

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6263140号
(P6263140)

(45) 発行日 平成30年1月17日(2018.1.17)

(24) 登録日 平成29年12月22日(2017.12.22)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/07	(2006.01)	A 6 1 B	1/07	7 3 5
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 1 0
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2015-31971 (P2015-31971)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成27年2月20日 (2015.2.20)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2016-152873 (P2016-152873A)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(43) 公開日	平成28年8月25日 (2016.8.25)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成28年12月19日 (2016.12.19)		弁理士 松岡 修平
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	林 佳宏
			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	池田 友輝
			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】 光源装置及び電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

照射光を射出する光源と、
 外周側と内周側の夫々の周領域に複数の光通過領域が円周方向に並べて配置された回転式ターゲットと、
 前記光源と前記回転式ターゲットとを相対移動させることにより、前記外周側と前記内周側の一方の周領域を前記照射光の光路に配置する配置手段と、
 前記回転式ターゲットを回転させることにより、前記光路上の周領域に配置される複数の光通過領域を所定の撮像周期と同期したタイミングで該光路に順次挿入する駆動手段と、
 を備え、
 前記回転式ターゲットは、
 前記外周側の周領域に第一の数の光通過領域が配置され、前記内周側の周領域に前記第一の数と異なる第二の数の光通過領域が配置されており、
 前記駆動手段は、
 前記光路上の周領域に配置される複数の光通過領域が前記撮像周期と同期したタイミングで該光路に順次挿入されるように、該光路上の周領域に配置される光通過領域の数に応じて前記回転式ターゲットの回転周期を制御し、
 前記外周側、前記内周側の各周領域に配置される光通過領域は、
 前記光源より入射される照射光から特定の波長域の光を取り出す特定波長光通過領域

と、該照射光に含まれる白色光を通過させる白色光通過領域を含む、光源装置。

【請求項 2】

前記外周側と前記内周側の一方の周領域には、

透過させる光の波長域が異なる第一、第二の特定波長通過領域、及び前記白色光通過領域が配置され、

前記外周側と前記内周側の他方の周領域には、

透過させる光の波長域が第一及び第二の特定波長通過領域と異なる第三の特定波長通過領域、及び前記白色光通過領域が配置されている、

請求項 1 に記載の光源装置。

10

【請求項 3】

前記白色光通過領域は、

前記白色光を透過させる光学フィルタ又は光学フィルタの無い開口部である、請求項 1 又は請求項 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記外周側の各前記光通過領域は、

前記円周方向に第一の等角度ピッチで配置され、

前記内周側の各前記光通過領域は、

前記円周方向に前記第一の等角度ピッチと異なる第二の等角度ピッチで配置されている、

20

請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の光源装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の光源装置を備える、電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体に光を照射する光源装置に関する。

【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 や特許文献 2 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。

30

【0003】

特許文献 1 や特許文献 2 に記載の内視鏡システムは、光源装置を備えている。特許文献 1 に記載の光源装置には、回転フィルタが搭載されている。この回転フィルタには、3つの光バンドパスフィルタ（550 nm 帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタが 2 つ、650 nm 帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタが 1 つ）と白色光を透過させる通常観察用フィルタが円周方向に並べて配置されている。コントローラは、回転フィルタを一定の回転周期で回転駆動させて、各フィルタを白色光の光路に順次挿入し、各フィルタを透過した照射光による生体組織の撮像を順次行う。コントローラは、各光バンドパスフィルタを用いて撮像された画像のデータに基づいて生体組織中の生体分子の分布を示す画像（例えばヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示す画像）を生成し、生成された分布画像を、通常観察用フィルタを用いて撮像された通常観察画像と並べて表示画面内に表示させる。

40

【0004】

特許文献 2 に記載の光源装置には、光学フィルタが搭載されている。この光学フィルタは、ヘモグロビンの吸収が大きい帯域に透過ピークを有する狭帯域フィルタであり、狭帯域観察画像の撮像時には照射光の光路に配置され、通常観察画像の撮像時には照射光の光路より退避される。コントローラは、狭帯域フィルタを用いて撮像された狭帯域観察画像や、狭帯域フィルタを用いないで撮像された通常観察画像を表示画面内に表示させる。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】国際公開第2014/192781号パンフレット

