる波長の半値全幅が異なるようにする。これにより、撮像素子が配置されている電子内視鏡の先端部から対象部位までの距離に応じて、透過させる波長を変更せずに光量のみを増減させて、適切な光量の照明光を対象部位に照射することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 3 2 1 2 4 4 号公報

【特許文献 2】特許第 4 2 7 0 6 3 4 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

ところが、上記のような従来の電子内視鏡システムでは、ビデオプロセッサの省スペース化のために回転板を小型化すると、回転板上の隣接するフィルタの間隔が狭まるため、光源から出射された光の一部が迷光となって別のフィルタに入り込む可能性がある。従って、迷光が発生すると、所望のフィルタを透過させて得られた波長の光に、別のフィルタによって発生する異なる波長の光が混在してしまう。この結果、異なる波長の光が原因で撮像素子から出力される画像信号にノイズが発生し、画像劣化を引き起こす可能性がある。

30

【 0 0 0 8 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、1つの回転板を用いて複数の特殊光観察画像用の特殊光を生成しつつ、同時に通常光観察画像用の通常光を生成し、かつ各特殊光と通常光の光量を合わせることで、より好適な観察画像を表示することが可能な電子内視鏡用光源装置を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の一実施形態における電子内視鏡用光源装置は、体腔内挿入部の先端部内に対象部位を撮像するための撮像素子を有し、基端から先端にかけてライトガイドが挿通されている電子内視鏡に該対象部位の照明光を供給する光源部と、光源部から電子内視鏡のライトガイドの入射端面に至るまでの照明光の光路上に配置され、該照明光のうち所定の波長の光を透過する透過部と該照明光を減光する減光部とを所定の回転角度ごとに交互に設けた回転板と、透過部又は減光部への照明光の入射位置を、該回転板の回転軸を中心とする円の半径方向に移動する切替手段とを有し、透過部及び減光部は、円の円周方向に、少な

50

くとも１つの透過領域及び減光領域をそれぞれ有し、透過領域及び減光領域は、回転板の回転軸を中心とする複数の同心円上にそれぞれ設けられ、複数の透過領域を透過する所定の光の波長は、同心円ごとに異なる波長帯域を有し、透過領域及び減光領域を同心円ごとに区切る遮光板が、回転板の回転軸を中心とする同心円上に設けられている。

【００１０】

好ましくは、切替手段は、回転板を照明光の光軸と垂直な方向に移動させ、透過部又は減光部へ入射する照明光の入射位置を切り替える。あるいは、照明光を回転板へ入射させ、透過部又は減光部を透過した光をライトガイドの入射端面に導く光学系をさらに有し、切替手段は、光学系を回転板の回転軸と垂直な方向に移動し、透過部又は減光部への照明光の入射位置を移動する。従って、新たに光源を設けたり複雑な構成を採用したりすることなく、透過領域と減光領域の組を切り替えることができる。

10

【００１１】

さらに好ましくは、各同心円上の透過領域及び減光領域において、隣り合う透過領域と減光領域との間には、照明光を遮光する遮光部が設けられている。また、減光領域は、該回転板の回転軸を中心とする円の円周方向において、隣り合う透過領域の透過量と該減光領域の透過量が等しくなる減光率を有する。さらに、遮光板は、該回転板の回転軸方向に所定の長さだけ延出し、遮光板の基端が回転板の遮光部に固定されている。

【発明の効果】

【００１２】

本発明の電子内視鏡用光源装置によれば、種々の部位や深度を特定して観察を行う際に、適切な波長の照明光を生成しつつ、迷光が別のフィルタに入射しないように防止することができる。また、迷光が別のフィルタに入射しないようにする構成を回転板に設けているため、光源からの照明光の光路上に迷光を遮蔽する構成要素を別途設ける必要がない。

20

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】図１は、本発明の実施形態における光源装置を備える電子内視鏡システムを示す概略図である。

