

(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2018-64789

(P2018-64789A)

(43) 公開日 平成30年4月26日(2018.4.26)

(51) Int.Cl.	F 1	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
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-205750 (P2016-205750)
 (22) 出願日 平成28年10月20日(2016.10.20)

(71) 出願人 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 100183760
 弁理士 山鹿 宗貴
 (72) 発明者 向本 徹
 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 遠藤 幹治
 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
 Fターム(参考) 2H040 BA09 BA23 CA02 CA11 CA12
 CA23 DA42 GA02 GA11
 最終頁に続く

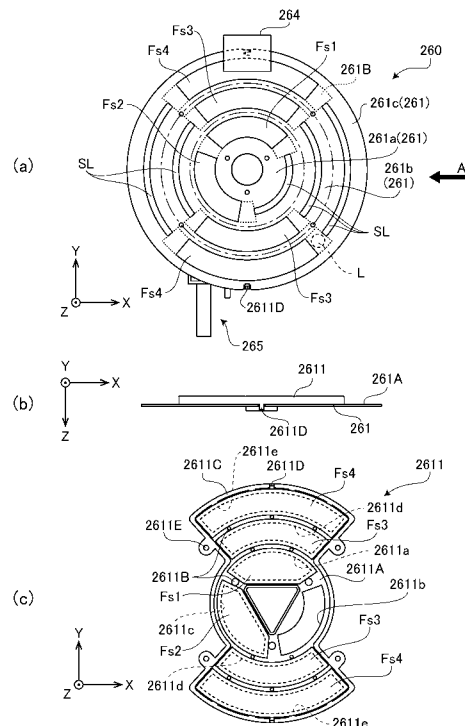
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】 光学フィルタに高精度な加工寸法が要求されるためコスト面で不利であり、また、構成上、光学フィルタに割れや傷が生じやすい。

【解決手段】 内視鏡用光源装置は、光源と、光源より射出された照射光をフィルタリングする光学フィルタを有するフィルタ部と、フィルタ部を駆動させることによって光学フィルタを照明光の光路に対して挿抜する駆動部とを備える。フィルタ部は、少なくとも一つの光学フィルタに対応する少なくとも一つの開口部が形成された本体部と、少なくとも一つの光学フィルタに対応する少なくとも一つの開口部が形成されており、本体部に取り付けられる保持体とを更に有する。光学フィルタは、本体部と保持体とによって規定されるスペース内に保持されており、対応する本体部の開口部及び保持体の開口部を塞いでいる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源と、
前記光源より射出された照射光をフィルタリングする光学フィルタを少なくとも一つ有するフィルタ部と、
前記フィルタ部を駆動させることによって前記光学フィルタを前記照明光の光路に対して挿抜する駆動部と、
を備え、
前記フィルタ部は、
前記少なくとも一つの光学フィルタに対応する少なくとも一つの開口部が形成された本体部と、
前記少なくとも一つの光学フィルタに対応する少なくとも一つの開口部が形成されており、該本体部に取り付けられる保持体と、
を更に有し、
前記光学フィルタは、
前記本体部と前記保持体とによって規定されるスペース内に保持されており、対応する該本体部の開口部及び該保持体の開口部を塞いでいる、
内視鏡用光源装置。

10

【請求項 2】

前記保持体は、
前記光学フィルタを支持する支持面と、
前記支持面から立設された支持部と、
を有し、
前記光学フィルタは、
前記支持面、前記支持部及び該支持面と対向する前記本体部の面によって規定されるスペース内に保持されている、
請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 3】

前記支持部は、
前記保持体の開口部の周囲に立接されたリブ及びボスである、
請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 4】

前記保持体は、
樹脂製部材である、
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】

前記本体部は、
前記本体部に形成された複数の前記開口部が周方向に並べて形成された回転式ターゲットであり、前記駆動部によって回転されることにより、該各開口部を塞いでいる前記光学フィルタを前記光路に対して順に挿抜する、
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。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

特殊な画像を撮影することが可能な内視鏡システムが知られている。例えば特許文献 1 に、この種の内視鏡システムの具体的構成が記載されている。

【0003】

50

特許文献1に記載の内視鏡システムは、内視鏡用光源装置を備えている。特許文献1に記載の内視鏡用光源装置には、ターレット型光学素子が搭載されている。ターレット型光学素子には、光源より射出された白色光の光量を減少させる減光フィルタ（金網）と、白色光のうち特殊光のみを透過させる特殊光フィルタ（光学フィルタ）が、回転軸を中心に所定の角度周期で交互に設けられている。ターレット型光学素子が回転することによって減光フィルタと光学フィルタとが光路上に交互に挿入される。これにより、光源より射出された白色光から通常光と特殊光とが交互に取り出され、取り出された通常光と特殊光とが内視鏡用光源装置に接続された電子スコープに交互に供給される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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】

特許文献1に例示される内視鏡用光源装置では、光学フィルタは、例えば、回転板に形成された開口部に圧入されることによって回転板に取り付けられている。光学フィルタを開口部に圧入するためには、光学フィルタに高精度な加工寸法が要求される。そのため、コスト面で不利という問題が指摘される。また、光学フィルタは、脆性材料であるガラスよりなる。そのため、開口部への圧入時等に光学フィルタに割れや傷が生じやすいという問題も指摘される。

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、コスト面で有利であると共に光学フィルタに割れや傷が生じ難い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】

【0007】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置は、光源と、光源より射出された照射光をフィルタリングする光学フィルタを少なくとも一つ有するフィルタ部と、フィルタ部を駆動させることによって光学フィルタを照明光の光路に対して挿抜する駆動部とを備える。フィルタ部は、少なくとも一つの光学フィルタに対応する少なくとも一つの開口部が形成された本体部と、少なくとも一つの光学フィルタに対応する少なくとも一つの開口部が形成されており、該本体部に取り付けられる保持体とを更に有する。光学フィルタは、本体部と保持体とによって規定されるスペース内に保持されており、対応する該本体部の開口部及び該保持体の開口部を塞いでいる。

【0008】

また、本発明の一実施形態において、保持体は、光学フィルタを支持する支持面と、支持面から立設された支持部とを有している。この場合、光学フィルタは、支持面、支持部及び該支持面と対向する本体部の面によって規定されるスペース内に保持されている。