【特許文献2】特開2014-36759号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

撮像可能な特殊画像の種類を増やすため、特許文献1に記載の光源装置に特許文献2に記載の狭帯域フィルタを組み合わせる構成が考えられる。すなわち、特許文献1に記載の回転フィルタ、特許文献2に記載の狭帯域フィルタのそれぞれを照射光の光路に配置する構成が考えられる。この構成において、通常観察画像と分布画像を撮像する場合は、狭帯域フィルタが照射光の光路より退避され、狭帯域観察画像を撮像する場合は、回転フィルタが照射光の光路より退避される。しかし、この構成では、回転フィルタ、狭帯域フィルタのそれぞれを光路より退避させる機構が必要であることから、光源装置の製造コストが高くなると共に光源装置が大型化してしまう。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

そこで、本発明の一実施形態に係る光源装置は、照射光を射出する光源と、外周側と内周側の夫々の周領域に複数の光通過領域が円周方向に並べて配置された回転式ターレットと、光源と回転式ターレットとを相対移動させることにより、回転式ターレットの外周側と内周側の一方の周領域を照射光の光路に配置する配置手段と、回転式ターレットを回転させることにより、光路上の周領域に配置される複数の光通過領域を所定の撮像周期と同期したタイミングで該光路に順次挿入する駆動手段とを備える構成となっている。回転式ターレットは、外周側の周領域に第一の数の光通過領域が配置され、内周側の周領域に第一の数と異なる第二の数の光通過領域が配置されている。また、駆動手段は、光路上の周領域に配置される複数の光通過領域が撮像周期と同期したタイミングで該光路に順次挿入されるように、該光路上の周領域に配置される光通過領域の数に応じて回転式ターレットの回転周期を制御する。

20

【0008】

本発明の一実施形態によれば、単一の回転式ターレットに全ての光通過領域が配置されているため、ターレットの数が一つに抑えられると共に回転式ターレット用の退避機構が不要となる。そのため、光源装置の製造コストが抑えられると共に光源装置の大型化が抑えられる。

30

【0009】

また、本発明の一実施形態において、回転式ターレットの外周側、内周側の各周領域に配置される光通過領域は、光源より入射される照射光から特定の波長域の光を取り出す特定波長光通過領域と、該照射光に含まれる白色光を通過させる白色光通過領域を含む構成としてもよい。

【0010】

また、本発明の一実施形態において、回転式ターレットの外周側と内周側の一方の周領域に、透過させる光の波長域が異なる第一、第二の特定波長通過領域、及び白色光通過領域が配置される構成としてもよい。また、回転式ターレットの外周側と内周側の他方の周領域に、透過させる光の波長域が第一及び第二の特定波長通過領域と異なる第三の特定波長通過領域、及び白色光通過領域が配置される構成としてもよい。

40

【0011】

また、本発明の一実施形態において、白色光通過領域は、例えば、白色光を透過させる光学フィルタ又は光学フィルタの無い開口部である。

【0012】

また、本発明の一実施形態において、各光通過領域は、円周方向に等角度ピッチで配置

50

された構成としてもよい。

【発明の効果】

【0013】

本発明の一実施形態によれば、波長域の異なる複数種類の光を照射可能な光源装置であって、製造コスト及び装置の大型化を抑えるのに好適なものが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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を集光レンズ側から見た正面図である。

10

【図4】図3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。

【図7】酸素飽和度分布画像撮像状態時における各処理のタイミング及び期間を示す図である。

【図8】狭帯域観察画像撮像状態時における各処理のタイミング及び期間を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

[ヘモグロビンの分光特性及び酸素飽和度の計算原理]

30

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。

【0017】

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。

40

【0018】

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。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

50

「波長域 R 2」と記し、等吸収点 E 3 と E 4 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 3」と記す。また、等吸収点 E 1 と E 4 とで挟まれた波長領域（すなわち波長域 R 1、R 2 及び R 3 を合わせたもの）を「波長域 R 0」と記す。

【 0 0 1 9 】

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）

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

【 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 】

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電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

【 0 0 2 4 】

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、照射光 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や LED (Light Emitting Diode) である。照射光 L は、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光（又は少なくとも可視光領域を含む白色光）である。

【 0 0 2 5 】

ランプ 2 0 8 より射出された照射光 L は、回転フィルタ部 2 6 0 に入射される。図 3 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 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、回転式ターレット 2 6 1、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。