【図２】図２（ａ）は、本発明の第１の実施形態における回転板の構成を示す模式図であり、図２（ｂ）は、本発明の第２の実施形態における回転板の構成を示す模式図である。

【図３】図３は、本発明の実施形態における回転板への照明光の入射及び出射の構成と、回転板への照明光の入射位置を切り替える切替手段を示す模式図である。

30

【図４】図４は、本発明の実施形態における回転板への照明光の入射及び出射の構成と、回転板への照明光の入射位置を切り替える切替手段を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【００１４】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態における電子内視鏡用光源装置を備える電子内視鏡システムについて説明する。なお、複数の図にまたがって同じ部材を示す場合は同じ番号を付すこととする。また、電子内視鏡の基端とは、電子内視鏡をビデオプロセッサと接続する接続部側を意味するものであり、電子内視鏡の先端とは、電子内視鏡の体腔内挿入部の先端を意味する。

40

【００１５】

図１は、本実施形態における電子内視鏡システム１００を示す概略図である。電子内視鏡システム１００は、電子内視鏡１、ビデオプロセッサ２、及びモニタ３を備える。ビデオプロセッサ２の光源部１６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などの高輝度ランプを備えており、電子内視鏡１による撮像のための白色光を発生する。光源部１６から出射された白色光は、回転板１３に入射する。回転板１３は、モータ１４によって回転が制御される。また、ドライバ１５がシステムコントロール部２１からの制御信号に基づいてモータ１４の駆動制御を行う。回転板１３に入射した白色光は、回転板１３の回転に合わせて回転板１３に設けられた特殊光フィルタや金網を通過し、特殊光と通常光に交互に変換されて集光レンズ１２に進行する。該特殊光及び通常

50

光は、集光レンズ１２によってライトガイド９の入射端面に入射し、ライトガイド９によって電子内視鏡１の基端から先端まで伝搬される。なお、回転板１３の構成や動作などの詳細については後述する。

【００１６】

ライトガイド９は、電子内視鏡１とビデオプロセッサ２との接続部から電子内視鏡１の操作部４及び体腔内挿入部を挿通して該体腔内挿入部の先端まで延びている。術者により把持される操作部４には、いずれも図示しないものの、術者により各種操作を行うための複数のボタン、アングルノブ、処置具挿入口などが設けられている。処置具挿入口は、電子内視鏡１の先端に設けられている処置具用開口（図示せず）に通じている。術者は、処置具挿入口から鉗子などの処置具を挿入し、電子内視鏡１内に設けられた処置具挿通チャンネル（図示せず）を通じて処置具用開口から処置具を出没させ、体腔内の組織を採取するなどの処置を行う。アングルノブは、その回動操作に応じて電子内視鏡１の体腔内挿入部の先端部を湾曲させる。また、各ボタンの操作により、観察対象部位への送気や送水、体液などの吸引、テレビモニタ上の画面の静止、画像記録媒体への観察対象部位の静止画像や動画の記録など、種々の処理を行うことができる。

10

【００１７】

電子内視鏡１の先端には、配光レンズ５や集光レンズ６が配置されている。配光レンズ５は、光源部１６からの光を伝搬するライトガイド９の出射端面と対向する位置に設けられており、ライトガイド９が伝搬した光を照明光として対象部位に出射する。集光レンズ６は、対象部位からの反射光を撮像素子７の受光面に集光させて対象部位の像を結ばせる。

20

【００１８】

撮像素子７において、受光された光は光電変換されて画像信号が生成され、画像信号はプリアンプ８によって増幅された後、電子内視鏡１の接続部内に設けられた制御部１０に送られる。制御部１０において、画像信号は、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てデジタル信号化された後、ビデオプロセッサ２の前段信号処理部１７に送られる。また、制御部１０は、電子内視鏡１の接続部に設けられたメモリ１１に接続されている。制御部１０は、電子内視鏡１をビデオプロセッサ２に接続したときに、ビデオプロセッサ２側で種々の制御を行う上で必要となる電子内視鏡１の識別情報や撮像素子７に関する情報などを、メモリ１１から読み出して、ビデオプロセッサ２のシステム