【0009】

また、本発明の一実施形態において、支持部は、例えば、保持体の開口部の周囲に立接されたリブ及びボスである。

【0010】

また、本発明の一実施形態において、保持体は、例えば樹脂製部材である。

【0011】

また、本発明の一実施形態において、本体部は、本体部に形成された複数の開口部が周方向に並べて形成された回転式ターレットであり、駆動部によって回転されることにより、各開口部を塞いでいる光学フィルタを光路に対して順に挿抜する構成としてもよい。

【発明の効果】

【0012】

10

20

30

40

50

本発明の一実施形態によれば、コスト面で有利であると共に光学フィルタに割れや傷が生じ難い内視鏡用光源装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】550nm付近を拡大したヘモグロビンの吸収スペクトルである。

【図2】本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態に係るプロセッサに備えられる回転フィルタ部の構成を示す図である。

【図4】図3(a)中矢印A方向から回転フィルタ部付近を視たときのプロセッサの内部構成を示す図である。

【図5】本発明の一実施形態に係るプロセッサに備えられるスライドアクチュエータ部の概略構成を示す図である。

【図6】本発明の一実施形態に係る回転フィルタ部に備えられる狭帯域観察用フィルタの分光特性例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システムを例に取り説明する。本実施形態に係る電子内視鏡システムは、波長域の異なる光で撮像した複数の画像に基づいて被写体の生体情報（例えば酸素飽和度）を定量的に分析して画像化することが可能であり、また、特定の生体構造（例えば血管）を強調する分光画像を生成することが可能なシステムである。

【0015】

[ヘモグロビンの分光特性及び酸素飽和度の計算原理]

本実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を詳細に説明する前に、ヘモグロビンの分光特性と、本実施形態における酸素飽和度の計算原理について説明する。

【0016】

図1に、550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロビンは、550nm付近にポルフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度（全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンが占める割合）に応じて変化する。図1における実線の波形は、酸素飽和度が100%の場合の（すなわち、酸素化ヘモグロビンHbO₂の）吸収スペクトルを示し、長破線の波形は、酸素飽和度が0%の場合の（すなわち、還元ヘモグロビンHbの）吸収スペクトルを示す。また、短破線は、その中間の酸素飽和度（10、20、30、・・・90%）におけるヘモグロビン（酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの混合物）の吸収スペクトルを示す。

【0017】

図1に示されるように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンは互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンは、波長542nm付近に吸収ピークP1を有しており、波長578nm付近に吸収ピークP3を有している。一方、還元ヘモグロビンは、558nm付近に吸収ピークP2を有している。図1は、各成分（酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン）の濃度の和が一定となる2成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度（すなわち酸素飽和度）によらず吸収が一定となる等吸収点E1、E2、E3、E4が現れる。

【0018】

以下の説明では、等吸収点E1とE2とで挟まれた波長領域を「波長域R1」と記し、等吸収点E2とE3とで挟まれた波長領域を「波長域R2」と記し、等吸収点E3とE4とで挟まれた波長領域を「波長域R3」と記す。また、等吸収点E1とE4とで挟まれた波長領域（すなわち波長域R1、R2及びR3を合わせたもの）を「波長域R0」と記す。

【0019】

図1に示されるように、隣接する等吸収点間では、酸素飽和度に対して吸収が単調に増

10

20

30

40

50

加又は減少する。また、隣接する等吸収点間では、ヘモグロビンの吸収は、酸素飽和度に対してほぼ線形的に変化する。

【 0 0 2 0 】

具体的には、波長域 R 1、R 3 におけるヘモグロビンの吸収 A_{R1} 、 A_{R3} は酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加し、波長域 R 2 におけるヘモグロビンの吸収 A_{R2} は還元ヘモグロビンの濃度（1 - 酸素飽和度）に対して線形的に単調増加する。従って、次式（1）により定義される指標 X は、酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加する。

（式 1）

$$X = (A_{R1} + A_{R3}) - A_{R2}$$

10

【 0 0 2 1 】

従って、予め実験的に酸素飽和度と指標 X との定量的な関係を取得すれば、指標 X の値から酸素飽和度を計算することができる。

【 0 0 2 2 】

[電子内視鏡システムの構成]

図 2 は、本実施形態に係る電子内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。図 2 に示されるように、電子内視鏡システム 1 は、電子スコープ 1 0 0、プロセッサ 2 0 0 及びモニタ 3 0 0 を備えている。

【 0 0 2 3 】

本実施形態に係るプロセッサ 2 0 0 は、電子スコープ 1 0 0 に照射光を供給する光源装置と、電子スコープ 1 0 0 による撮影画像を処理する信号処理装置を内蔵した構成となっている。別の実施形態では、光源装置と信号処理装置とが別体の装置として構成されてもよい。この場合、光源装置と信号処理装置との間でタイミング信号を送受信するための有線又は無線の通信手段が設けられる。

20

【 0 0 2 4 】

プロセッサ 2 0 0 は、システムコントローラ 2 0 2 及びタイミングコントローラ 2 0 4 を備えている。システムコントローラ 2 0 2 は、メモリ 2 1 2 に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム 1 全体を統括的に制御する。また、システムコントローラ 2 0 2 は、操作パネル 2 1 4 に接続されている。システムコントローラ 2 0 2 は、操作パネル 2 1 4 より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム 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 2 0 4 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システム 1 内の各回路に出力する。

30

【 0 0 2 5 】

ランプ 2 0 8 は、ランプ電源イグナイタ 2 0 6 による始動後、白色光 L を射出する。ランプ 2 0 8 は、例えば、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である。なお、ランプ 2 0 8 は、LD (Laser Diode) や LED (Light Emitting Diode) 等の半導体発光素子に置き換えてもよい。半導体発光素子に関しては、他の光源と比較して、低消費電力、発熱量が小さい等の特徴があるため、消費電力や発熱量を抑えつつ明るい画像を取得できるというメリットがある。

【 0 0 2 6 】

ランプ 2 0 8 より射出された白色光 L は、回転フィルタ部 2 6 0 に入射される。図 3 (a) は、回転フィルタ部 2 6 0 を集光レンズ 2 1 0 側から見た正面図である。図 4 は、図 3 (a) 中矢印 A 方向から回転フィルタ部 2 6 0 付近を視たときのプロセッサ 2 0 0 の内部構成を示す図である。図 2 ~ 図 4 に示されるように、回転フィルタ部 2 6 0 は、フィルタ部として、回転式ターレット 2 6 1 を備えている。また、回転フィルタ部 2 6 0 は、フィルタ部である回転式ターレット 2 6 1 を駆動させるための駆動部として、DC モータ 2 6 2、ドライバ 2 6 3、フォトインタラプタ 2 6 4 及びスライドアクチュエータ部 2 6 5 を備えている。