【 0 0 2 6 】

図 3 に示されるように、回転式ターレット 2 6 1 の外周側、内周側のそれぞれの周領域に、異なる種類・数の光学フィルタが配置されている。具体的には、回転式ターレット 2 6 1 の外周側の周領域には、第一の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s1} 、通常観察用フィルタ F_n 、第二の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s2} が円周方向に順に並べて配置されており、回転式ターレット 2 6 1 の内周側の周領域には、通常観察用フィルタ F_n 、狭帯域観察

10

20

30

40

50

用フィルタF s 3が円周方向に順に並べて配置されている。各光学フィルタは、扇形状を有しており、外周側では120°の角度ピッチで配置されており、内周側では180°の角度ピッチで配置されている。また、各光学フィルタは、何れも誘電体多層膜フィルタであるが、他の方式の光学フィルタ（例えば、誘電体多層膜を反射膜として用いたエタロンフィルタ等）であってもよい。

【0027】

第一の酸素飽和度観察用フィルタF s 1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F s 1は、等吸収点E 1からE 4までの波長域（すなわち、波長域R 0）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F s 2は、等吸収点E 2からE 3までの波長域（すなわち、波長域R 2）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。

10

【0028】

通常観察用フィルタF nは、紫外線カットフィルタである。通常観察用フィルタF nは、単なる開口（光学フィルタの無いもの）や絞り機能を兼ねたスリット（光学フィルタの無いもの）に置き換えてもよい。

【0029】

図6に、狭帯域観察用フィルタF s 3の分光特性を2つ例示する。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F s 3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。

20

【0030】

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を照射光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（以下、「光路直交方向」と記す。）にスライドさせることができる。

【0031】

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穴に圧入されている。

30

【0032】

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265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ー265eが連結している。リードスクリュー265eには、リードナット265fがリードスクリュー265eの回転に伴ってリードスクリュー265eの軸線方向（ガイドレール265aの軸線方向と平行な方向であって、光路直交方向）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。

40

【0033】

ステップモータ265cが術者の操作に従って駆動すると、リードスクリュー265eが回転し、リードナット265fがリードスクリュー265eの回転に応じて光路直交方向（リードスクリュー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

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。

【0034】

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 (照射光 L の光路) に対する回転式ターレット 261 の位置がシフトする。回転式ターレット 261 の外周側の周領域が照射光 L の光路に配置されている場合は、回転式ターレット 261 が光路直交方向にシフトすることにより、回転式ターレット 261 の内周側の周領域が照射光 L の光路に配置され、回転式ターレット 261 の内周側の周領域が照射光 L の光路に配置されている場合は、回転式ターレット 261 が光路直交方向にシフトすることにより、回転式ターレット 261 の外周側の周領域が照射光 L の光路に配置される。

10

【0035】

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。

【0036】

回転式ターレット 261 の外周側の周領域が照射光 L の光路に配置されている場合を考える。以下、回転式ターレット 261 の外周側の周領域が照射光 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。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 の外周側の周領域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_{s1} 、通常観察用フィルタ F_n 、第二の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s2} の各光学フィルタが撮像周期 (フレーム周期) と同期したタイミングで照射光 L の光路に順次挿入される。そのため、ランプ 208 より入射された照射光 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。

20

【0037】

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_{s1} 透過後の照射光 L を「第一の酸素飽和度観察光 L_{s1} 」と記し、第二の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s2} 透過後の照射光 L を「第二の酸素飽和度観察光 L_{s2} 」と記し、狭帯域観察用フィルタ F_{s3} 透過後の照射光 L を「狭帯域観察光 L_{s3} 」と記し、通常観察用フィルタ F_n 透過後の照射光 L を「通常光 L_n 」と記す。

30

【0038】

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_{s1} より第一の酸素飽和度観察光 L_{s1} を取り出し、通常観察用フィルタ F_n 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_{s2} より第二の酸素飽和度観察光 L_{s2} 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。

40

【0039】

回転式ターレット 261 の内周側の周領域が照射光 L の光路に配置されている場合を考える。以下、回転式ターレット 261 の内周側の周領域が照射光 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。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 の内周側の周領域に配置される光学フィルタが 2 つであることから、回転式ターレット 261 を 2 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、通常観察用フィルタ F_n と狭帯域観察用フィルタ F_{s3} とが撮像周期 (フレーム周期) と同期したタイミングで照射光 L の光路に交互に挿入される。そのため、ランプ 208 より入射された照射光 L から、通常光 L_n と狭帯域観察光 L_{s3} 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