30

【００１９】

ビデオプロセッサ２の前段信号処理部１７は、電子内視鏡１の制御部１０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。前段信号処理部１７は、制御部１０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、マトリクス回路（図示せず）に送り、回転板１３のフィルタ特性に応じて、変換特性を決定するマトリクス係数の値を変更し、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を混色のない３原色信号Ｒ、Ｇ、Ｂに変換して出力する。マトリクス回路によって変換された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、各色ごとに画像メモリ１８に格納される。

40

【００２０】

ここで、回転板１３による通常光と特殊光の切り替えのタイミングと、撮像素子７における信号出力の切り替えタイミングとは、タイミングコントローラ２０の制御によって同期されている。従って、撮像素子７は、ある露光期間に通常光を受光して通常光観察画像を生成するための信号を出力した後に、続く露光期間に特殊光を受光して特殊光観察画像を生成するための信号を出力し、これを繰り返すことで各信号を交互に出力する。なお、撮像素子７からの画素信号の出力は、回転板１３による特殊光と通常光の切り替えに要する移行期間内に行われる。また、画像メモリ１８は、通常光による観察画像信号を記憶する通常光観察画像用メモリと、特殊光による観察画像信号を記憶する特殊光観察画像用メ

50

メモリを有する。そして、画像メモリ 18 は、通常光観察用の画像信号に基づいて前段信号処理部 17 により算出された画像信号を通常光観察画像用メモリに書き込みつつ特殊光観察画像用メモリへの書き込みを停止し、特殊光観察用の画像信号に基づいて前段信号処理部 17 により算出された画像信号を特殊光観察画像用メモリに書き込みつつ通常光観察画像用メモリへの書き込みを停止する。画像メモリ 18 は、タイミングコントローラ 20 からの制御信号に基づいて駆動する。

【0021】

また、前段信号処理部 17 のマトリクス回路のマトリクス係数は、通常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 23 に記憶されている。そして、タイミングコントローラ 20 の制御に基づいて、照明光の切り替えタイミ

10

【0022】

画像メモリ 18 の通常光観察画像用メモリあるい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、後段信号処理部 19 に送られる。後段信号処理部 19 にて、画像メモリ 18 から送られてきた信号は、デジタルビデオ信号や RGB ビデオ信号、コンポジットビデオ信号、Y/C 信号等に変換された後、観察画像としてモニタ 3 に出力される。術者は、モニタ 3 に表示される観察画像を確認しながら体内内の部位の観察や治療を行う。

