

(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2013-233219

(P2013-233219A)

(43) 公開日 平成25年11月21日(2013.11.21)

(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 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-106123 (P2012-106123)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成24年5月7日 (2012.5.7)		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	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
		Fターム(参考)	2H040 BA11 BA23 CA04 CA06 CA10
			CA11 CA12 CA23 GA02 GA05
			GA11

最終頁に続く

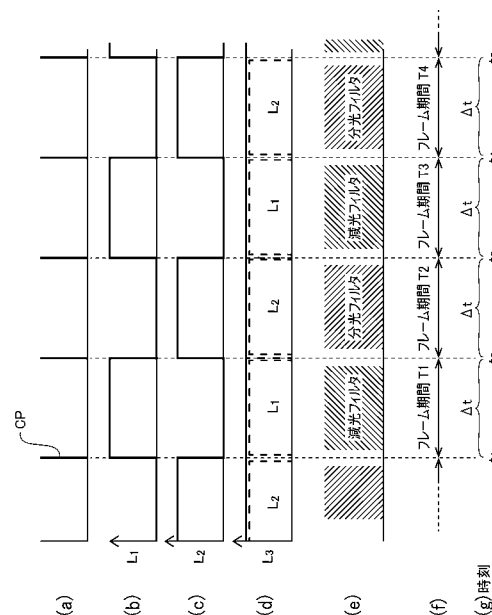
(54) 【発明の名称】 光源装置、電子内視鏡装置及びオプティカルチョッパ

(57) 【要約】

【課題】簡単な構成により、照明光間の光量差を低く抑え、白とびや黒つぶれを防止する。

【解決手段】光源装置は、少なくとも一つの一定光量の光束から、互いに異なる光路を通り、位相の異なるパルスパルス状の第1及び第2のパルス波光束を生成するパルス波光束生成手段と、第1及び第2のパルス波光束のそれぞれを個別に設定された光量に調光する異なる光路上にそれぞれ配置された第1及び第2の調光手段と、第1及び第2のパルス波光束を結合して結合光束を生成する光束結合手段と、同期信号を取得する同期信号取得手段と、を備え、パルス波光束生成手段は、同期信号に同期して複数のパルス波光束を生成する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも一つの一定光量の光束から、互いに異なる光路を通り、位相の異なるパルス状の第 1 及び第 2 のパルス波光束を生成するパルス波光束生成手段と、

前記第 1 及び第 2 のパルス波光束のそれぞれを個別に設定された光量に調光する、前記異なる光路上にそれぞれ配置された第 1 及び第 2 の調光手段と、

前記第 1 及び第 2 のパルス波光束を結合して結合光束を生成する光束結合手段と、

同期信号を取得する同期信号取得手段と、

を備え、

前記パルス波光束生成手段は、前記同期信号に同期して前記第 1 及び第 2 のパルス波光束を生成することを特徴とする光源装置。

10

【請求項 2】

前記同期信号に同期して周期的にフィルタ特性が変化する可変フィルタを更に備え、

前記可変フィルタは、結合された前記第 1 及び第 2 のパルス波光束に対して個別のフィルタ処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記可変フィルタが、

円周方向に配列された第 1 及び第 2 の開口領域を有する回転板と、

前記第 1 及び第 2 の開口領域の少なくとも一つに設けられたフィルタ素子と、

を備えた回転フィルタであることを特徴とする請求項 2 に記載の光源装置。

20

【請求項 4】

前記パルス波光束生成手段が、開口部と非開口部が円周方向に周期的に配列された回転盤を備えたオプティカルチョッパーであ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光源装置。

【請求項 5】

前記パルス波光束生成手段が、前記非開口部にミラーが設けられ、互いに逆位相の透過チョップ光と反射チョップ光を生成するオプティカルチョッパーであることを特徴とする請求項 4 に記載の光源装置。

【請求項 6】

それぞれ前記一定光量の光束を放射する 2 つの光源を備え、

前記パルス波光束生成手段が、前記 2 つの光源の光束の一方が前記回転盤の開口部に入射しているときに、他方が前記回転盤の非開口部に入射するように配置されたことを特徴とする請求項 4 に記載の光源装置。

30

【請求項 7】

前記パルス波光束生成手段により 2 つのパルス波光束が生成され、

前記光束結合手段がビームスプリッタであり、

2 つのパルス波光束が互いに直交する方向から前記ビームスプリッタに入射し、前記 2 つのパルス波光束の透過方向にそれぞれ 2 つの前記結合光束が出射するように構成され、

前記 2 つの結合光束の一方の光量を検出する光センサを更に備え、

前記第 1 及び第 2 の調光手段は、前記光センサの信号における、それぞれが調光する前記パルス波光束と同位相の光量に基づいて該パルス波光束を調光することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の光源装置。

40

【請求項 8】

前記第 1 のパルス波光束は通常観察用の白色光であり、前記第 2 のパルス波光束は特殊光であることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の光源装置。

【請求項 9】

複数の照明光のそれぞれを使用した観察を同時に行う電子内視鏡装置であって、

同期信号を発生する同期信号発生手段と、

前記同期信号に同期して、前記第 1 及び第 2 の照明光を周期的に順次切り替えて出射する請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の光源装置と、

50

前記同期信号に同期して撮像して撮像信号を生成する撮像手段と、

各照明光の出射中に撮像された前記撮像信号に基づいて各照明光の照射下での観察像を表示するための映像信号を生成する画像処理手段と、
を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 10】

ブレードにミラーが設けられ、互いに逆位相の透過チョップ光と反射チョップ光を生成することを特徴とするオプティカルチョッパー。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、異なる照明光を使用した観察を同時に行うための電子内視鏡装置、該電子内視鏡装置に適した照明装置、及び該照明装置に適したオプティカルチョッパーに関する。

【背景技術】

【0002】

医療機器分野においては、病変部の診断をより効果的に行うため、波長域の異なる複数の照明光の其々を使用した観察を同時に行うことが可能な電子内視鏡システムが知られている（特許文献 1）。

【0003】

特許文献 1 には、通常観察用の白色光（通常光）を透過させる通常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フィルタが円周方向に交互に配置された回転フィルタを備え、撮像のタイミングと同期して回転する回転フィルタ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、1 フィールド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光源装置を備えた内視鏡システムが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 321244 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