【0040】

回転フィルタ部260より取り出された照射光(第一の酸素飽和度観察光Ls1、第二の酸素飽和度観察光Ls2、狭帯域観察光Ls3、通常光Ln)は、集光レンズ210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)102の入射端面に集光されてLCB102内に入射される。

【0041】

LCB102内に入射された照射光(第一の酸素飽和度観察光Ls1、第二の酸素飽和度観察光Ls2、狭帯域観察光Ls3、通常光Ln)は、LCB102内を伝播して電子スコープ100の先端に配置されたLCB102の射出端面より射出され、配光レンズ104を介して被写体に照射される。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Ls1、通常光Ln、第二の酸素飽和度観察光Ls2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Lnと狭帯域観察光Ls3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106を介して固体撮像素子108の受光面上で光学像を結ぶ。

10

【0042】

固体撮像素子108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108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108はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

20

【0043】

回転フィルタ部260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、酸素飽和度分布画像撮像状態では、固体撮像素子108は、1フレーム期間中、第一の酸素飽和度観察光Ls1を受光して第一の酸素飽和度観察用画像信号Ss1を生成して出力し、続く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、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。

30

【0044】

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、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。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。

40

【0045】

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

50

ムコントローラ 202 に出力する。

【0046】

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。

【0047】

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、
10 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。

【0048】

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 $S_s 1$ 、 S_n 、 $S_s 2$ がフレーム周期で順次入力され、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 S_n と $S_s 3$ 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。

【0049】

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 230 mA、第二のフレームメモリ 230 mB、第三のフレームメモリ 230 mC）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）。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 230 mA、第二のフレームメモリ 230 mB、第三のフレームメモリ 230 mC のそれぞれに、第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 1$ 、第二の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 2$ 、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 230 mA、第三のフレームメモリ 230 mC のそれぞれに、狭帯域観察用画像信号 $S_s 3$ 、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
20
同期させて後段信号処理回路 240 に順次出力する。
30

【0050】

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 $S_s 1$ 及び第二の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 2$ から指標 X を計算する。

【0051】

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
40 240 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。

【0052】

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。

【0053】

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。
50

【 0 0 5 4 】

また、狭帯域観察画像撮像状態では、後段信号処理回路 2 4 0 は、フレームメモリ 2 3 0 より入力される狭帯域観察用画像信号 $S_s 3$ 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 2 3 0 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。

【 0 0 5 5 】

術者は、操作パネル 2 1 4 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）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）をオーバーレイ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。

10

【 0 0 5 6 】

図 7 は、酸素飽和度分布画像撮像状態時における各処理のタイミング及び期間を示す図である。図 7 (a) は、照射光（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 $L_s 2$ ）により被写体（体腔内）が照射される期間を示す。図 7 (a) に示されるように、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 $L_s 2$ の各照射光は、3 フレーム毎に被写体に照射される。図 7 (b) は、第一のフレームメモリ 2 3 0 m A への第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 1$ の書き込みタイミング及び保持期間を示す。図 7 (c) は、第二のフレームメモリ 2 3 0 m B への第二の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 2$ の書き込みタイミング及び保持期間を示す。図 7 (d) は、第三のフレームメモリ 2 3 0 m C への通常観察用画像信号 S_n の書き込みタイミング及び保持期間を示す。図 7 (e)、図 7 (f)、図 7 (g) はそれぞれ、第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 1$ 、第二の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 2$ 、通常観察用画像信号 S_n がフレームメモリ 2 3 0 から読み出される期間を示す。

20

【 0 0 5 7 】

なお、図 7 の例では、フレームメモリ 2 3 0 への画像信号の書き込み開始タイミング（図 7 (b) ~ 図 7 (d)）が照射光の照射開始タイミング（図 7 (a)）に対して 1 フレーム期間遅延して示され、画像信号の読み出し開始タイミング（図 7 (e) ~ 図 7 (g)）がフレームメモリへの画像信号の書き込み開始タイミングと同じタイミングで示されている。但し、これらのタイミングは、区切り良く便宜的に示されたものである。照射、書き込み、読み出しの各処理は、実際には、図 7 (a) ~ 図 7 (g) に示されるタイミングで開始されるのではなく、極僅かな遅延を持って順次開始される。また、図 7 の例では、照射、保持、読み出しの各処理は、実行期間長が一律にフレーム単位長となっているが、これらの実行期間長も区切り良く便宜的に示されたものである。照射、保持、読み出しの各処理の実行期間長は、実際には異なる長さとなっている。

