

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5481247号
(P5481247)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2010-69721 (P2010-69721)	(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
(22) 出願日	平成22年3月25日 (2010. 3. 25)		
(65) 公開番号	特開2011-200379 (P2011-200379A)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
(43) 公開日	平成23年10月13日 (2011. 10. 13)	(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
審査請求日	平成25年1月21日 (2013. 1. 21)	(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	高山 真一 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特殊光領域と該照明光のうち通常光を透過する通常光領域を有する中空の筒状部材である回転ドラムと、を有し、

前記特殊光領域及び前記通常光領域は、前記回転ドラムの回転軸に垂直な平面内において該回転ドラムの周方向に、該回転ドラムの回転軸に対して所定の角度をなして設けられ

、前記回転ドラムは、前記特殊光領域及び前記通常光領域に対向する位置に開口部をそれぞれ有し、

前記照明光の光軸は前記回転ドラムの回転軸と直交するものであり、

前記回転ドラムは、前記特殊光領域と前記通常光領域との間に、前記照明光を遮光する遮光部を有し、

前記回転ドラムは、前記特殊光領域と前記通常光領域との組を複数組有し、

前記特殊光領域と通常光領域の各組は、前記回転ドラムの回転軸方向に配置され、

各特殊光領域及び各通常光領域は、他の組の各特殊光領域及び各通常光領域とそれぞれ隣接しないように、前記回転ドラムの回転軸に垂直な方向に互いにずれて配置されている

10

20

ことを特徴とする電子内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記通常光領域は、前記特殊光領域の光透過量と該通常光領域の光透過量が等しくなる減光率を有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 3】

前記特殊光領域と通常光領域の各組において、特殊光領域を透過する所定の光の波長は、各組ごとに異なる波長帯域を有し、

電子内視鏡光源装置は、さらに、前記回転ドラムを該回転ドラムの回転軸方向に移動することにより前記照明光の前記回転ドラムへの入射位置を切り替える切替手段を有する、ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の電子内視鏡用光源装置。

10

【請求項 4】

前記切替手段は、前記回転ドラムの回転軸を支持する回転ドラム支持体と、該回転ドラム支持体を該回転軸方向に移動するボールねじとを有することを特徴とする請求項 3 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効率よく出射す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】

20

【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。

30

【0004】

40

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、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。

50

【0005】

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。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2004-321244号公報

【特許文献2】特許第4270634号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

20

ところが、上記のような従来の電子内視鏡システムでは、種々の特殊光観察に対応させるためには回転板の面積を大きくしてフィルタ群の種類や数を増やす必要がある。しかし、回転板の面積を大きくすると、回転軸から離れるほど大きなフィルタを設けなければならない。また、回転板を大きくしたことさらに回転の安定性を保つためにモータを大型化すると、低振動化や静音化を考慮した構成が新たに必要となる可能性がある。

【0008】

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、装置を大型化せずに複数種類の特殊光を効率よく生成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。

【課題を解決するための手段】

30

【0009】

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特殊光領域と該照明光のうち通常光を透過する通常光領域を有する中空の筒状部材である回転ドラムとを有し、特殊光領域及び通常光領域は、回転ドラムの回転軸に垂直な平面内において該回転ドラムの周方向に、該回転ドラムの回転軸に対して所定の角度をなして設けられ、回転ドラムは、特殊光領域及び通常光領域に対向する位置に開口部をそれぞれ有し、照明光の光軸と回転ドラムの回転軸とが直交する。

40

【0010】

好ましくは、回転ドラムは、特殊光領域と通常光領域との間に、照明光を遮光する遮光部を有する。遮光部により、回転ドラムの特殊光領域によって生成される特殊光と通常光領域によって生成される通常光とが同時に射出されることが回避されるため、より信頼性のある特殊光観察画像と通常光観察画像を生成することができる。また、通常光領域は、特殊光領域の光透過量と該通常光領域の光透過量が等しくなる減光率を有する。これにより、明るさにばらつきのない診断に好適な特殊光観察画像と通常光観察画像を同時にモニタに表示することができる。