白色ランプ光からフィルタによって切り出される通常光と特殊光には、光量に大きな差があるため、通常観察像と特殊光観察像をそれぞれ適正露出で撮像する為には、通常光と特殊光のそれぞれについて光量調整（調光）を行う必要がある。特許文献 1 に開示された従来の光源装置においては、通常光と特殊光が高い周波数で交互に切り替わりながら共通の光路上を進むため、通常光と特殊光のそれぞれについて調光を行うためには、通常光から特殊光に切り替わる時間よりも短い応答時間で動作する調光手段が必要となる。しかしながら、絞りなどの従来の一般的な調光手段では、このような高速の動作を行うことができない。そのため、通常光と特殊光のいずれか一方に対してしか適正な調光を行うことができず、他方の照明光を使用した観察画像には、露出オーバーによる白とびや露出アンダーによる黒つぶれが発生するといった問題があった。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の実施形態によれば、少なくとも一つの一定光量の光束から、互いに異なる光路を通り、位相の異なるパルス状の第 1 及び第 2 のパルス波光束を生成するパルス波光束生成手段と、第 1 及び第 2 のパルス波光束のそれぞれを個別に設定された光量に調光する、異なる光路上にそれぞれ配置された第 1 及び第 2 の調光手段と、第 1 及び第 2 のパルス波光束を結合して結合光束を生成する光束結合手段と、同期信号を取得する同期信号取得手段と、を備え、パルス波光束生成手段は、同期信号に同期して第 1 及び第 2 のパルス波光束を生成する光源装置が提供される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

上記の構成によれば、結合光束の光量を位相毎に調整することが可能になる。この構成によれば、それぞれ適正な光量に調整された２つの照明光を順次切り替えて供給可能な光源装置が提供される。

【 0 0 0 8 】

また、同期信号に同期して周期的にフィルタ特性が変化する可変フィルタを更に備え、可変フィルタは、結合された第１及び第２のパルス波光束に対して個別のフィルタ処理を行うように構成されていてもよい。

【 0 0 0 9 】

上記の構成によれば、例えば一つの光源から波長特性の異なる２つの照明光を生成して供給することが可能になる。

10

【 0 0 1 0 】

また、可変フィルタが、円周方向に配列された第１及び第２の開口領域を有する回転板と、第１及び第２の開口領域の少なくとも一つに設けられたフィルタ素子と、を備えた回転フィルタである構成としてもよい。

【 0 0 1 1 】

上記の構成によれば、照明光毎のフィルタ処理が簡単な構成により可能になる。

【 0 0 1 2 】

また、パルス波光束生成手段が、開口部と非開口部が円周方向に周期的に配列された回転盤を備えたオプティカルチョッパーである構成としてもよい。

20

【 0 0 1 3 】

上記の構成によれば、パルス波光束の生成が簡単な構成により可能になる。

【 0 0 1 4 】

パルス波光束生成手段が、非開口部にミラーが設けられ、互いに逆位相の透過チョップ光と反射チョップ光を生成するオプティカルチョッパーである構成としてもよい。

【 0 0 1 5 】

上記の構成によれば、簡単な機械的構成により、一つの光束から、２つのパルス波光束（すなわち透過チョップ光と反射チョップ光）を高精度に生成することが可能になる。

【 0 0 1 6 】

また、それぞれ一定光量の光束を放射する２つの光源を備え、パルス波光束生成手段が、２つの光源の光束の一方が回転盤の開口部に入射しているときに、他方が回転盤の非開口部に入射するように配置された構成としてもよい。

30

【 0 0 1 7 】

上記の構成によれば、簡単な機械的構成により、２つの光源の光束から、それぞれ互いに位相の異なる２つのパルス波光束を生成することが可能になる。

【 0 0 1 8 】

また、パルス波光束生成手段により２つのパルス波光束が生成され、光束結合手段がビームスプリッタであり、２つのパルス波光束が互いに直交する方向からビームスプリッタに入射し、２つのパルス波光束の透過方向にそれぞれ２つの結合光束が出射するように構成され、２つの結合光束の一方の光量を検出する光センサを更に備え、第１及び第２の調光手段は、光センサの信号における、それぞれが調光するパルス波光束と同位相の光量に基づいてパルス波光束を調光する構成としてもよい。

40

【 0 0 1 9 】

上記の構成によれば、ビームスプリッタから出射する２つの結合光束のうちの光源装置の出力に使用されない一方を有効活用して結合光束の光量のフィードバック制御が行われるため、ランプ光の効率の高い光源装置が実現する。

【 0 0 2 0 】

また第１のパルス波光束は通常観察用の白色光であり、第２のパルス波光束は特殊光である構成としてもよい。

【 0 0 2 1 】

50

上記の構成によれば、通常観察用の白色光と特殊光とをそれぞれ適正な光量に調光することができるため、通常観察の撮像及び特殊光観察の撮像の両方を適正露出で行うことが可能になる。

【 0 0 2 2 】

また、本発明の実施形態によれば、複数の照明光のそれぞれを使用した観察を同時に行う電子内視鏡装置であって、同期信号を発生する同期信号発生手段と、同期信号に同期して、第 1 及び第 2 の照明光を周期的に順次切り替えて出射する上記の光源装置と、同期信号に同期して撮像して撮像信号を生成する撮像手段と、各照明光の出射中に撮像された撮像信号に基づいて各照明光の照射下での観察像を表示するための映像信号を生成する画像処理手段と、を備えた電子内視鏡装置が提供される。

10

【 0 0 2 3 】

上記の構成によれば、観察像毎に適正露出で撮像を行うことができる。

【 0 0 2 4 】

また、本発明の実施形態によれば、ブレードにミラーが設けられ、互いに逆位相の透過チョップ光と反射チョップ光を生成するオプティカルチョッパーが提供される。

【 0 0 2 5 】

上記の構成によれば、シンプルな構成でありながら、一つの一定光量の光束から互いに逆位相のパルス波からなる 2 つのパルス波光束を正確に生成可能なパルス波光束生成手段が提供される。

【 発明の効果 】

20

【 0 0 2 6 】

以上のように、本発明の実施形態の構成によれば、それぞれ適正な光量に調整された複数の照明光を順次切り替えて供給可能な光源装置が提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