【0023】

次に、図 2 (a) を参照しながら、本発明の第 1 の実施形態における回転板 13 の構成について説明する。図 2 (a) に示すように、回転板 13 には、光源部 16 から出射される白色光のうち所望の特殊光の波長のみを透過させる特殊光フィルタ群 13a ~ 13c (特許請求の範囲に記載された透過部に対応する) と、光源部 16 から出射される白色光の光量を減少させる減光フィルタとしての機能を有する金網群 13d ~ 13f (特許請求の範囲に記載された減光部に対応する) が、回転軸 C を中心として所定の回転角度ごと (図 2 (a) の場合は、180°ごと) に、交互に設けられている。また、特殊光フィルタ群を構成する個々の特殊光フィルタ 13a ~ 13c (各特殊光フィルタが、特許請求の範囲に記載された透過領域に対応する) 及び金網群を構成する個々の金網 13d ~ 13f (各金網が、特許請求の範囲に記載された減光領域に対応する) は、回転板 13 の回転軸 C を中心として、その半径方向に複数段 (図 2 (a) の場合は、3 段) 半径を異にして同心円上に設けられている。そして、特殊光フィルタ 13a ~ 13c は、円周方向に隣り合う金網 13d ~ 13f と、(例えば、特殊光フィルタ 13a は金網 13d と) それぞれ組になっている。従って、回転板 13 がモータ 14 の駆動により回転軸 C を中心に回転すると、光源部 16 からの白色光は、特殊光フィルタ 13a ~ 13c と金網 13d ~ 13f のいずれかの組の特殊光フィルタ及び金網に交互に入射する。図 2 (a) は、光源部 16 からの白色光 L (図中、実線の円で表示) を金網 13e に透過させているときの状態を示す。よって、白色光 L は、回転板 13 の回転によって特殊光フィルタ 13b と金網 13e に交互に入射する。回転板 13 は、タイミングコントローラ 20 の制御に基づいて、撮像素子 7 の画像信号の転送タイミングに合わせて、白色光 L の入射位置が特殊光フィルタ 13b と金網 13e との間で切り替わるように回転する。白色光 L は、特殊光フィルタ 13b によって特殊光に変換され、また金網 13e によって減光され、集光レンズ 12 を経由してライトガイド 9 に進行する。なお、回転軸 C を中心とする円の円周方向に隣り合うそれぞれの特殊光フィルタと金網の組同士との間、また当該円の半径方向に隣り合う特殊光フィルタと金網の各組同士の間には、照明光を遮光する遮光部 13g が設けられている。

20

30

40

【0024】

特殊光フィルタ 13a ~ 13c は、それぞれ異なる波長帯域の光を透過させるフィルタ特性を有する。また、特殊光フィルタ 13a ~ 13c は、白色光から特殊光に変換する際の減光量についてもそれぞれ異なる特性を示す。そこで、特殊光フィルタ 13a ~ 13c の組として設けられる金網 13d ~ 13f のメッシュをそれぞれ異なるように設定し、各組の特殊光フィルタと金網のそれぞれの透過光量が等しくなるように設定する。図 2 (a

50

）では、金網 13 d ~ 13 f のメッシュを、回転軸 C から回転板 13 の外周に向かって半径方向に順次荒くしているがこれは一例に過ぎず、組となる特殊光フィルタの透過光量と等しくなる減光率を有する金網を設ければよい。メッシュが荒くなる順序は任意に決まる。回転板 13 によって生成される通常光と特殊光の光量は等しくなるため、通常光観察画像と特殊光観察画像とをモニタ 3 に同時に表示した際に明るさのばらつきが目立たないため、特殊光及び通常光を用いた同時観察において、診断により好適な画像を生成することができる。また、金網の透過光量を設定するための手段としては、金網の線の太さを変えてもよい。さらに、回転軸 C を中心とする円の半径方向において、減光領域ごとに半径方向の幅が異なるようにして減光領域の面積を変えることによっても透過光量を設定することができる。