【0011】

さらに好ましくは、回転ドラムは、特殊光領域と通常光領域との組を複数組有し、特殊

50

光領域と通常光領域の各組は、回転ドラムの回転軸方向に隣接して設けられ、各組において、特殊光領域を透過する所定の光の波長は、各組ごとに異なる波長帯域を有し、電子内視鏡光源装置は、さらに、回転ドラムを該回転ドラムの回転軸方向に移動することにより照明光の回転ドラムへの入射位置を切り替える切替手段を有する。これにより、使用する光源装置を変えたりすることなく同一の光源装置で複数種類の特殊光を切り替えて撮像を行うことができる。また、切替手段は、回転ドラムの回転軸を支持する回転ドラム支持体と、該回転ドラム支持体を該回転軸方向に移動するボールねじとを有する。

【0012】

また、隣接する特殊光領域と通常光領域の組において、各特殊光領域及び各通常光領域は、隣接する組の各特殊光領域及び各通常光領域と回転ドラムの回転軸に垂直な方向に互いにずれて配置されている。これにより、各特殊光領域及び各通常光領域を回転ドラムの回転軸に沿って隣接配置した場合よりも、迷光が隣接する特殊光領域ないし通常光領域に入射しにくくなり、かつ回転ドラムを回転軸方向に短縮してより小型の回転ドラムを実現することができる。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明の電子内視鏡用光源装置によれば、同時観察用の特殊光及び通常光を効率よく生成しつつ小型化が可能な構成を提供することができる。また、回転ドラムを用いることにより、特殊光領域及び通常光領域の形状は従来の回転板における扇形である必要はなく、入射する光の光束幅よりも広い直径を有する円形であればよい。これにより、特殊光領域及び通常光領域の面積をより小さくすることができるため、特殊光領域及び通常光領域に特殊光フィルタ及び通常光フィルタを使用する場合、フィルタのコストダウンを見込むことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、本発明の一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は、本発明の一実施形態における光源装置に使用される回転ドラムの構成を示す模式図である。

【図3】図3は、図2におけるA-A線による回転ドラムの断面と光源装置の一部の構成を示す模式図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

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照明光としての白色光を発生する。光源部16から出射された白色光は、回転ドラム13に入射する。回転ドラム13は中空の筒状部材であり、駆動部14によって周方向への回転が制御される。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駆動部14の駆動制御を行う。回転ドラム13に入射した白色光は、回転ドラム13の回転に合わせて回転ドラム13に設けられた特殊光フィルタ又は金網を透過して特殊光と通常光に交互に変換され、集光レンズ12に進行する。特殊光及び通常光は、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

40

50

の基端から先端まで伝搬される。なお、回転ドラム 13 及び駆動部 14 の構成や動作などの詳細については後述する。

【0017】

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、術者が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

【0018】

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 が伝搬した照明光を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。

【0019】

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 のシステムコントロール部 21 に送る。さらに、制御部 10 は、ビデオプロセッサ 2 のタイミングコントローラ 20 から受信する信号に基づいて撮像素子 7 の駆動を制御する。

20

30

【0020】

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、回転ドラム 13 に設けられた各フィルタ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

【0021】

回転ドラム 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、回転ドラム 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

50

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。

【0022】

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ングに合わせて、通常光あるいは特殊光に対応するマトリクス係数がメモリ 23 から読み出されて設定される。