【 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、本発明の第 1 実施形態に係る光源装置 3 0 0 の概略構成を示す図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の第 1 実施形態に係る光源装置 3 0 0 の概略構成を示す図である。

30

【 図 4 】 図 4 は、回転ミラー板 4 2 0 の正面図である。

【 図 5 】 図 5 は、回転フィルタ板 5 2 0 の正面図である。

【 図 6 】 図 6 は、本発明の第 1 実施形態に係る光源装置 3 0 0 の動作を説明するタイミングチャートである。

【 図 7 】 図 7 は、本発明の第 2 実施形態に係る光源装置 3 0 0 ' の概略構成を示すブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 8 】

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。

40

【 0 0 2 9 】

(第 1 実施形態)

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 1 0 0、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 及び 2 つのモニタ 6 0 0 を備えている。

【 0 0 3 0 】

電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 は、システムコントローラ 2 0 2 や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 0 3 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 2 0 2 は、タッチパネル 2 1 8 に接続され、タッチパネル 2 1 8 から入力される

50

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 CP (タイミング信号) を電子内視鏡装置 1 内の各種回路に出力する。

【0031】

また、電子内視鏡用プロセッサ 200 は、電子内視鏡 100 の LCB (Light Carrying Bundle) 102 に照明光 L を供給する光源装置 300 を備えている。本発明の第 1 実施形態に係る光源装置 300 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出射するように構成されている。撮像と同期して動作する光源装置 300 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、光源装置 300 は、通常観察の撮像時にも特殊光観察の撮像時にも適正露出が得られるように、各照明光 (白色光及び特殊光) の光量を独立に調光する機能を備えている。光源装置 300 の構成の詳細については後述する。

10

【0032】

入射端から LCB 102 に導入された照明光は、LCB 102 内を伝播し、電子内視鏡 100 の先端に配置された LCB 102 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。

【0033】

固体撮像素子 108 は、IR (Infra Red) 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、別の実施形態では、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) イメージセンサであってもよい。

20

【0034】

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。

30

【0035】

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。

40

【0036】

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 CP 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 CP 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。

【0037】

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。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

50

差信号 C_b , C_r 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 C_b , C_r 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、色毎に画像メモリ 230 に格納される。

【0038】

後述のように、光源装置 300 による通常光と特殊光の切り替えのタイミングは、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されている。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、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、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、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 CP に同期して行われる。

【0039】

また、前段信号処理回路 220 のマトリクス回路のマトリクス係数は、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 CP に基づいて、照明光の切り替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る照明光の種類（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。

【0040】

タイミングコントローラ 204 からのクロックパルス CP 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術者名や患者名、観察日時、観察に使用した照明光の種別等の内視鏡観察に関する情報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子画面を生成する処理により、同一モニタ 600 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。また、後段信号処理回路 240 は、複数のビデオ信号を同時に出力することができるよう構成されており、例えば、通常観察像の全画面表示のビデオ信号と、特殊光観察像の全画面表示のビデオ信号とを別々のモニタ 600 に出力して、各モニタ 600 に同時に異なる観察像を表示させることもできる。

【0041】

後段信号処理回路 240 が生成したビデオ信号は、モニタ 600 に入力され、画面表示される。術者は、モニタ 600 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

10

20

30

40

50

や治療を行う。

【 0 0 4 2 】

また、後段信号処理回路 2 4 0 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 2 0 0 は、後段信号処理回路 2 4 0 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 6 0 0 を接続して、各モニタ 6 0 0 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 2 4 0 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、別のモニタ 6 0 0 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。

10

【 0 0 4 3 】

次に、本発明の第 1 実施形態に係る光源装置 3 0 0 の詳細を説明する。図 2 及び図 3 は、光源装置 3 0 0 の概略構成を示す図である。図中の破線は照明光 L の経路 P を示す。上述のように、光源装置 3 0 0 は、白色光と特殊光とを交互に出射するように構成されている。図 2 には白色光を出射する時の照明光の経路が示されており、図 3 には特殊光を出射する時の照明光の経路が示されている。図 2 及び図 3 に示されるように、照明光は、それぞれ光源装置 3 0 0 の内部において、通常観察時と特殊光観察時とで異なる経路 P 1（図 2）と P 2（図 3）を通るように構成されている。

【 0 0 4 4 】

光源装置 3 0 0 の光学系は、ランプ 3 1 0、調光装置 3 2 1、3 2 2、偏向ミラー 3 3 3、3 3 4、ビームスプリッタ 3 4 0、光センサ 3 5 0、集光レンズ 3 6 0、回転ミラー装置 4 0 0 及び回転フィルタ装置 5 0 0 を備えている。また、光源装置 3 0 0 は、モータ制御部 3 7 0、ランプ制御部 3 8 0 及び調光制御部 3 9 0 を備えている。

20

【 0 0 4 5 】

ランプ 3 1 0 は、白色光束であるランプ光 L を放射する高輝度ランプであり、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ及びメタルハライドランプがランプ 3 1 0 として使用される。ランプ 3 1 0 は、ランプ制御部 3 8 0 から駆動電力の供給を受けることでランプ光 L を放射する。ランプ制御部 3 8 0 は、ランプ 3 1 0 に供給する駆動電力の大きさを制御することにより、ランプ 3 1 0 が放射するランプ光 L の光量を段階的に（例えば 5 段階で）調整することができる。

30

【 0 0 4 6 】

調光装置 3 2 1 及び 3 2 2 は、それぞれ通常観察及び特殊光観察において適正露出が得られるように、回転ミラー 4 2 0 によってランプ光 L から切り出されるランプ光 L 1 及び L 2 の光量をそれぞれ可変的に減光する装置であり、本実施形態ではモータ駆動の絞り羽根機構が使用されている。調光装置 3 2 1、3 2 2 の動作は、調光制御部 3 9 0 によって制御される。