30

【 0 0 5 8 】

また、図 7 (a) において、照射光による照射期間は、説明の便宜上「照射光の符号（序数）」の表記で示される。例えば、図 7 (a) 中、「 $L_s 1 (1)$ 」は、第一の酸素飽和度観察光 $L_s 1$ による初回の照射期間を示し、「 $L_s 1 (2)$ 」は、第一の酸素飽和度観察光 $L_s 1$ による 2 回目の照射期間を示す。

40

【 0 0 5 9 】

また、図 7 (b) ~ 図 7 (d) の各図において、フレームメモリ 2 3 0 への画像信号の書き込みタイミング及び保持期間は、説明の便宜上「画像信号の符号（序数）」の表記で示される。例えば、図 7 (b) 中、「 $S_s 1 (1)$ 」は、第一の酸素飽和度観察光 $L_s 1$ （初回）により照射された被写体の第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S_s 1$ を第一のフレームメモリ 2 3 0 m A へ書き込むタイミング及び書き込まれた該画像信号の保持期間を示し、「 $S_s 1 (2)$ 」は、第一の酸素飽和度観察光 $L_s 1$ （2 回目）により照射された被

50

写体の第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S s 1$ を第一のフレームメモリ $230mA$ へ書き込むタイミング及び書き込まれた該画像信号の保持期間を示す。

【0060】

また、図7(e)～図7(g)の各図において、画像信号の読み出し期間は、説明の便宜上「画像信号の符号(序数)」の表記で示される。例えば、図7(e)中、「 $S s 1(1)$ 」は、第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S s 1$ (初回)が第一のフレームメモリ $230mA$ から読み出される期間を示し、「 $S s 1(2)$ 」は、第一の酸素飽和度観察用画像信号 $S s 1$ (2回目)が第一のフレームメモリ $230mA$ から読み出される期間を示す。

【0061】

図8は、狭帯域観察画像撮像状態時における各処理のタイミング及び期間を示す、図7と同様の図である。図8(a)は、照射光(通常光 $L n$ 、狭帯域観察光 $L s 3$)により被写体(体腔内)が照射される期間を示す。図8(a)に示されるように、通常光 $L n$ 、狭帯域観察光 $L s 3$ の各照射光は、2フレーム毎に被写体に照射される。図8(b)は、第一のフレームメモリ $230mA$ への狭帯域観察用画像信号 $S s 3$ の書き込みタイミング及び保持期間を示す。図8(d)は、第三のフレームメモリ $230mC$ への通常観察用画像信号 $S n$ の書き込みタイミング及び保持期間を示す。図8(e)、図8(g)はそれぞれ、狭帯域観察用画像信号 $S s 3$ 、通常観察用画像信号 $S n$ がフレームメモリ 230 から読み出される期間を示す。なお、狭帯域観察画像撮像状態時には、図8(c)及び図8(f)に示されるように、第二のフレームメモリ $230mB$ への画像信号の書き込み及び読み出しはない。

【0062】

本実施形態によれば、単一の回転式ターレット 261 に全ての光学フィルタが配置されているため、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。そのため、光源装置(プロセッサ 200)の製造コストが抑えられると共にプロセッサ 200 の大型化が抑えられる。また、光学フィルタが回転式ターレット 261 の外周側と内周側の各周領域に分けて配置されているため、照射光 L の光路への各光学フィルタの挿入の周期が酸素飽和度分布画像撮像状態、狭帯域観察画像撮像状態の各状態で長ならず、各種画像のリフレッシュレートの低下が避けられる。

【0063】

また、図7及び図8に示されるように、回転式ターレット 261 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 $L s 1$ 、通常光 $L n$ 、第二の酸素飽和度観察光 $L s 2$ が撮像周期(フレーム周期)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 $L n$ 、狭帯域観察光 $L s 3$ が撮像周期(フレーム周期)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においても適正な通常観察画像や狭帯域観察画像が得られる。

【0064】

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。

【0065】

上記の実施形態では、光源装置をプロセッサ 200 に内蔵しているが、別の実施形態では、プロセッサ 200 と光源装置とを分離した構成としてもよい。この場合、プロセッサ 200 と光源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。