10

【0023】

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腔内の部位の観察や治療を行う。

【0024】

次に、図 2 及び図 3 を参照しながら、本発明の一実施形態における回転ドラム 13 の構成について説明する。図 2 及び図 3 から分かるように、回転ドラム 13 は、回転ドラム 13 の回転軸 14 c と直交する方向で切断された断面形状が多角形状の中空筒状部材である。本実施形態においては、回転ドラム 13 は、3 次元で捉えると、中空な八角柱の筒状部材であり、該筒状部材の周面は、回転軸 14 c に平行な 8 つの長方形の平面が連続して繋がって中空の八角柱を構成している。また、図 2 に示すように、回転ドラム 13 の周面を構成する回転軸 14 c に平行な長方形の平面のそれぞれには、光源部 16 から出射される照明光のうち所望の波長の光のみを透過させる特殊光フィルタ 13 a ~ 13 c (特許請求の範囲に記載された特殊光領域に対応する) が設けられている。図 2 から分かるように、特殊光フィルタ 13 a と 13 c は、長方形の平面の両端に設けられており、特殊光フィルタ 13 b は、特殊光フィルタ 13 a と 13 c が設けられた平面の上方に隣り合う同じく長方形の平面の中央に設けられている。すなわち、図 3 に示すように、互いに隣り合う特殊光フィルタ 13 b, 13 c の位置関係は、回転ドラム 13 の回転軸 14 c の中心に対して 45°ずれて設けられていることになる。なお、互いに隣り合う特殊光フィルタ 13 a, 13 b の位置関係も同様である。このため、特殊光フィルタ 13 a ~ 13 c を同じ長方形の平面上に隣接して配置した場合に比べて、光源部 16 からの照明光をいずれかの特殊光フィルタに入射させているときに、迷光が他のフィルタ、特に隣接するフィルタに進行しにくくなる。

20

30

【0025】

また、回転ドラム 13 上の特殊光フィルタ 13 a ~ 13 c が設けられた位置に対向する位置、例えば、特殊光フィルタ 13 a 及び 13 c については、特殊光フィルタ 13 a 及び 13 c が設けられた長方形の平面と向かい合う長方形の平面の両端に、図 2 には示さないものの、2 つの開口部が、特殊光フィルタ 13 a 及び 13 c が設けられた位置と同じ位置に設けられている。図 3 には、特殊光フィルタ 13 c に対向する開口部 13 g を示す。

40

【0026】

さらに、回転ドラム 13 の周面を構成する長方形の他の平面には、特殊光フィルタ 13 a ~ 13 c とは別に、光源部 16 から出射される照明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 13 d ~ 13 f (特許請求の範囲に記載された通常光領域に対応する) が、特殊光フィルタ 13 a ~ 13 c のそれぞれと組となるように設けられている。各組において、特殊光フィルタと金網は、回転軸 14 c と垂直な方向に並ぶように設けられる。すなわち、回転ドラム 13 の周面を構成する長方形の各平面を左端部と右端

50

部と中央部の３つの領域に分けた場合、各組の特殊光フィルタと金網は、設けられる長形状の平面は異なるが、同じ領域の同じ位置にあることを要する。例えば、図２に示すように、特殊光フィルタ１３ｂは、長形状の平面の中央部に設けられている。従って、特殊光フィルタ１３ｂと組となる金網１３ｅも、別の長形状の平面の中央部に設ける必要がある。なお、本実施形態においては、特殊光フィルタ１３ｂと金網１３ｅとは、回転ドラム１３の回転軸１４ｃの中心において互いの法線が９０°をなす長形状の平面のそれぞれに設けられている。他の特殊光フィルタ１３ａ、１３ｃについても、同様に、組となる金網１３ｄ、１３ｆが、それぞれの長形状の平面の同じ領域の同じ位置に設けられており、回転ドラム１３の回転軸１４ｃに対する位置関係も、特殊光フィルタ１３ｂと金網１３ｅの位置関係と同様である。なお、図３には、特殊光フィルタ１３ｃと金網１３ｆの位置関係を示す。

10

【００２７】

そして、回転ドラム１３の金網１３ｄ～１３ｆが設けられたそれぞれの長形状の平面に対向する長形状の平面にも、同じ領域の同じ位置にそれぞれ開口部が設けられている。図２には、金網１３ｄ、１３ｆに対向する開口部１３ｈ、１３ｉを示し、図３には、金網１３ｆに対向する開口部１３ｉを示す。なお、金網１３ｅについても、対向する長形状の平面の位置に開口部が設けられている。なお、回転ドラム１３の特殊光フィルタ、金網、開口部以外の部分には、遮光性を有する遮光部１３ｊが形成されている。