【 0 0 4 7 】

ランプ制御部 3 8 0 及び調光制御部 3 9 0 には、光センサ 3 5 0 が接続されており、ランプ制御部 3 8 0 及び調光制御部 3 9 0 は、光センサ 3 5 0 が検出するランプ光 L の光量に基づいて、それぞれランプ 3 1 0 の発光光量及び調光装置 3 2 1、3 2 2 の減光量を制御する。なお、調光装置 3 2 1 及び 3 2 2 による調光は、ランプ光 L 1 及び L 2 の光量が、それぞれ個別に設定された目標値となるように行われる。また、ランプ制御部 3 8 0 及び調光制御部 3 9 0 は、いずれもランプ光 L の光量を制御するものであるが、ランプ制御部 3 8 0 は、ランプの劣化に伴う長期的且つ大レンジの光量変化を補正し、調光制御部 3 9 0 は、例えば光源装置内の温度変動に伴う短期的且つ小レンジの光量変化を補正する。本実施形態のランプ制御部 3 8 0 は、ランプ 3 1 0 の光量（駆動電力）を 3 段階に切り換え可能になっており、各調光装置 3 2 1、3 2 2 によって調整可能なレンジを超えてランプ光 L の光量の変動したときに、ランプ 3 1 0 の光量のレンジを 1 段階上げる（又は下げる）ように構成されている。

40

【 0 0 4 8 】

50

回転ミラー装置 400 は、撮像のタイミングと同期して、周期的にランプ光 L の経路を切り換える偏向ミラーである。回転ミラー装置 400 は、回転ミラー 420、モータ 440 及びフォトインタラプタ 460 を備えている。図 4 に回転ミラー 420 の正面図を示す。回転ミラー 420 は、半面（図 4 における左上部分）に窓 422 が設けられ、残りの半面（図 4 における右下部分）にミラー 424 が取り付けられた円盤状の部材である。回転ミラー 420 の中心に設けられた貫通孔には、モータ 440 の駆動軸 542 が差し込まれて固定されており、回転ミラー 420 はモータ 440 の駆動軸 442 と一体に回転する。

【0049】

回転ミラー 420 の外周部には、回転ミラー 420 の回転の基準位置を示す貫通孔 426 が形成されている。また、コの字状のフォトインタラプタ 460 が、回転ミラー 420 の外周部の一部を凹部内に収容するように配置されている。回転ミラー 420 が回転して、孔 426 がフォトインタラプタ 460 内に移動すると、フォトインタラプタ 460 のセンサ光が貫通孔 426 を通過するため、フォトインタラプタ 460 は貫通孔 426 を検出して基準位置検出信号を出力する。これにより、回転ミラー 420 の回転位置（位相）が検出される。フォトインタラプタ 460 は図示しない通信線によりモータ制御部 370 に接続されており、フォトインタラプタ 460 が出力した基準位置検出信号はモータ制御部 370 へ送られる。

【0050】

貫通孔 426 は、回転ミラー 420 のミラー 424 が設けられた半面（図 4 における右下部分）と、窓 422 が形成された半面（図 4 における左上部分）との境界部に配置されている。また、光源装置 300 には、電子内視鏡用プロセッサ 200 のタイミングコントローラ 204 からクロックパルス CP が供給される。回転ミラー 420 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 CP とフォトインタラプタ 460 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。モータ制御部 370 は、クロックパルス CP と基準位置検出信号の受信に時間差があった場合は、この時間差が解消するように、モータ 440 の回転の位相を調整する。これにより、回転ミラー 420 が撮像の周期と同期して回転駆動される。

【0051】

回転ミラー装置 400 は、ランプ光 L が 45° の入射角で回転ミラー 420 に入射するように、ランプ 310 の光軸上に配置される。ランプ光 L は、回転ミラー 420 の窓 422 又はミラー 424 が設けられた領域に入射する。回転ミラー 420 が一定速度で回転すると、ランプ光 L は窓 422 とミラー 424 に一定周期で交互に入射する。具体的には、通常観察の撮像期間においては、ランプ光 L は窓 422 に入射し、回転ミラー装置 400 を通過して、図 2 に示す第 1 経路 P1 を通ってビームスプリッタ 340 に入射するランプ光 L1 となる。なお、第 1 経路 P1 上には調光装置 321 が配置されており、第 1 経路 P1 を通るランプ光 L1 が調光装置 321 によって調光される。

【0052】

また、特殊光観察の撮像期間においては、ランプ光 L はミラー 424 に入射する。すなわち、ランプ光 L は、回転ミラー装置 400 によって反射されて、経路が 90° 折り曲げられ、更に偏向ミラー 333 及び 334 によって続けてコの字状に折り曲げられた第 2 経路 P2（図 3）を通り、ビームスプリッタ 340 に入射する。なお、第 2 経路 P2 上には調光装置 322 が配置されており、第 2 経路 P2 を通るランプ光 L2 が調光装置 322 によって調光される。

【0053】

なお、以上の説明から分かるように、回転ミラー装置 400 は、ブレードにミラーが設けられ、互いに逆位相のパルス波である透過チョップ光と反射チョップ光を生成する一種のオプティカルチョッパーである。

【0054】

第 1 経路 P1 を進んだランプ光 L1 と、第 2 経路 P2 を進んだランプ光 L2 は、調光装置 321、322 によってそれぞれ調光された後、ビームスプリッタ 340 によって 2 つ

10

20

30

40

50

の光束に再結合される。ランプ光 L 1 及び L 2 がビームスプリッタ 3 4 0 により再結合して得られた光束の一方は、ランプ光 L 1 の透過光とランプ光 L 2 の反射光が結合した再結合光 L 3 であり、他方は、ランプ光 L 1 の反射光とランプ光 L 2 の透過光が結合した再結合光 L 4 である。なお、本実施形態におけるビームスプリッタ 3 4 0 は、反射率及び透過率がそれぞれ 5 0 % のハーフミラーである。

【 0 0 5 5 】

再結合光 L 3 は、回転フィルタ装置 5 0 0 により撮像のタイミングと同期したフィルタリングが行われた後、集光レンズ 3 6 0 により集光されて入射端から L C B 1 0 2 に導入される。

【 0 0 5 6 】

回転フィルタ装置 5 0 0 は、スペクトルの異なる 2 種類の照明光（白色光と特殊光）を、撮像のタイミングと同期して交互に出射するように構成されている。撮像と同期して動作する回転フィルタ装置 5 0 0 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可能になる。

【 0 0 5 7 】

回転フィルタ装置 5 0 0 は、回転フィルタ 5 2 0 と、回転フィルタ 5 2 0 を回転駆動するモータ 5 4 0 と、回転板 5 2 1 の回転位置を検出するフォトインタラプタ 5 6 0 を備えている。図 5 は、回転フィルタ 5 2 0 の正面図である。回転フィルタ 5 2 0 の中心に設けられた貫通孔にはモータ 5 4 0 の駆動軸 5 4 2 が差し込まれて固定されており、回転板 5 2 1 はモータ 5 4 0 の駆動軸 5 4 2 と一体に回転する。モータ 5 4 0 には、高精度の回転角制御が可能なステッピングモータが使用される。