40

【 0 0 2 7 】

回転式ターレット 2 6 1 の中心に形成された軸受孔には、DC モータ 2 6 2 のモータ軸

50

262aが圧入されている。回転式ターレット261は、モータ軸262aにより、その中心軸周りに回転可能に軸支されている。

【0028】

回転式ターレット261は、中心軸周りに位置する第一の円環状領域261a、第一の円環状領域261aの外側に位置する第二の円環状領域261b、第二の円環状領域261bの外側に位置する第三の円環状領域261cを有している。図3(a)においては、説明の便宜上、第一の円環状領域261aと第二の円環状領域261bとの境界、及び第二の円環状領域261bと第三の円環状領域261cとの境界を、それぞれ一点鎖線で示す。また、図3(a)中、紙面と平行で且つ互いに直交する二方向をそれぞれX方向、Y方向とし、紙面(X方向及びY方向)と直交する方向をZ方向とする。

10

【0029】

第一の円環状領域261aには、3つの開口部が周方向に並べて形成されている。3つのうちの1つの開口部に第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1が配置され、他の1つの開口部に第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2が配置されている。これにより、第一の円環状領域261aには、第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1、スリットSL(光学フィルタが取り付けられていない開口部)、第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2が周方向に順に配置されている。

【0030】

第二の円環状領域261bには、4つの開口部が周方向に並べて形成されている。4つのうちの2つの開口部に狭帯域観察用フィルタFs3が配置されている。これにより、第二の円環状領域261bには、狭帯域観察用フィルタFs3、スリットSL、狭帯域観察用フィルタFs3、スリットSLが周方向に順に配置されている。

20

【0031】

第三の円環状領域261cには、4つの開口部が周方向に並べて形成されている。4つのうちの2つの開口部に光学フィルタFs4が配置されている。これにより、第三の円環状領域261cには、光学フィルタFs4、スリットSL、光学フィルタFs4、スリットSLが周方向に順に配置されている。光学フィルタFs4は、例えば赤外光観察用フィルタや蛍光観察用フィルタ等である。

【0032】

各種光学フィルタ及びスリットSLは、扇形状を有しており、第一の円環状領域261a内では120°の角度ピッチで配置されており、第二の円環状領域261b内及び第三の円環状領域261c内では90°の角度ピッチで配置されている。

30

【0033】

第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1は、550nm帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタである。図1に示されるように、第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1は、等吸収点E1からE4までの波長域(すなわち、波長域R0)の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2は、等吸収点E2からE3までの波長域(すなわち、波長域R2)の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。

【0034】

図6(a)、図6(b)のそれぞれに、狭帯域観察用フィルタFs3の分光特性を例示する。図6(a)、図6(b)の各図中、縦軸は、正規化された透過率を示し、横軸は波長(単位: nm)を示す。図6(a)、図6(b)の各図に示されるように、狭帯域観察用フィルタFs3は、ヘモグロビンに対する吸収特性の高い波長域(420nm付近や550nm付近の波長域)にピークを持つ半値幅の狭い透過特性を持つ。420nm付近の波長域の光は表層付近の血管構造を観察するのに適しており、550nm付近の波長域の光は深層の血管構造を観察するのに適している。

40

【0035】

回転フィルタ部260が有する各光学フィルタは、例えば、ガラス基板に誘電体多層膜等の光学薄膜を形成したものとなっている。そのため、回転式ターレット261の開口部

50

に光学フィルタを圧入する構成を採用すると、光学フィルタに高精度な加工寸法が要求される（言い換えると、コスト面で不利である）と共に、光学フィルタの圧入時等に光学フィルタに割れや傷が生じやすいという問題が指摘される。

【0036】

そこで、回転フィルタ部260は、次のように構成されている。具体的には、回転フィルタ260が有する回転式ターレット261には、図3(b)に示されるように、各光学フィルタを保持する保持体2611が取り付けられている。図3(b)に、保持体2611を回転式ターレット261に取り付けた状態の側面図を示し、図3(c)に、各光学フィルタを保持した状態の保持体2611の正面図を示す。なお、図4においては、便宜上、保持体2611の図示を省略している。

10

【0037】

保持体2611は、円を中心として一对の扇が対向配置された形状を有している。保持体2611には、複数の開口部が形成されている。

【0038】

保持体2611の中央部（円部分）には、支持面2611Aが形成されている。保持体2611の中央部の支持面2611Aには、3つの開口部2611a~2611cが形成されている。開口部2611a~2611cの周囲には、支持面2611Aから複数のボス2611B及びリブ2611Cが立設されている。

【0039】

保持体2611の中央部（円部分）において、支持面2611A上には、第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2が配置されており、それぞれ、開口部2611a、2611cを塞いでいる。これにより、第一の円環状領域261aにおいて、第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1、スリットSL、第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2が周方向に順に配置されることとなる。

20

【0040】

保持体2611の各端部（各扇部分）にも、支持面2611Aが形成されている。保持体2611の各端部の支持面2611Aには、2つの開口部2611d~2611eが形成されている。開口部2611d~2611eの周囲にも、支持面2611Aから複数のボス2611B及びリブ2611Cが立設されている。

【0041】

保持体2611の各端部（各扇部分）において、支持面2611A上には、狭帯域観察用フィルタFs3、光学フィルタFs4が配置されており、それぞれ、開口部2611d、2611eを塞いでいる。これにより、第二の円環状領域261bにおいて、狭帯域観察用フィルタFs3、スリットSL、狭帯域観察用フィルタFs3、スリットSLが周方向に順に配置されることとなる。また、第三の円環状領域261cにおいて、光学フィルタFs4、スリットSL、光学フィルタFs4、スリットSLが周方向に順に配置されることとなる。

30

【0042】

第一の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第二の酸素飽和度観察用フィルタFs2、狭帯域観察用フィルタFs3及び光学フィルタFs4の各光学フィルタが支持面2611A上に載置されると、保持体2611の爪部2611Dが回転式ターレット261に係合され、更に、ねじ孔2611Eを用いて保持体2611が回転式ターレット261にねじ止めされる。これにより、各光学フィルタは、支持面2611A、ボス2611B、リブ2611C及び支持面2611Aと対向する回転式ターレット261の面（以下、「対向支持面261A」と記す。）によって規定されるスペース（以下、説明の便宜上「収容保持スペース」と記す。）内に収容され保持される。