【００２８】

図２に示すように、回転ドラム１３の両端には回転軸１４ｃが接続されている。回転軸１４ｃの一端にはタイミングベルト１４ｂが巻き掛けられている。タイミングベルト１４ｂは、モータ１４ａに連結されており、モータ１４ａが発生する駆動力を回転軸１４ｃに伝達する。回転軸１４ｃの両端は、回転ドラム支持体１４ｅ両端から上方に延びるブラケットに設けられた軸受１４ｄによって回動自在に支持されている。回転ドラム支持体１４ｅの基部上面にはモータ１４ａが固定されている。さらに、回転ドラム支持体１４ｅの基部には、その長手方向に棒状のボールねじ１４ｆが螺合しており、回転ドラム１３の回転軸１４ｃとボールねじ１４ｆとは互いに平行に配置されている。従って、ボールねじ１４ｆを回転させると、ボールねじ１４ｆと螺合する回転ドラム支持体１４ｅは、ボールねじ１４ｆの軸方向に移動し、それに伴って、回転ドラム１３が回転軸１４ｃ方向に移動する。ボールねじ１４ｆの回転によって回転ドラム１３を移動させることで、光源部１６からの照明光が回転ドラム１３に入射する位置を変更することができる。図２及び図３は、光源部１６のランプ１６ａからの照明光Ｌが特殊光フィルタ１３ｃと金網１３ｆとの組に交互に入射する場合を示す。使用する特殊光を切り替える場合は、ボールねじ１４ｆの位置制御によって回転ドラム支持体１４ｅを移動し、照明光が特殊光フィルタ１３ｂと金網１３ｄとの組あるいは特殊光フィルタ１３ａと金網１３ｆとの組に交互に入射するように回転ドラム１３の位置を変更する。

20

30

【００２９】

ボールねじ１４ｆは、ボールねじ支持部１４ｇに支持されている。また、ボールねじ１４ｆは、図示しないボールねじ駆動モータによりその回転が制御される。回転ドラム１３の周面に設けられた特殊光フィルタと金網の各組の間隔、回転ドラム１３の回転軸１４ｃ方向の長さ、ボールねじ１４ｆの軸方向における回転ドラム支持体１４ｅの長さ、ボールねじ１４ｆの軸方向の長さなど、ボールねじ１４ｆの回転制御による回転ドラム支持体１４ｅ及び回転ドラム１３の位置制御に必要な情報はメモリ２３に記憶されている。システムコントロール部２１はメモリ２３に記憶された情報に基づいて速度信号をドライバ１５に送り、ドライバ１５はシステムコントロール部２１からの速度信号に基づいて速度制御信号をボールねじ駆動モータに送り、ボールねじ駆動モータの回転制御を行う。以上のように、モータ１４ａ、タイミングベルト１４ｂ、回転軸１４ｃ、軸受１４ｄ、回転ドラム支持体１４ｅ、ボールねじ１４ｆ、ボールねじ支持部１４ｇなどが、回転ドラム１３を駆動制御する駆動部１４を構成する。なお、ドライバ１５は、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１４ａの回転制御も行い、タイミングベルト１４ｂ及び

40

50

回転軸 14 c を介して回転ドラム 13 の回転制御を行う。また、術者は、フロントパネル 22 のボタンやスイッチ、又は電子内視鏡 1 の操作部 4 のボタンなどを操作することにより特殊光フィルタと金網の各組の切り替えを行うことができる。術者による切り替え操作の操作信号はシステムコントロール部 21 に送られ、システムコントロール部 21 は受信した操作信号に基づいて駆動部 14、ドライバ 15 の動作制御を行い、回転ドラム 13 を移動させる。