【 0 0 5 8 】

回転フィルタ 5 2 0 は、略円盤状の基板である回転板 5 2 1 と、回転板 5 2 1 に取り付けられたフィルタ 5 2 4 a ~ c を備えている。また、回転板 5 2 1 には、複数のスリット 5 2 2 a ~ c、5 2 3 a ~ c 及び貫通孔 5 2 1 a が形成されている。スリット 5 2 2 a ~ c 及び 5 2 3 a ~ c は、其々回転板 5 2 1 の回転軸（モータ 5 4 0 の駆動軸 5 4 2）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 5 2 2 a と 5 2 3 a、5 2 2 b と 5 2 3 b 及び 5 2 2 c と 5 2 3 c 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する。回転板 5 2 1 は、各スリット対が形成された何れかの円周上にランプ光 L 3 が垂直入射するように配置され、回転板 5 2 1 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ランプ光 L 3 が交互に周期的に入射する。各スリット対のうち、回転板 5 2 1 の半面（図 5 における右下の半面）に形成されたスリット 5 2 3 a ~ c にはフィルタ 5 2 4 a ~ c がそれぞれ嵌め込まれており、残りの反面（図 5 における左上の半面）に形成されたスリット 5 2 2 a ~ c にはフィルタが設けられていない。

【 0 0 5 9 】

フィルタ 5 2 4 a ~ c は、それぞれ異なる分光スペクトルを有する光を選択的に透過させるフィルタであり、スリット 5 2 3 a ~ c に隙間無く嵌め込まれ、接着剤等で回転板 5 2 1 に固定されている。フィルタ 5 2 4 a ~ c としては、例えば、蛍光観察の励起光として有効な波長 4 0 0 ~ 5 0 0 n m 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 4 1 5 n m 又は 5 4 0 n m 近傍の狭帯域、被写体の深層部観察に有効な波長 6 5 0 n m 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。

【 0 0 6 0 】

ランプ光 L 3 がフィルタ 5 2 4 a ~ c で覆われたスリット 5 2 3 a ~ c に入射している間は、ランプ光 L 3 に含まれる波長成分のうち、特定の波長域の光（すなわち特殊光）のみがフィルタ 5 2 4 a ~ c 及びスリット 5 2 3 a ~ c を介して回転フィルタ 5 2 0 を通過し、照明光として L C B 1 0 2 に供給されて、特殊光観察が行われる。また、ランプ光 L 3 がフィルタで覆われていないスリット 5 2 2 a ~ c に入射している間は、フィルタを介

10

20

30

40

50

さずに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。

【0061】

また、図5に示すように、フィルタが設けられていないスリット522a~cは、ランプ光L3のビーム幅よりも狭いスリット幅を有しており、ランプ光L3の光量を減少させる減光フィルタとして機能する。分光フィルタの透過損失により、フィルタ524a~cを透過して生成される特殊光の光量は、フィルタを透過する前の白色光の光量よりも格段に低い。その為、スリット522a~cにより白色光を減光することにより、回転フィルタ装置500を通過した白色光と特殊光の光量差が少なくなるよう、白色光の光量を静的に粗調整している。また、通常観察時の光路P1と特殊光観察時の光路P2にそれぞれ配置された調光装置321と322とによって、各照明光の光量がそれぞれ個別に設定された目標値となるように、各照明光の光量の動的な微調整が行われる。スリット522a~cのスリット幅は、調光装置321、322による調光を行わない場合（すなわち絞りを全開にした場合）でも、スリット522a~cを通過した通常光と、スリット523a~c及びフィルタ524a~cを通過した特殊光との光量差が一定範囲内に収まるように設定されている。なお、スリット523a~cの幅は、ランプ光L3のビーム幅よりも広く形成されており、特殊光がスリット523a~cの通過により損失を受けないようになっている。

10

【0062】

また、回転板521の外周部には、回転板521の回転の基準位置を示す貫通孔521aが形成されている。また、コの字状のフォトインタラプタ560が、回転フィルタ520の外周部の一部を凹部内に収容するように配置されている。回転フィルタ520が回転して、貫通孔521aがフォトインタラプタ560内に移動すると、フォトインタラプタ560のセンサ光が貫通孔521aを通過するため、フォトインタラプタ560は貫通孔521aを検出して基準位置検出信号を出力する。これにより、回転フィルタ520の回転位置（位相）が検出される。フォトインタラプタ560は図示しない通信線によりモータ制御部370に接続されており、フォトインタラプタ560が出力した検出信号はモータ制御部370へ送られる。

20

【0063】

貫通孔521aは、回転板521のスリット523a~cが形成された半面（図5における右下部分）と、スリット522a~cが形成された半面（図5における左上部分）との境界部に配置されている。すなわち、回転板521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CPとフォトインタラプタ560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。モータ制御部370は、クロックパルスCPと基準位置検出信号の受信に時間差があった場合は、この時間差が解消するように、モータ540の回転の位相を調整する。これにより、回転フィルタ520が撮像の周期と同期して回転駆動される。

30

【0064】

また、光源装置300は、ランプ光L3が入射する回転フィルタ520のスリット対を切り替えることで、出射する特殊光の種類（波長域）を変更可能に構成されている。回転フィルタ520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、ランプ光L3の経路と垂直な方向（図2における矢印Aの方向）に移動可能に構成されている。術者が、タッチパネル218や電子内視鏡100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202が光源装置300を制御して、回転フィルタ520をランプ光L3の経路と垂直な方向（すなわち、回転板521の半径方向）に移動させて、ランプ光L3が入射するスリット対が切り換えられる。これにより、回転フィルタ装置500を通過して電子内視鏡100に供給される特殊光の種類が切り換えられる。