40

【0043】

収容保持スペース内における各光学フィルタのXY方向の動きは、ボス2611B及びリブ2611Cによって規制される。また、収容保持スペース内における各光学フィルタのZ方向の動きは、支持面2611A及び対向支持面261Aによって規制される。すな

50

わち、各光学フィルタは、対応する開口部に入射される白色光 L の中から必要な波長の光だけを透過させるため、当該開口部を塞ぐ位置で固定されている。

【0044】

なお、各光学フィルタは、対応する開口部に対して寸法が大きい。そのため、光学フィルタは、収容保持スペース内で多少ガタつく場合であっても開口部を漏れ無く塞いでいる。すなわち、白色光 L は、各光学フィルタが収容保持スペース内において緩やかに保持されている場合であっても、当該光学フィルタによって必要な波長の光に確実にフィルタリングされる。

【0045】

このように、本実施形態では、各光学フィルタは、開口部への圧入ではなく、支持面 2611A、ボス 2611B、リブ 2611C 及び対向支持面 261A によって規定される収容保持スペース内に収容され保持されている。そのため、圧入の際に光学フィルタが損傷するという問題がそもそも発生しない。また、回転式ターレット 261 等の部材から各光学フィルタに負荷が伝わり難い。従って、この種の負荷によって光学フィルタが損傷する問題が実質的に無くなる。また、各光学フィルタの寸法を収容保持スペースの大きさに対して高精度に決める必要が無い。すなわち、光学フィルタに高い加工精度が要求されないため、光学フィルタの加工コストが抑えられる。

【0046】

例えば保持体 2611 が金属製部品である場合を考える。この場合、例えば組立時に光学フィルタが保持体 2611 のエッジ部分等に接触すると、光学フィルタが損傷しやすいという問題が指摘される。そこで、本実施形態では、保持体 2611 は樹脂製部品となっている。そのため、組立時に光学フィルタが保持体 2611 のエッジ部分等に接触した場合であっても、光学フィルタが損傷し難い。

【0047】

図 5 は、スライドアクチュエータ部 265 の概略構成を示す図である。図 5 に示されるように、スライドアクチュエータ部 265 は周知の構成を有したものであり、回転式ターレット 261 を白色光 L の光路（図 5 では紙面に対して垂直な方向）と直交する方向（図 3 の Y 方向と同じであり、以下、説明の便宜上「光路直交方向」と記す。）にスライドさせることができる。

【0048】

スライドアクチュエータ部 265 は、光路直交方向に延びるガイドレール 265a を有している。ガイドレール 265a には、支持フレーム 265b がガイドレール 265a の軸線方向（光路直交方向）にスライド可能に保持されている。支持フレーム 265b には DC モータ 262 が保持されている。DC モータ 262 は、モータ軸 262a が回転式ターレット 261 の中心を貫通する軸受孔に圧入されている。

【0049】

スライドアクチュエータ部 265 は、術者による操作パネル 214 の操作に従って駆動するステップモータ 265c を有している。ステップモータ 265c のモータ軸には、両端が支持ブラケット 265d により回転可能に支持されたリードスクリュ 265e が連結している。リードスクリュ 265e には、リードナット 265f がリードスクリュ 265e の回転に伴ってリードスクリュ 265e の軸線方向（ガイドレール 265a の軸線方向と平行な方向）に進退可能に保持されている。リードナット 265f と支持フレーム 265b は、アーム 265g を介して連結されている。

【0050】

ステップモータ 265c が術者の操作に従って駆動すると、リードスクリュ 265e が回転し、リードナット 265f がリードスクリュ 265e の回転に応じて光路直交方向（リードスクリュ 265e の軸線方向）に進退する。アーム 265g を介してリードナット 265f と連結された支持フレーム 265b は、リードナット 265f と共に光路直交方向（ガイドレール 265a の軸線方向）にスライドする。これにより、支持フレーム 265b に保持された DC モータ 262 及び DC モータ 262 のモータ軸 262a に軸支

10

20

30

40

50

された回転式ターレット 261 が光路直交方向に移動する。

【0051】

スライドアクチュエータ部 265 が回転式ターレット 261 を光路直交方向に移動させると、ランプ 208（白色光 L の光路）に対する回転式ターレット 261 の位置がシフトして、第一の円環状領域 261 a、第二の円環状領域 261 b、第三の円環状領域 261 c の何れか 1 つの領域が白色光 L の光路に配置される。

【0052】

ドライバ 263 は、システムコントローラ 202 による制御下で DC モータ 262 を駆動する。DC モータ 262 は、ドライバ 263 より駆動電流が供給されると、回転式ターレット 261 をモータ軸 262 a 中心に一定速度で回転させる。

10

【0053】

回転式ターレット 261 の第一の円環状領域 261 a が白色光 L の光路に配置されている場合を考える。以下、第一の円環状領域 261 a が白色光 L の光路に配置されている状態を「酸素飽和度分布画像撮像状態」と記す。

【0054】

酸素飽和度分布画像撮像状態では、ドライバ 263 は、回転式ターレット 261 の第一の円環状領域 261 a に配置される光学フィルタが 3 つであることから、回転式ターレット 261 を 3 フレーム期間で一回転する速度で回転させる。これにより、第一の酸素飽和度観察用フィルタ F s 1、スリット S L、第二の酸素飽和度観察用フィルタ F s 2 が撮像周期（フレーム周期）と同期したタイミングで白色光 L の光路に順次挿入される。そのため、ランプ 208 より入射された白色光 L から、スペクトルの異なる照射光がフレーム周期と同期したタイミングで順次取り出される。なお、各光学フィルタによる照射光の取り出し期間は、遮光領域 261 B（後述）による遮光期間によって区切られている。

20

【0055】

ここで、説明の便宜上、第一の酸素飽和度観察用フィルタ F s 1 透過後の照射光を「第一の酸素飽和度観察光 L s 1」と記し、第二の酸素飽和度観察用フィルタ F s 2 透過後の照射光を「第二の酸素飽和度観察光 L s 2」と記し、狭帯域観察用フィルタ F s 3 透過後の照射光を「狭帯域観察光 L s 3」と記し、光学フィルタ F s 4 透過後の照射光を「特殊観察光 L s 4」と記し、スリット S L 通過後の白色光 L を「通常光 L n」と記す。