10

【0025】

図 2 (a) に示すように、特殊光フィルタと金網の各組の間には、金属製の遮光板 13 h, 13 i が回転軸 C を中心とする同心円上に設けられている。図 3 には、回転板 13 を回転軸 C に垂直な方向から見た場合の概略断面図を示す。図 3 に示すように、遮光板 13 h, 13 i は、回転軸 C に平行な方向に所定の長さだけ延出する円筒部材であり、基端が回転板 13 の遮光部 13 g に融着や接着などにより固定されている。遮光板 13 h, 13 i の自由端はランプ 16 a と対向しており、該自由端の端面に入射する光を反射ないし吸収する。遮光板 13 h, 13 i の厚さは、特殊光フィルタと金網の各組を分割する回転板 13 上の遮光部 13 g の幅より狭い厚さであれば任意に決定することができる。各遮光板の回転軸 C に平行な方向における長さは、ランプ 16 a から発散する光の立体角や光束発散度に応じて決定する。図 2 (a) の場合は、回転板 13 が回転しており、光源部 16 からの白色光 L (図中、実線の円で示す) が特殊光フィルタ 13 b と金網 13 e とに交互に入射している。なお、ランプ 16 a から出射される光のうち一部の光はランプの光軸に平行に進行して特殊光フィルタ 13 b 又は金網 13 e に入射する。また、残りの光は迷光として特殊光フィルタ 13 b と金網 13 e の外部に進行する。すなわち、迷光は、遮光板 13 h, 13 i に進行し、遮光板 13 h, 13 i の側面や端面にて反射ないし吸収される。遮光板 13 h, 13 i の側面のうち特殊光フィルタ 13 b 及び金網 13 e 側の側面にて反射した光は、特殊光フィルタ 13 b 又は金網 13 e に進行する。また、遮光板 13 h, 13 i のランプ 16 a と対向する端面において反射した光は、ランプ 16 a 側に進行する。なお、遮光板 13 h, 13 i の側面は、研磨などによって光学的鏡面を形成すると、側面に入射する迷光を乱反射させることなく特殊光フィルタ 13 b 又は金網 13 e に進行させることができるため、ランプ 16 a から出射される光を照明光として効率よく利用することができる。以上により、遮光板 13 h, 13 i を設けることにより、ランプ 16 a からの照明光を特殊光フィルタ 13 b 又は金網 13 e にのみ入射させることができる。

20

30

【0026】

図 2 (b) には、本発明の第 2 の実施形態における回転板 33 の特殊光フィルタ及び金網の構成を示す。なお、図 2 (b) に示さない構成要素については第 1 の実施形態における構成要素と同一であるため説明を省略する。図 2 (b) に示すように、本実施形態では、回転板 33 には、2 つの特殊光フィルタ群 33 a ~ 33 c 及び 33 d ~ 33 f (それぞれの特殊光フィルタ群が、特許請求の範囲に記載された透過部に対応する) と 2 つの金網群 33 g ~ 33 i 及び 33 j ~ 33 l (それぞれの金網群が、特許請求の範囲に記載された減光部に対応する) が、回転軸 C' を中心とした 90° の回転角度ごとに、交互に設けられている。また、特殊光フィルタ群を構成する個々の特殊光フィルタ 33 a ~ 33 f (それぞれの特殊光フィルタが、特許請求の範囲に記載された透過領域に対応する) 及び金網群を構成する個々の金網 33 g ~ 33 l (それぞれの金網が、特許請求の範囲に記載された減光領域に対応する) は、回転板 33 の回転軸 C' を中心とする円の半径方向に複数段 (図 2 (b) の場合は、3 段) 半径を異にして同心円上に設けられている。そして、回転軸 C' を中心とする円の円周方向に隣り合う特殊光フィルタ 33 a と金網 33 g、特殊光フィルタ 33 b と金網 33 h、特殊光フィルタ 33 c と金網 33 i がそれぞれ組となり、他の特殊光フィルタ群を構成する特殊光フィルタ 33 d ~ 33 f と他の金網群を構成す

40

50

る金網 33j ~ 33l も、同様に、それぞれ組をなしている。そして、各組において、特殊光フィルタと金網は、第 1 の実施形態と同様に、特殊光フィルタと金網のそれぞれの透過光量が等しくなるように設定されている。すなわち、組となる特殊光フィルタの透過光量と等しくなる減光率を有する金網を設けている。従って、回転板 33 によって生成される通常光と特殊光の光量は等しくなるため、通常光観察画像と特殊光観察画像とをモニター 3 に同時に表示した際に明るさのばらつきが目立たない。すなわち、特殊光及び通常光を用いた同時観察において、診断により好適な画像を生成することができる。また、金網の透過光量を設定するための手段としては、金網の線の太さを変えてもよい。さらに、回転軸 C' を中心とする円の半径方向において、減光領域ごとに半径方向の幅が異なるようにして減光領域の面積を変えることによって透過光量を設定することができる。