40

【0065】

次に、光源装置300の動作のタイミングについて説明する。図6は、光源装置300の動作のタイミングを説明するタイミングチャートである。（a）はクロックパルスCP

50

が発生するタイミングを示すチャートである。(b)は回転ミラー420の窓422を通過してランプ光L1が発生するタイミングを示すチャートである。(c)は回転ミラー420のミラー424により反射されてランプ光L2が発生するタイミングを示すチャートである。(d)は照明光(回転フィルタ装置500を通過したランプ光L3)の時間変化を示すチャートである。(e)はランプ光L3が通過するフィルタの種類(F1:スリット(減光フィルタ)522a~c、F2:フィルタ524a~c)を示すチャートである。(f)は撮像のタイミングを示すチャートである。(g)は時刻を示す。

【0066】

図6(a)に示すように、タイミングコントローラ204は、周期的に(Δt ミリ秒間隔で)時刻 $t_1 \sim t_5$ においてクロックパルスCPを発生する。図6(f)に示すように、このクロックパルスCPによって、1フレームの撮像期間であるフレーム期間 $T_1 \sim T_4$ (すなわち撮像のタイミング)が定義されている。

10

【0067】

また、上述のようにモータ制御部370がクロックパルスCPに同期して回転ミラー400の回転を制御している為、図6(b)、(c)に示すように、ランプ光L1及びL2が発生する期間の切り替わるタイミングもクロックパルスCPの発生時刻と一致している。ランプ光L1とランプ光L2は互いに逆位相のパルス状に発生し、奇数次のフレーム期間 T_1 (時刻 $t_1 \sim t_2$)及びフレーム期間 T_3 (時刻 $t_3 \sim t_4$)においてランプ光L1が発生し、偶数次のフレーム期間 T_2 (時刻 $t_2 \sim t_3$)及びフレーム期間 T_4 (時刻 $t_4 \sim t_5$)においてランプ光L2が発生する。

20

【0068】

図6(d)に示すように、ランプ光L1とランプ光L2がビームスプリッタ340によって再結合されたランプ光L3は、経路P1を通過してビームスプリッタ340に入射するランプ光L1と、経路P3を通過してビームスプリッタ340に入射するランプ光L2とを、クロックパルスCPのタイミングで交互に切り替えた構成を有している。なお、図6(d)は、調光装置321によるランプ光L1の調光の目標値と、調光装置322によるランプ光L2の調光の目標値が同じ値に設定された(すなわちランプ光L3の光量が常に一定となる)場合のチャートであるが、電子内視鏡100の光学特性(例えば固体撮像素子108の感度)や被写体の反射率のスペクトル特性に応じて、ランプ光L1とランプ光L2の光量の目標値を異なる値に設定してもよい。

30

【0069】

また、図6(e)に示すように、奇数次のフレーム期間 T_1 、 T_3 においては、回転フィルタ520のスリット522a~c(減光フィルタ)にランプ光L3が入射する。すなわち、奇数次のフレーム期間 T_1 、 T_3 において発生したランプ光L1は、減光フィルタによって減光されて、通常観察用の白色光として出射する。また、偶数次のフレーム期間 T_2 、 T_4 において発生したランプ光L2は、分光フィルタ524a~cによってフィルタ処理されて、特殊光として出射する。従って、奇数次のフレーム期間 T_1 、 T_3 においては通常観察が行われ、偶数次のフレーム期間 T_2 、 T_4 においては特殊光観察が行われる。

【0070】

40

また、通常観察用の白色光が切り出されるランプ光L1と、特殊光が切り出されるランプ光L2は、それぞれ別個の調光装置321と調光装置322によって調光されるため、通常観察及び特殊光観察の両方に対して適正露光を実現することが可能になる。

【0071】

以上が本発明の第1実施形態の説明である。上述の第1実施形態は、1つのランプ310が放射するランプ光L(白色光)を、回転ミラー装置400により分割して逆位相のパルス列からなる2つのランプ光L1、L2を生成する構成を有しているが、本発明は上記の構成に限定されず、例えば2つのランプから、逆位相のパルス列からなる2つのランプ光L1、L2を生成する構成も本発明に含まれる。以下に説明する本発明の第2実施形態は、このように2つのランプを使用して逆位相のパルス列からなる2つのランプ光を生成

50

する構成例である。

【0072】

(第2実施形態)

次に本発明の第2実施形態について説明する。第2実施形態は、光源装置300の一部の構成のみが上述の第1実施形態と異なるものである。以下の説明においては、第1実施形態と共通の構成要素に対しては同一の符号を使用して、詳細な説明を省略する。図7は、本発明の第2実施形態の光源装置300'の概略構成を示すブロック図である。

【0073】

光源装置300'は、2つのランプ311、312を備えている。本実施形態においては、ランプ311は第1実施形態のランプ300と同じ高輝度ランプが使用される。しかしながら、本実施形態においては、ランプ311が放射する白色光L1'は通常観察にのみ使用される為、白色光L1'の波長成分に特殊光が含まれていなくてもよい。従って、例えば白色LEDランプのような、不均一な発光スペクトルを有する所謂擬似的な白色光源もランプ311として使用することができる。また、ランプ312も、特殊光のみを発行する光源(例えば紫外LEDランプ等)を適用することができる。また、複数の特殊光を切り換えて使用する場合には、例えば、各特殊光を放射する複数種類のランプ312を設けて、各ランプ312の光束をビームスプリッタ等で合波したものをランプ光L2'として使用することができる。

【0074】

ランプ311とランプ312は、互いに光軸を平行にして配置される。また、回転ミラー420'は、ランプ311、312の光軸と略垂直に(反射光がランプ311、312に戻らないように僅かに傾斜させて)配置される。図7に示すように、ランプ光L1'及びL2'は、回転ミラー420'の同一直径上の、回転軸(モータ440の駆動軸442)を挟んで互いに反対側の位置において、回転ミラー420'に入射する。従って、回転ミラー420'を通過したランプ光L1'とL2'の光量変化の波形は、互いに逆位相のパルス波となる。なお、本実施形態においては、回転ミラー420'を通過したランプ光L1'、L2'のみが照明光の生成に使用され、回転ミラー420'の反射光は使用されない。また、本実施形態の回転ミラー420'は、第1実施形態の回転ミラー420と同じものであるが、反射光は使用されない為、ミラー424の替わりに単なる遮蔽板(例えば黒アルマイト処理したアルミ板)や拡散板を設けたオプティカルチョッパーを使用することもできる。