【0030】

図 3 は、図 2 の A-A 線による回転ドラム 13 の断面図であり、さらに回転ドラム 13、ランプ 16 a、集光レンズ 12、ライトガイド 9 の位置関係の概略を示す。便宜上、図 3 に示す場合では、回転ドラム 13 が図の時計回り方向に回転しているとする。もちろん、回転ドラム 13 を反時計回り方向に回転させた場合でも同様に本発明の効果を達成することができる。ランプ 16 a から出射される照明光 L は、回転ドラム 13 の回転軸 14 c と直交しているため、回転ドラム 13 の回転によって特殊光フィルタ 13 c、金網 13 f、開口部 13 g、13 i に順次繰り返し入射する。なお、図 2 及び図 3 に示す回転ドラム 13 を用いる場合は、回転ドラム 13 が 1 回転する間に、照明光 L が特殊光フィルタ 13 c と金網 13 f に 2 回ずつ通過するため、撮像素子からの画像信号の転送タイミングに合わせて回転ドラム 13 が 1/2 回転するように回転制御を行えばよい。

【0031】

特殊光フィルタ 13 c を透過した照明光 L は、回転ドラム 13 内を進行し、特殊光フィルタ 13 c と対向する位置に設けられた開口部 13 g を経由して集光レンズ 12 に進行し、ライトガイド 9 の入射端面に導かれる。そして、回転ドラム 13 の回転により、照明光 L は遮光部 13 j によって遮光された後、金網 13 f に入射する。照明光 L は、特殊光フィルタ 13 c に入射する状態と同様に、金網 13 f を透過すると回転ドラム 13 内を進行し、金網 13 f と対向する位置に設けられた開口部 13 i を経由して集光レンズ 12 に進行し、ライトガイド 9 の入射端面に導かれる。

【0032】

さらに回転ドラム 13 の回転により、照明光 L は再び遮光部 13 j によって遮光された後、開口部 13 g に入射する。照明光 L は、開口部 13 g を経由して回転ドラム 13 内から特殊光フィルタ 13 c に入射する。特殊光フィルタ 13 c を透過した照明光 L は、集光レンズ 12 に進行し、ライトガイド 9 の入射端面に導かれる。そして回転ドラム 13 の回転により、照明光 L は遮光部 13 j によって遮光された後、開口部 13 i に入射し、金網 13 f を透過して集光レンズ 12 に進行し、ライトガイド 9 の入射端面に導かれる。従って、回転ドラム 13 を 1/2 回転させるごとに照明光を特殊光と通常光とで切り替えて撮像を行うことができる。

【0033】

なお、特殊光フィルタ 13 a ~ 13 c 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 13 a ~ 13 c 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 13 a ~ 13 c の組として設けられる金網 13 d ~ 13 f 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光透過量が等しくなるように設定する。従って、回転ドラム 13 の特殊光フィルタと金網の組によって生成される特殊光と通常光の光量は等しくなり、特殊光観察画像と通常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。

【0034】

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。また、回転ドラムへの照明光の入射位置を制御する部材として、ボールねじの代わりにローラガイドやリニアガイドなどの種々のガイド部材を

採用してもよい。

【0035】

また、上記の説明では、特殊光フィルタと金網の各組において、特殊光フィルタと金網をそれぞれ1つずつ設けているが、複数の特殊光フィルタと金網を交互に設け、かつ各特殊光フィルタと各金網に対向する開口部をそれぞれ設けても、特殊光及び通常光による同時観察を行うことができる。

【0036】

さらに、光源部と回転ドラムとの間において、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ドラム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ドラムの金網を通過する。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。