10

【0027】

図 2 (b) は、光源部 16 からの白色光 L' (図中、実線の円で表示) を金網 33h に透過させているときの状態を示す。よって、白色光 L' は、回転板 33 の回転によって特殊光フィルタ 33b と金網 33h 並びに特殊光フィルタ 33e と金網 33k に交互に入射する。回転板 33 は、タイミングコントローラ 20 の制御に基づいて、撮像素子 7 の画像信号の転送タイミングに合わせて、白色光 L' の入射位置が特殊光フィルタ 33b と金網 33h、次いで、特殊光フィルタ 33e と金網 33k との間で切り替わるように回転する。白色光 L' は、特殊光フィルタ 33b 及び 33e によって特殊光に変換され、また金網 33h 及び 33k によって減光され、集光レンズ 12 を経由してライトガイド 9 に進行する。なお、第 1 の実施形態と同様に、回転軸 C' を中心とする円の円周方向に隣り合うそれぞれの特殊光フィルタと金網の組同士との間、また当該円の半径方向に隣り合う特殊光フィルタと金網の各組同士の間には、照明光を遮光する遮光部 33m が設けられている。

20

【0028】

また、図 2 (b) に示すように、特殊光フィルタと金網の各組の間には、第 1 の実施形態における遮光板 13h, 13i と同様の遮光板 33n, 33o が回転軸 C' を中心とする同心円上に設けられている。なお、遮光板 33n, 33o は、第 1 の実施形態における遮光板 13h, 13i と同じ部材であるため、詳細な説明については省略する。

【0029】

第 1 の実施形態では、回転板 13 の半回転ごとに特殊光フィルタと金網を切り替えるが、本実施形態では、回転板 33 を 1 / 4 回転させるごとに特殊光フィルタと金網を切り替えることができる。また、特殊光フィルタ群と金網群とをそれぞれ回転軸 C' について点対称に配置することにより、回転板 33 の回転バランスが良好になる。

30

【0030】

次に、図 3 を参照しながら、上記第 1 及び第 2 の実施形態における回転板 13 の特殊光フィルタと通常光フィルタの切り替え手段について説明する。図に示すように、本実施形態では、回転板 13 及びモータ 14 が、図示しないアクチュエータにより、光源部 16 のランプ 16a から出射される照明光の光軸に垂直な方向に移動する。従って、術者が、フロントパネル 22 に設けられたボタンやスイッチあるいは電子内視鏡 1 の操作部 4 に設けられた操作ボタンなどを用いて、電子内視鏡 1 の体腔内挿入部の先端から出射される特殊光を所望の光に切り替えるための操作を行うと、システムコントロール部 21 が術者による特殊光の切り替え操作に基づいてドライバ 15 に制御信号を送り、回転板 13 及びモータ 14 を照明光の光軸に垂直な方向に移動させて、照明光の回転板 13 への入射位置を回転板 13 の半径方向に移動させる。これにより、ランプ 16a からの照明光を所望の特殊光フィルタと金網の組に入射させて観察画像を生成することができる。

40

【0031】

以上が本発明における実施形態に関する説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において種々の変形が可能である。例えば、特殊光フィルタとして、1 つのフィルタにおいて複数の離散的な帯域を透過する複峰性のフィルタを採用することもできる。

【0032】

50

また、上記説明では、回転板及びモータをランプからの照明光の光軸に垂直な方向に移動させる構成を採用しているが、代わりに回転板及びモータの位置を固定し、ランプからの照明光を、可動式の反射ミラーなどの光学系を用いて回転板上の所望の特殊光フィルタと金網の組に入射させる構成としてもよい。例えば、図4は、ランプ16aの回転板13上の各フィルタを経由して集光レンズ12及びライトガイド9に至るまでの導光手段としてミラー40～43を用いる場合を示す。図3に示す場合と同様、ランプ16aと回転板13とは、ランプ16aの光軸と回転板13の回転軸Cとが平行になるように設けられている。ランプ16aから光軸方向に出射された光はミラー40によって、光軸に垂直な方向に反射される。次に、ミラー40によって反射された光はミラー41に入射する。ミラー41は、入射する光を回転板13の回転軸Cに平行な方向に回転板13側に反射する。また、ミラー41は、図示しないアクチュエータなどにより回転板13の回転軸Cに垂直な方向に移動可能であり、照明光の回転板13への入射位置を回転板13の半径方向に移動させることができる。よって、図3に示す場合と同様に、透過させる特殊光フィルタと金網の組を切り替えることができる。