【0056】

回転式ターレット 261 は、回転動作中、循環的に、第一の酸素飽和度観察用フィルタ F s 1 より第一の酸素飽和度観察光 L s 1 を取り出し、スリット S L より通常光 L n を取り出し、第二の酸素飽和度観察用フィルタ F s 2 より第二の酸素飽和度観察光 L s 2 を取り出す。回転式ターレット 261 の回転位置や回転の位相は、回転式ターレット 261 の外周付近に形成された開口（不図示）をフォトインタラプタ 264 によって検出することにより制御される。なお、以降の説明において「フレーム」は「フィールド」に置き替えてもよい。本実施形態において、フレーム周期、フィールド周期はそれぞれ、1 / 30 秒、1 / 60 秒である。

30

【0057】

回転式ターレット 261 の第二の円環状領域 261 b が白色光 L の光路に配置されている場合を考える。以下、第二の円環状領域 261 b が白色光 L の光路に配置されている状態を「狭帯域観察画像撮像状態」と記す。

40

【0058】

狭帯域観察画像撮像状態では、ドライバ 263 は、回転式ターレット 261 の第二の円環状領域 261 b に配置される光学フィルタ及びスリットが合計で 4 つであることから、回転式ターレット 261 を 4 フレーム期間で一回転する速度で回転させる。これにより、スリット S L と狭帯域観察用フィルタ F s 3 とが撮像周期（フレーム周期）と同期したタイミングで白色光 L の光路に交互に挿入される。そのため、ランプ 208 より入射された白色光 L から、通常光 L n と狭帯域観察光 L s 3 とがフレーム周期と同期したタイミングで交互に取り出される。

50

【 0 0 5 9 】

回転式ターレット 2 6 1 の第三の円環状領域 2 6 1 c が白色光 L の光路に配置されている場合を考える。以下、第三の円環状領域 2 6 1 c が白色光 L の光路に配置されている状態を「特殊観察画像撮像状態」と記す。

【 0 0 6 0 】

特殊観察画像撮像状態では、ドライバ 2 6 3 は、回転式ターレット 2 6 1 の第三の円環状領域 2 6 1 c に配置される光学フィルタ及びスリットが合計で 4 つであることから、回転式ターレット 2 6 1 を 4 フレーム期間で一回転する速度で回転させる。これにより、スリット S L と光学フィルタ F s 4 とが撮像周期（フレーム周期）と同期したタイミングで白色光 L の光路に交互に挿入される。そのため、ランプ 2 0 8 より入射された白色光 L から、通常光 L n と特殊観察光 L s 4 とがフレーム周期と同期したタイミングで交互に取り出される。

10

【 0 0 6 1 】

回転フィルタ部 2 6 0 より取り出された照射光（第一の酸素飽和度観察光 L s 1、第二の酸素飽和度観察光 L s 2、狭帯域観察光 L s 3、特殊観察光 L s 4、通常光 L n）は、集光レンズ 2 1 0 によって集光されながら羽根絞り（不図示）を介して適正な光量に制限されて、LCB（Light Carrying Bundle）1 0 2 の入射端面に集光されて LCB 1 0 2 内に入射される。

【 0 0 6 2 】

回転式ターレット 2 6 1 は、各光学フィルタ（開口部）間の領域（図 3（a）中、点線で示される領域であり、以下、説明の便宜上「遮光領域 2 6 1 B」と記す。）が白色光 L の光路に挿入されているとき、白色光 L を遮蔽する。回転式ターレット 2 6 1 の回転動作中に白色光 L を実質完全に遮蔽する期間を発生させるため、遮光領域 2 6 1 B は、図 3（a）に示されるように、白色光 L の光束直径よりも大きくなっている。

20

【 0 0 6 3 】

LCB 1 0 2 内に入射された照射光（第一の酸素飽和度観察光 L s 1、第二の酸素飽和度観察光 L s 2、狭帯域観察光 L s 3、特殊観察光 L s 4、通常光 L n）は、LCB 1 0 2 内を伝播して電子スコープ 1 0 0 の先端に配置された LCB 1 0 2 の射出端面より射出され、配光レンズ 1 0 4 を介して被写体に照射される。

【 0 0 6 4 】

具体的には、酸素飽和度分布画像撮像状態では、被写体は、第一の酸素飽和度観察光 L s 1、通常光 L n、第二の酸素飽和度観察光 L s 2 により順次照射される。また、狭帯域観察画像撮像状態では、被写体は、通常光 L n と狭帯域観察光 L s 3 とにより交互に照射される。また、特殊観察画像撮像状態では、被写体は、通常光 L n と特殊観察光 L s 4 とにより交互に照射される。照射光により照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ 1 0 6 を介して固体撮像素子 1 0 8 の受光面上で光学像を結ぶ。

30

【 0 0 6 5 】

固体撮像素子 1 0 8 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサである。固体撮像素子 1 0 8 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R（Red）、G（Green）、B（Blue）の画像信号を生成して出力する。なお、固体撮像素子 1 0 8 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に置き換えられてもよい。固体撮像素子 1 0 8 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

40

【 0 0 6 6 】

回転フィルタ部 2 6 0 による各照射光の切り換えのタイミングは、固体撮像素子 1 0 8 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、酸素飽和度分布画像撮像状態では、固体撮像素子 1 0 8 は、1 フレーム期間中、第一の酸素飽和度観察光 L s 1 を受光して第一の酸素飽和度観察用画像信号 S s 1 を生成して出力し、続く 1 フレーム期間中、通常光 L n を受光して通常観察用画像信号 S n を生成して出力

50

し、続く1フレーム期間中、第二の酸素飽和度観察光 $Ls2$ を受光して第二の酸素飽和度観察用画像信号 $Ss2$ を生成して出力する。すなわち、固体撮像素子108により、第一の酸素飽和度観察用画像信号 $Ss1$ 、通常観察用画像信号 Sn 、第二の酸素飽和度観察用画像信号 $Ss2$ が順次生成されて出力される。また、狭帯域観察画像撮像状態では、固体撮像素子108は、1フレーム期間中、通常光 Ln を受光して通常観察用画像信号 Sn を生成して出力し、続く1フレーム期間中、狭帯域観察光 $Ls3$ を受光して狭帯域観察用画像信号 $Ss3$ を生成して出力する。すなわち、固体撮像素子108により、通常観察用画像信号 Sn と狭帯域観察用画像信号 $Ss3$ とが1フレーム周期で交互に生成されて出力される。また、特殊観察画像撮像状態では、固体撮像素子108は、1フレーム期間中、通常光 Ln を受光して通常観察用画像信号 Sn を生成して出力し、続く1フレーム期間中、特殊観察光 $Ls4$ を受光して特殊観察用画像信号 $Ss4$ を生成して出力する。すなわち、固体撮像素子108により、通常観察用画像信号 Sn と特殊観察用画像信号 $Ss4$ とが1フレーム周期で交互に生成されて出力される。