【0075】

回転ミラー420'を通過した後、ランプ光L1'は、調光装置321を介してビームスプリッタ340に入射する。また、ランプ光L2'は、偏向ミラー334により経路R2'が直角に曲げられた後、調光装置322を介してビームスプリッタ340に入射する。なお、本実施形態においては、調光装置321(322)がビームスプリッタ340の直前に配置されているが、調光装置321(322)はランプ光L1'(L2')の光路上の任意の位置に配置することができる。以降は、第1実施形態と同様に、ビームスプリッタ340によりランプ光L1'及びL2'からランプ光L3及びL4が生成し、光束L3が回転フィルタ装置500により撮像と同期したフィルタ処理を受けた後、集光レンズ360により集光されて、照明光としてLCB102に導入される。

【0076】

以上の構成により、第1実施形態と同様に、通常観察に使用される白色光と、特殊光観察に使用される特殊光が、調光装置321及び322によってそれぞれ独立に調光される為、通常観察の撮像と特殊光観察の撮像を共に適正露出で行うことができる。

【0077】

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。

【0078】

10

20

30

40

50

上記の実施形態においては、通常観察用の白色光の経路上には分光フィルタが設けられていないが、白色光のみが通る経路 P 1 又は P 1 ' 上に、通常観察に使用しない波長域の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。また、経路 P 1 又は P 1 ' 上に光源の可視域の波長スペクトルを平坦化する平坦化フィルタを設けてもよい。

【0079】

また、上記の実施形態では、各撮像期間中に L C B 1 0 2 に供給される白色光の光量と特殊光の光量が同程度になるように調光装置 3 2 1、3 2 2 による調光が制御される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）調光を制御する構成としてもよい。

10

【0080】

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、回転フィルタ 5 2 0 のスリット 5 2 2 a ~ c には、フィルタ 5 2 4 a ~ c とは透過波長域の異なる光学フィルタが設けられる。

【0081】

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）に回転ミラー 4 2 0（回転フィルタ 5 2 0）が 1 / 2 回転するように構成されており、これに対応して、回転ミラー 4 2 0（回転フィルタ 5 2 0）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窓 4 2 2（スリット 5 2 2 a ~ c）及びミラー 4 2 4（スリット 5 2 3 a ~ c）が設けられているが、回転板 5 2 1 の平面領域を 3 分割以上の複数分割（n 分割）した分割領域内に対応する窓又はミラー（フィルタ）を配置し、1 回の撮像期間に回転ミラー 4 2 0（回転フィルタ 5 2 0）が 1 / n 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、5 4 0 n m の波長域を使用した血管観察と、6 5 0 n m 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、回転ミラー 4 2 0（回転フィルタ 5 2 0）の回転の 1 周期が、偶数回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、窓（フィルタを設けたスリット）とミラー（フィルタを設けないスリット）とを円周方向に交互に配列した構成としてもよい。

20

【0082】

また、上記実施形態においては、1 フレーム毎に照明光を切り換えて撮像する構成が採用されているが、1 フィールド毎に照明光を切り換えて撮像する構成としてもよい。

30

【0083】

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。

【0084】

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。

40

【0085】

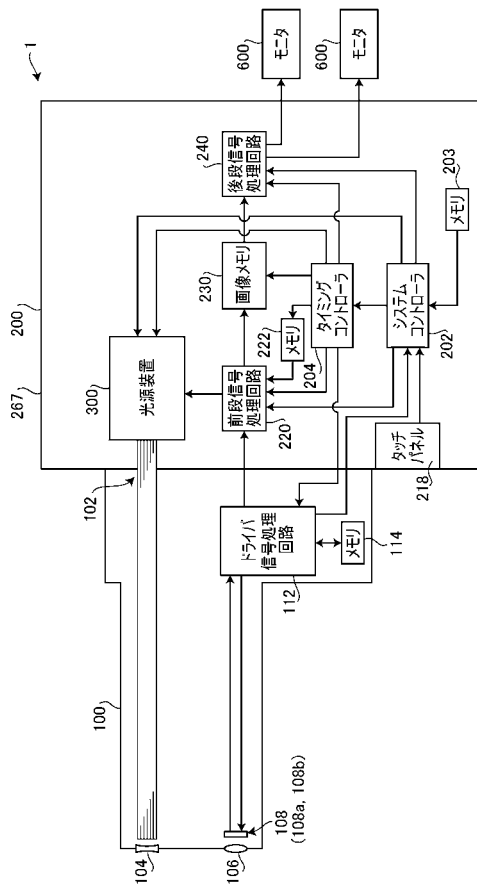
また、本実施形態においては、R、G、B のベイヤ配列カラーフィルタ 1 0 8 b を有する固体撮像素子 1 0 8 が使用されているが、補色系の C y（シアン）、M g（マゼンタ）、Y e（イエロー）、G（グリーン）のフィルタを有した固体撮像素子を使用した構成とすることもできる。