【0033】

回転板13の特殊光フィルタ又は金網を透過した光はミラー42に入射し、回転板13の回転軸Cに垂直な方向に反射される。ミラー42は、ミラー41の移動と同期して回転板13の回転軸Cに垂直な方向に移動する。ミラー42からの反射光はミラー43に入射する。ミラー43に入射した光は、集光レンズ12の光軸に平行な方向に反射される。そして、集光レンズ12に入射した光はライトガイド9の入射端面に進行する。なお、図4に示す光学系の構成は一例に過ぎず、ランプ16aからの照明光を回転板13上の任意の位置に進行させることができれば、種々の光学系を用いてランプ16aからの照明光を回転板13に透過させ、次いでライトガイド9に導けばよい。図4に示す場合は、回転板13及びモータ14に比べて小さい部材であるミラーを移動させればよいので、アクチュエータなどの駆動機構を小型化することができる。

【0034】

さらに、光源部と回転板との間において、光源部から出射される光の光路上に通常光フィルタを設けてもよい。これにより、特殊光を生成する際は通常光フィルタを通過した光がさらに回転板の特殊光フィルタを通過する。なお、通常光を生成する際は通常光フィルタを通った光が回転板の金網を通過する。従って、ランプからの光の照射による特殊光フィルタの劣化を軽減することができるため、コストダウンを見込める。

【符号の説明】

【0035】

1 電子内視鏡
 13, 33 回転板
 13a～13c, 33a～33c, 33d～33f 特殊光フィルタ
 13d～13f, 33g～33i, 33j～33l 金網
 13g, 33m 遮光部
 13h, 13i, 33n, 33o 遮光板
 14 モータ
 16 光源部
 16a ランプ
 40～43 ミラー

10

20

30

40

フロントページの続き

(72)発明者 高山 真一
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開2005-058619(JP,A)
特開2007-229135(JP,A)
特開2007-167325(JP,A)
特開平05-084218(JP,A)
特開平02-299634(JP,A)
特開2005-131129(JP,A)

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

专利名称(译)	电子内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP5455734B2	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	JP2010069720	申请日	2010-03-25
[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 田中千成 高山真一		
发明人	增川 祐哉 板津 雅晴 田中 千成 高山 真一		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04.362.A A61B1/045.632 A61B1/06.A A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA05 4C061/BB08 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR18 4C161/BB08 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR18		
其他公开文献	JP2011200378A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：产生适合通过特殊光和普通光同时观察的照明光。解决方案：用于电子内窥镜的光源装置包括：光源部件，用于向电子内窥镜提供照明光，该电子内窥镜具有成像装置，并且光导从近端插入到远端；旋转板，设置在从光源部分到电子内窥镜的光导的入射端面的照明光的光路上，并且其中用于透射预定波长的照明的光的透射部分在每个预定的旋转角度交替地设置用于衰减照明光的光和光衰减部分；以及开关，用于将照明光的入射位置沿中心为旋转板的旋转轴的圆的径向方向移动到透射部分或光衰减部分。透射部分和光衰减部分在圆周方向上具有透射区域和光衰减区域。透射区域和光衰减区域设置在同心圆上，该同心圆的中心是旋转板的旋转轴，并且透过透射区域的预定光的波长对于每个同心圆具有不同的波长带。在同心圆上设置有遮光板，用于对每个同心圆的透射区域和光衰减区域进行分割。

图 1