10

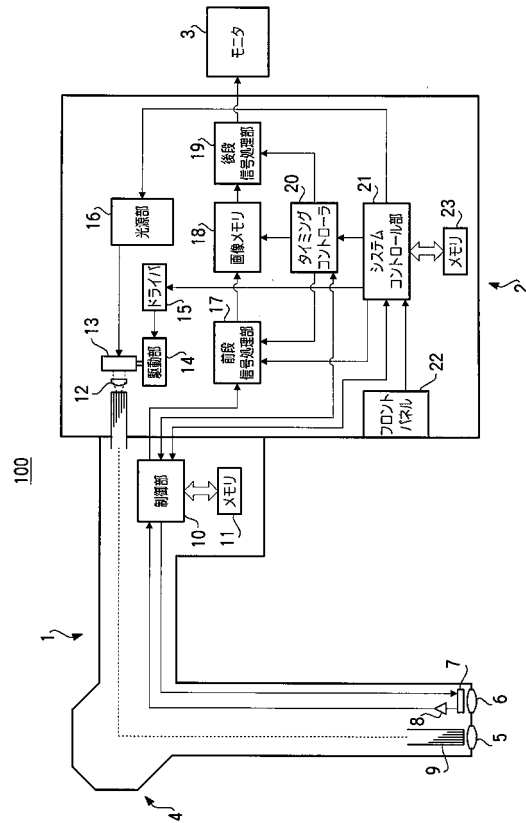
【符号の説明】

【0037】

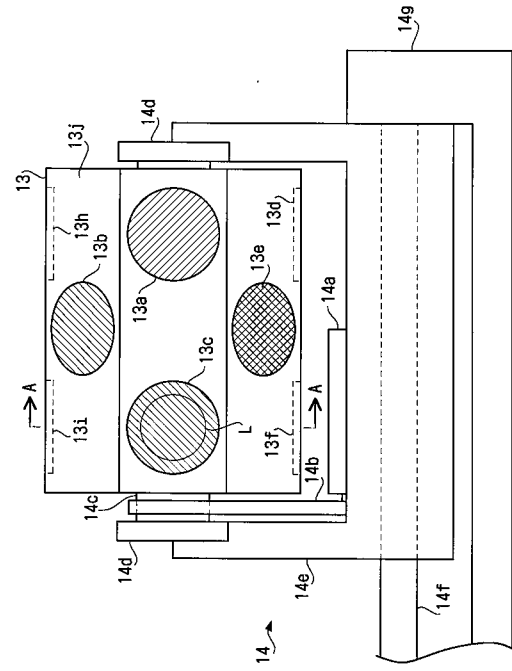
- 1 電子内視鏡
- 13 回転ドラム
- 13a～13c 特殊光フィルタ
- 13d～13f 金網
- 13g～13i 開口部
- 13j 遮光部
- 14 駆動部
- 14a モータ
- 14c 回転軸
- 14e 回転ドラム支持体
- 14f ボールねじ
- 16 光源部
- 16a ランプ

20

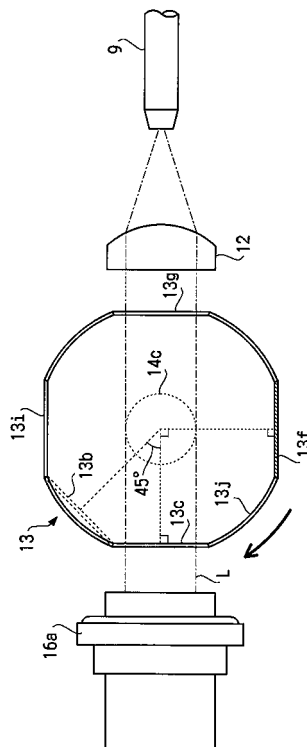
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

審査官 濱本 禎広

- (56)参考文献 特開2004-321244 (JP, A)
特開2004-286957 (JP, A)
特開2006-163281 (JP, A)
特開2006-133356 (JP, A)
特開2002-224033 (JP, A)
特開2005-342032 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B1/00-1/32
G02B26/00-26/08

专利名称(译)	电子内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP5481247B2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	JP2010069721	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 高山真一		
发明人	增川 祐哉 板津 雅晴 高山 真一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/AA21 4C061/BB08 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C161/AA21 4C161/BB08 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18		
其他公开文献	JP2011200379A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：有效地产生适合于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，用于将物体区域的照明光提供给电子内窥镜，该电子内窥镜具有用于对待插入部件的远端部分内的物体区域成像的成像装置。体腔，光导从近端插入到远端，旋转鼓是一种中空圆柱形构件，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，并且设置有用于透射光的特殊光区域。预定波长的照明光和正常光区域，用于透射照明光的正常光。特殊光区域和普通光区域在旋转滚筒的圆周方向上与旋转滚筒的旋转轴线成预定角度，在垂直于旋转滚筒的旋转轴线的平面内。旋转鼓分别在面向特殊光区域和普通光区域的位置处具有开口，并且照明光的光轴和旋转鼓的旋转轴彼此正交。

【图 2】