10

20

30

40

50

【0067】

電子スコープ100の接続部内には、ドライバ信号処理回路110が備えられている。酸素飽和度分布画像撮像状態では、固体撮像素子108からドライバ信号処理回路110に画像信号 $Ss1$ 、 Sn 、 $Ss2$ がフレーム周期で順次入力される。狭帯域観察画像撮像状態では、固体撮像素子108からドライバ信号処理回路110に画像信号 Sn と $Ss3$ とがフレーム周期で交互に入力される。特殊観察画像撮像状態では、固体撮像素子108からドライバ信号処理回路110に画像信号 Sn と $Ss4$ とがフレーム周期で交互に入力される。ドライバ信号処理回路110は、固体撮像素子108より入力される画像信号に対して所定の処理を施して、プロセッサ200の前段信号処理回路220に出力する。

【0068】

ドライバ信号処理回路110はまた、メモリ112にアクセスして電子スコープ100の固有情報を読み出す。メモリ112に記録される電子スコープ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、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路110は、メモリ112より読み出された固有情報をシステムコントローラ202に出力する。

【0069】

システムコントローラ202は、電子スコープ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、プロセッサ200に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ200内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0070】

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110にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路110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。

【0071】

酸素飽和度分布画像撮像状態では、ドライバ信号処理回路110から前段信号処理回路220に画像信号 $Ss1$ 、 Sn 、 $Ss2$ がフレーム周期で順次入力される。狭帯域観察画像撮像状態では、ドライバ信号処理回路110から前段信号処理回路220に画像信号 Sn と $Ss3$ とがフレーム周期で交互に入力される。特殊観察画像撮像状態では、ドライバ信号処理回路110から前段信号処理回路220に画像信号 Sn と $Ss4$ とがフレーム周期で交互に入力される。前段信号処理回路220は、ドライバ信号処理回路110より1フレーム周期で入力される画像信号に対して所定の信号処理を施してフレームメモリ230に出力する。

【0072】

フレームメモリ230は、3つのフレームメモリ(第一のフレームメモリ230mA、

第二のフレームメモリ230mB、第三のフレームメモリ230mC)を有している。各フレームメモリには、前段信号処理回路220より入力される画像信号が書き込まれる(上書きされる)。

【0073】

具体的には、酸素飽和度分布画像撮像状態では、第一のフレームメモリ230mA、第二のフレームメモリ230mB、第三のフレームメモリ230mCのそれぞれに、第一の酸素飽和度観察用画像信号 S_{s1} 、第二の酸素飽和度観察用画像信号 S_{s2} 、通常観察用画像信号 S_n が書き込まれる。また、狭帯域観察画像撮像状態では、第一のフレームメモリ230mA、第三のフレームメモリ230mCのそれぞれに、狭帯域観察用画像信号 S_{s3} 、通常観察用画像信号 S_n が書き込まれる。また、特殊観察画像撮像状態では、第一のフレームメモリ230mA、第三のフレームメモリ230mCのそれぞれに、特殊観察用画像信号 S_{s4} 、通常観察用画像信号 S_n が書き込まれる。フレームメモリ230は、各フレームメモリの画像信号を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させて後段信号処理回路240に順次出力する。

10

【0074】

酸素飽和度分布画像撮像状態では、後段信号処理回路240は、上記式(1)を用いて、フレームメモリ230より入力される第一の酸素飽和度観察用画像信号 S_{s1} 及び第二の酸素飽和度観察用画像信号 S_{s2} から指標 X を計算する。

【0075】

後段信号処理回路240が備える不揮発性メモリ(不図示)には、予め実験的に取得されたヘモグロビンの酸素飽和度と指標 X の値との定量的関係を示す数値表が記憶されている。後段信号処理回路240は、この数値表を参照して、上記式(1)を用いて算出された指標 X の値に対応する酸素飽和度 $SatO_2(x, y)$ を取得する。後段信号処理回路240は、取得された酸素飽和度 $SatO_2(x, y)$ に所定の定数を乗じた値を各画素 (x, y) の画素値とする画像データ(酸素飽和度分布画像データ)を生成する。

20

【0076】

また、後段信号処理回路240は、フレームメモリ230より入力される通常観察用画像信号 S_n を用いて通常観察用画像データを生成する。

【0077】

後段信号処理回路240は、酸素飽和度分布画像データ及び通常観察用画像データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ300に出力される。これにより、酸素飽和度分布画像や通常観察画像がモニタ300の表示画面に表示される。

30

【0078】

また、狭帯域観察画像撮像状態では、後段信号処理回路240は、フレームメモリ230より入力される狭帯域観察用画像信号 S_{s3} を用いて狭帯域観察用画像データを生成すると共に、フレームメモリ230より入力される通常観察用画像信号 S_n を用いて通常観察用画像データを生成する。

【0079】

また、特殊観察画像撮像状態では、後段信号処理回路240は、フレームメモリ230より入力される特殊観察用画像信号 S_{s4} を用いて特殊観察用画像データを生成すると共に、フレームメモリ230より入力される通常観察用画像信号 S_n を用いて通常観察用画像データを生成する。

40

【0080】

術者は、操作パネル214を操作することにより、観察画像の表示形態を設定することができる。観察画像の表示形態としては、例えば、同一サイズの酸素飽和度分布画像と通常観察画像(又は狭帯域観察画像と通常観察画像若しくは特殊観察画像と通常観察画像)とを並べて一画面に表示させる形態、一方の画像を親画面表示し、他方の画像を子画面表示する形態、術者の操作に従って選択された一方の画像を全画面表示させる形態、通常観察画像に酸素飽和度分布画像(又は狭帯域観察画像若しくは特殊観察画像)をオーバレイ

50

表示させる形態がある。また、表示画面には、操作パネル 2 1 4 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、観察に使用した照射光の種別等）をスーパーインポーズ表示させることができる。