【0066】

また、上記の実施形態では、第一の酸素飽和度観察用フィルタ $F s 1$ 、第二の酸素飽和

10

20

30

40

50

度観察用フィルタF s 2、狭帯域観察用フィルタF s 3、通常観察用フィルタF nが回転式ターレット261に配置されているが、別の実施形態では、赤外光観察用フィルタや蛍光観察用フィルタなど、他の分光特性を持つ光学フィルタが回転式ターレット261に配置されてもよい。

【0067】

また、上記の実施形態では、回転フィルタ260部がランプ208側に設けられ、照射光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260が固体撮像素子108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。

【0068】

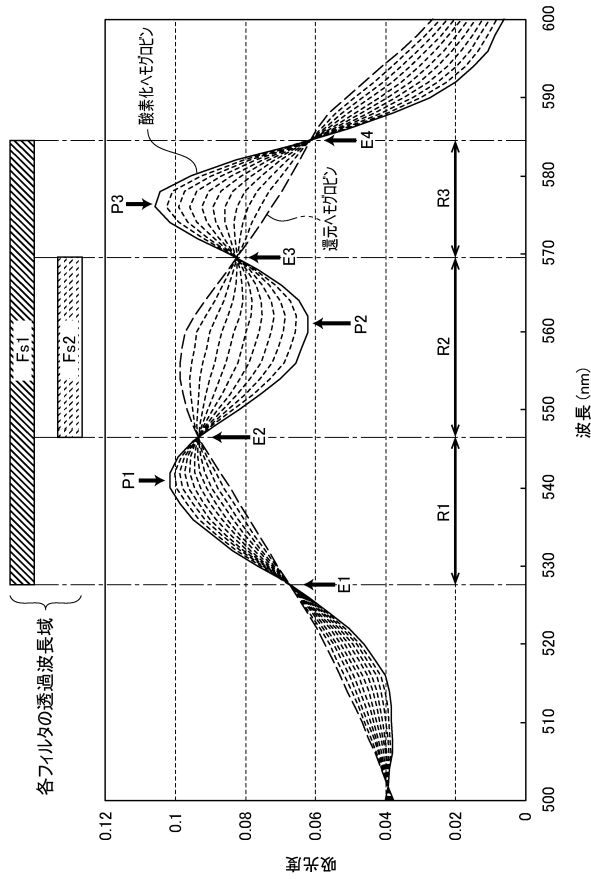
また、上記の実施形態では、回転式ターレット261の外周側の周領域に、第一の酸素飽和度観察用フィルタF s 1、通常観察用フィルタF n、第二の酸素飽和度観察用フィルタF s 2が配置され、回転式ターレット261の内周側の周領域に、通常観察用フィルタF n、狭帯域観察用フィルタF s 3が配置されているが、別の実施形態では、外周側と内周側に配置される光学フィルタが上記と逆であってもよい。