【0081】

本実施形態によれば、複数種類の分光画像を撮影するための複数種類の光学フィルタの全てが単一の回転式ターレット 2 6 1 に配置されている。そのため、ターレットの数が一つに抑えられると共にターレット用の退避機構が不要となる。これにより、光源装置（プロセッサ 2 0 0）の大型化が抑えられると共に製造コストも抑えられる。また、複数の回転式ターレットを独立に制御する構成と比べて、コントローラ（システムコントローラ 2 0 2）の処理負荷が抑えられる。

10

【0082】

また、回転式ターレット 2 6 1 の回転周期が酸素飽和度分布画像撮像状態と、狭帯域観察画像撮像状態及び特殊観察画像撮像状態とで切替制御される。これにより、酸素飽和度分布画像撮像状態において、第一の酸素飽和度観察光 $Ls1$ 、通常光 Ln 、第二の酸素飽和度観察光 $Ls2$ が撮像周期と同期したタイミングで被写体に順次照射されつつ、狭帯域観察画像撮像状態においても、通常光 Ln 、狭帯域観察光 $Ls3$ が撮像周期と同期したタイミングで被写体に順次照射され、また、特殊観察画像撮像状態においても、通常光 Ln 、特殊観察光 $Ls4$ が撮像周期と同期したタイミングで被写体に順次照射される。そのため、酸素飽和度分布画像撮像状態において適正な酸素飽和度分布画像や通常観察画像が得られると共に、狭帯域観察画像撮像状態や特殊観察画像撮像状態においても適正な通常観察画像や狭帯域観察画像、特殊観察画像が得られる。

20

【0083】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば、明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

【0084】

上記の実施形態では、回転フィルタ 2 6 0 部がランプ 2 0 8 側に設けられ、白色光 L に対してフィルタリングを行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限らない。例えば、回転フィルタ部 2 6 0 が固体撮像素子 1 0 8 側に設けられ、被写体からの戻り光に対してフィルタリングを行う構成が採用されてもよい。

30

【符号の説明】

【0085】

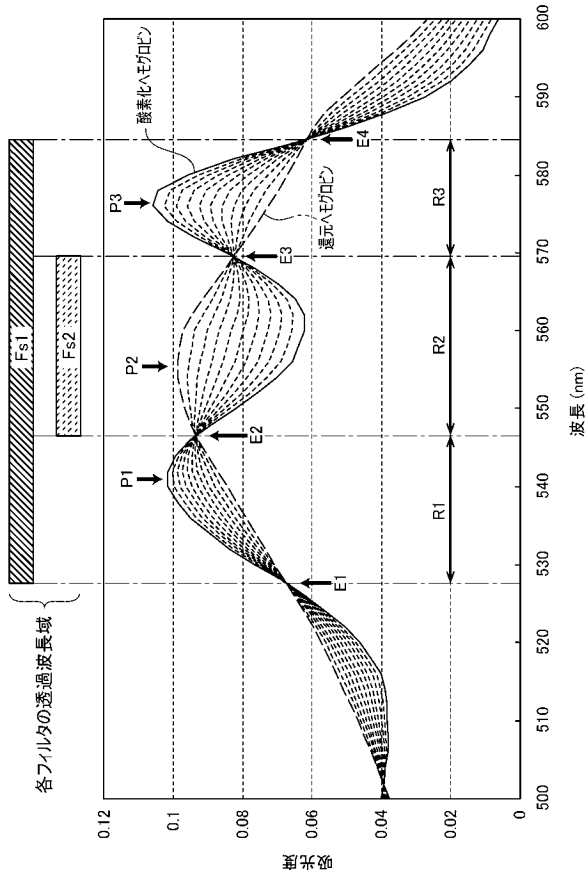
- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 0 電子スコープ
- 1 0 2 L C B
- 1 0 4 配光レンズ
- 1 0 6 対物レンズ
- 1 0 8 固体撮像素子
- 1 1 0 ドライバ信号処理回路
- 1 1 2 メモリ
- 2 0 0 プロセッサ
- 2 0 2 システムコントローラ
- 2 0 4 タイミングコントローラ
- 2 0 6 ランプ電源イグナイタ
- 2 0 8 ランプ
- 2 1 0 集光レンズ
- 2 1 2 メモリ
- 2 1 4 操作パネル
- 2 2 0 前段信号処理回路

40

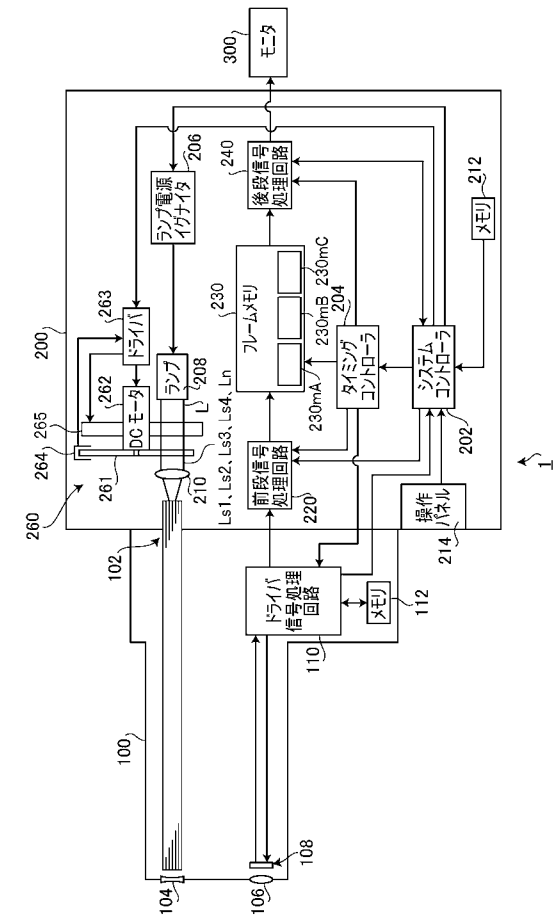
50

2 3 0	フレームメモリ	
2 3 0 m A	第一のフレームメモリ	
2 3 0 m B	第二のフレームメモリ	
2 3 0 m C	第三のフレームメモリ	
2 4 0	後段信号処理回路	
2 6 0	回転フィルタ部	
2 6 1	回転式ターレット	
2 6 1 A	対向支持面	
2 6 1 B	遮光領域	
2 6 1 a	第一の円環状領域	10
2 6 1 b	第二の円環状領域	
2 6 1 c	第三の円環状領域	
F s 1、F s 2	酸素飽和度観察用フィルタ	
F s 3	狭帯域観察用フィルタ	
F s 4	光学フィルタ	
S L	スリット	
2 6 2	D C モータ	
2 6 3	ドライバ	
2 6 4	フォトインタラプタ	
2 6 5	スライドアクチュエータ部	20
2 6 1 1	保持体	
2 6 1 1 A	支持面	
2 6 1 1 B	ボス	
2 6 1 1 C	リブ	
2 6 1 1 D	爪部	
2 6 1 1 E	ねじ孔	
2 6 1 1 a ~ 2 6 1 1 e	開口部	

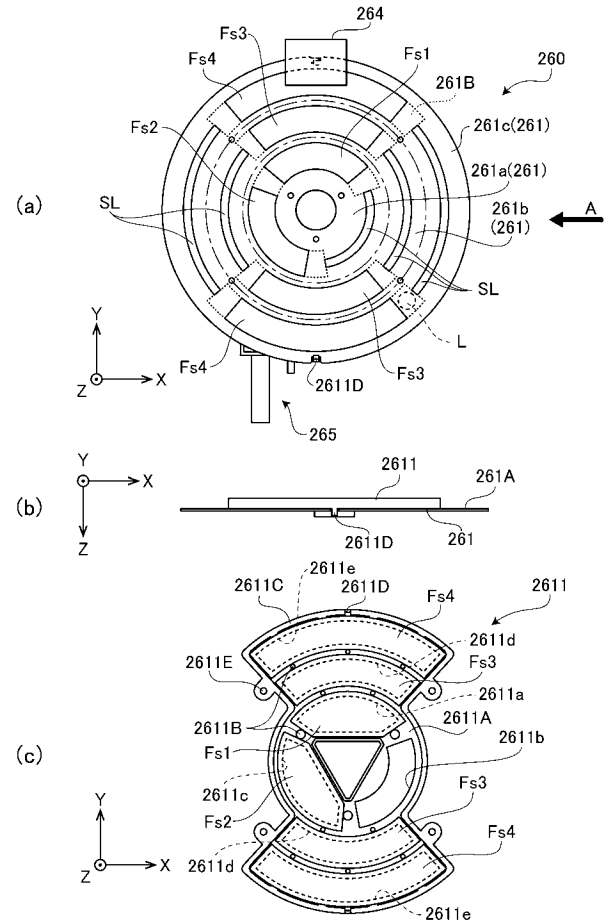
【 図 1 】



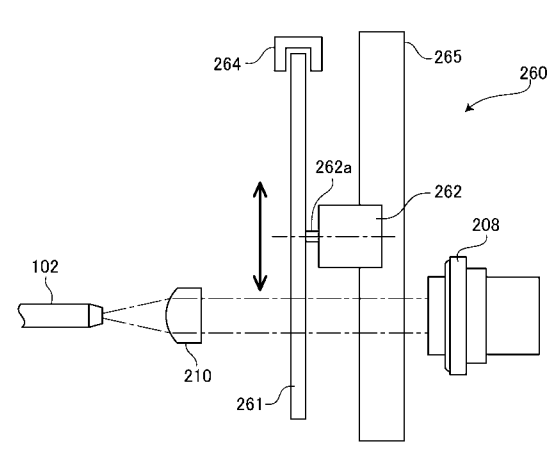
【 図 2 】



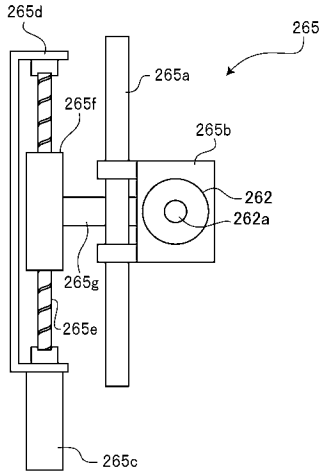
【 図 3 】



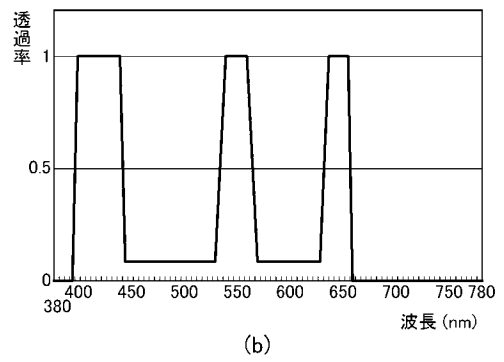
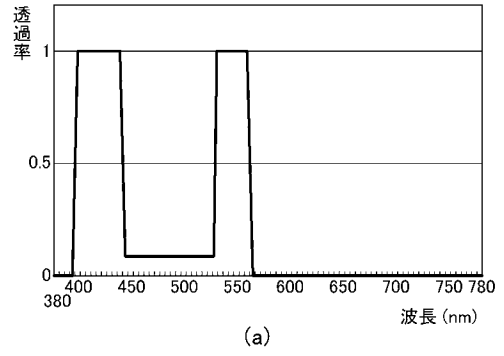
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C161 AA22 BB02 CC06 GG01 HH51 JJ06 JJ17 LL02 MM05 NN01
NN05 QQ02 QQ03 QQ04 QQ09 RR04 RR18 RR26 SS21 WW15

专利名称(译)	内窥镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2018064789A	公开(公告)日	2018-04-26
申请号	JP2016205750	申请日	2016-10-20
[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	向本 徹 遠藤 幹治		
发明人	向本 徹 遠藤 幹治		
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 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA23 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW15		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：由于结构的原因，因为需要高精度的加工尺寸并且在滤光器中容易出现裂纹和划痕，所以提供从成本角度来看是不利的滤光器。本发明提供一种内窥镜用光源装置，其特征在于，具有：光源；滤光部，其具有对从所述光源射出的照射光进行滤光的滤光部；以及滤光部，其对所述滤光部进行驱动，使所述滤光部相对于所述照明光的光路移动和一个驱动单元插入和删除。滤光器部分包括主体部分，该主体部分具有至少一个与至少一个形成在其中的滤光器相对应的开口部分和至少一个对应于至少一个滤光器的开口部分，并且保持部分进一步包括一个本体。滤光器保持在由主体部分和保持体限定的空间中，并且关闭相应主体部分的开口部分和保持体的开口部分。