【符号の説明】

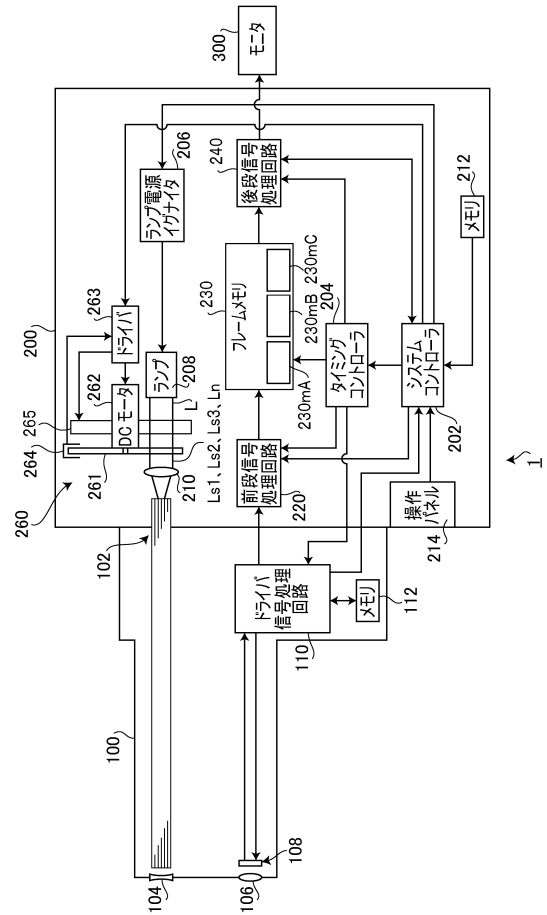
【0069】

1	電子内視鏡システム	
100	電子スコープ	
102	LCB	20
104	配光レンズ	
106	対物レンズ	
108	固体撮像素子	
110	ドライバ信号処理回路	
112	メモリ	
200	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	30
210	集光レンズ	
212	メモリ	
214	操作パネル	
220	前段信号処理回路	
230	フレームメモリ	
230 m A	第一のフレームメモリ	
230 m B	第二のフレームメモリ	
230 m C	第三のフレームメモリ	
240	後段信号処理回路	
260	回転フィルタ部	40
261	回転式ターレット	
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 n	通常観察用フィルタ	
262	DCモータ	
263	ドライバ	
264	フォトインタラプタ	
265	スライドアクチュエータ部	

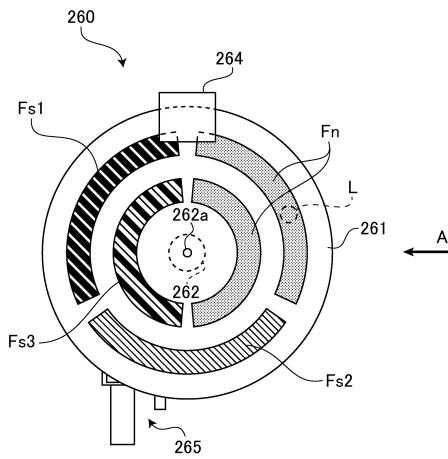
【図1】



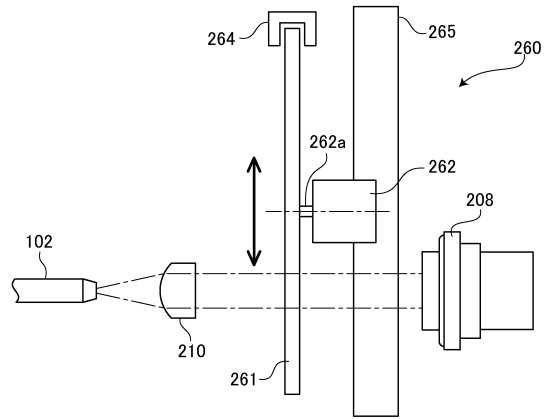
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 増川 祐哉
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 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開平02-029612(JP,A)
特開2012-125331(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	光源装置和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6263140B2	公开(公告)日	2018-01-17
申请号	JP2015031971	申请日	2015-02-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	林佳宏 池田友輝 增川祐哉		
发明人	林佳宏 池田友輝 增川祐哉		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/07.735 A61B1/00.510 G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/045.617 A61B1/06.B A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161 /BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2016152873A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题为了抑制能够照射具有不同波长区域的多种光的光源装置的制造成本和装置尺寸。解决方案：光源装置包括用于发射照射光的光源，在外周侧和内周侧的每个周边区域中布置有多个光通过区域的旋转转台，相对转塔用于在光路中在外圆周侧和内圆周侧上布置一个圆周区域的装置，用于旋转旋转转台以在光路上移动圆周区域的装置的结构和驱动装置，用于顺序插入到在与所述摄像周期同步的光通过区域设置带的时刻的光路中。转台，外周侧，首先在各内周侧的外周区域，所述第二数量的光通过区域的位置。此外，驱动装置可以被布置成使得为了在与成像周期同步的定时将在光路上的圆周区域中布置的多个光通过区域顺序地插入到光路中，驱动装置移动光通过区域。根据编号控制旋转炮塔的旋转周期。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6263140号 (P6263140)
(45) 発行日 平成30年1月17日 (2018. 1. 17)	(24) 登録日 平成29年12月22日 (2017. 12. 22)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/07 (2006. 01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 5 1 0	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 5 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-31971 (P2015-31971)	(73) 特許権者 000113263 HOYA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27年2月20日 (2015. 2. 20)	(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平	
(65) 公開番号 特開2016-152873 (P2016-152873A)	(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴	
(43) 公開日 平成28年8月25日 (2016. 8. 25)	(72) 発明者 林 佳宏 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内	
審査請求日 平成28年12月19日 (2016. 12. 19)	(72) 発明者 池田 友輝 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 光源装置及び電子内視鏡システム