【符号の説明】

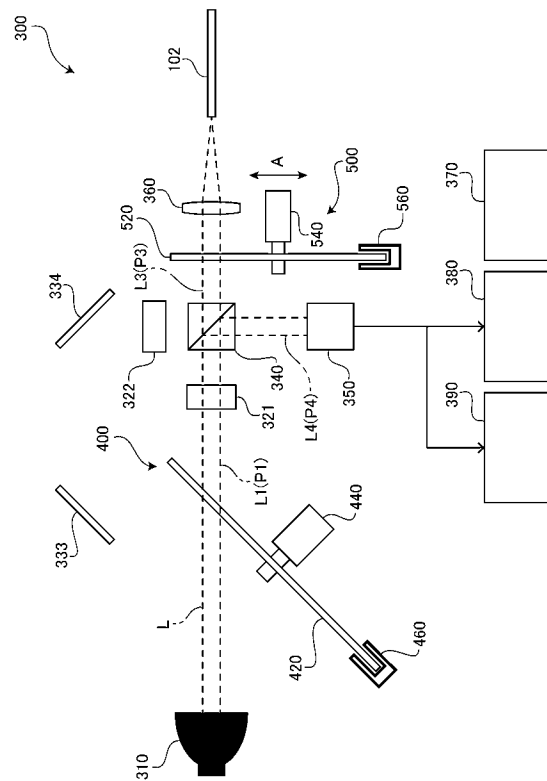
【0086】

- 1 0 0 電子内視鏡
 3 0 0 光源装置
 4 0 0 回転ミラー装置
 5 0 0 回転フィルタ装置
 6 0 0 モニタ

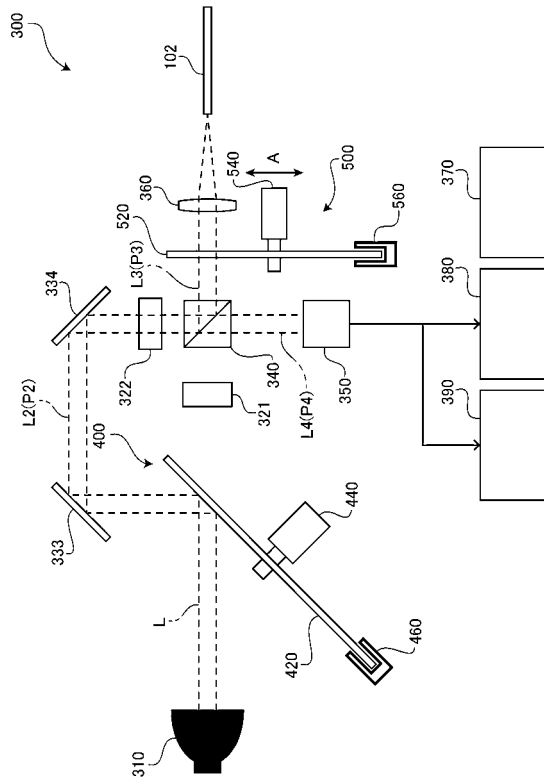
【図 1】



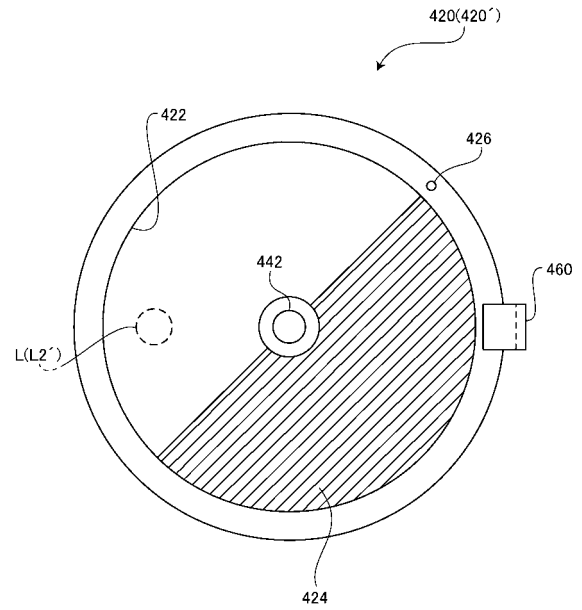
【図 2】



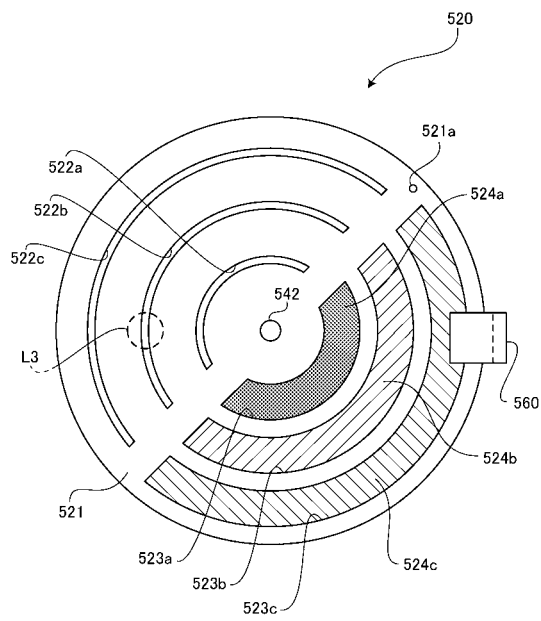
【図 3】



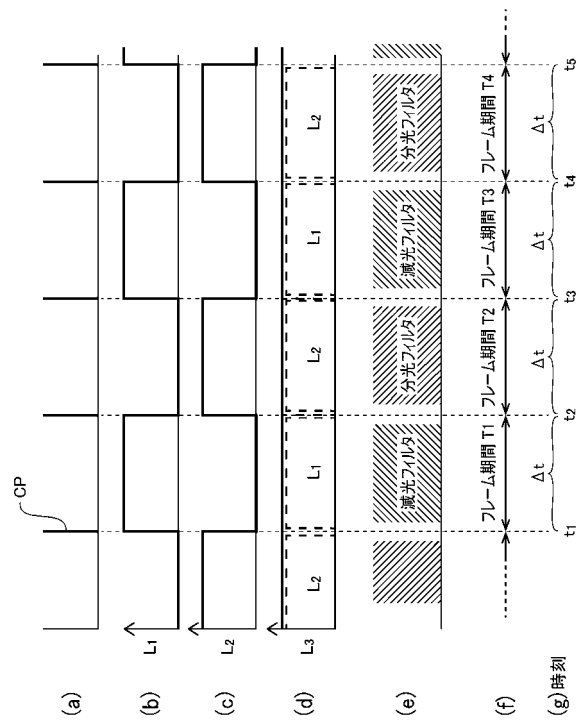
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 LL02 NN01 QQ02 RR05 RR18
RR26
5C054 CA04 CC02 HA12

专利名称(译)	光源装置，电子内窥镜装置和光学斩波器		
公开(公告)号	JP2013233219A	公开(公告)日	2013-11-21
申请号	JP2012106123	申请日	2012-05-07
[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	林佳宏		
发明人	林 佳宏		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.510 A61B1/04 A61B1/045.631 A61B1/06.510 A61B1/06.613 A61B1/07.731 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR05 4C161/RR18 4C161/RR26 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12		
代理人(译)	尾山荣启		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：通过简单的配置抑制照明光束之间的光强差异，防止过度曝光和曝光不足。解决方案：一种光源装置，包括：脉冲波光通量产生装置，其产生脉冲的第一和第二脉冲波光通量，其通过相互不同的光路并具有不同的相位，至少具有固定光强度的单个光通量;第一和第二调光装置，调暗第一和第二脉冲波光通量以分别设定光强度，并分别设置在不同的光路上;光通量耦合装置，耦合第一和第二脉冲波光通量并产生耦合光通量;和同步信号获取装置，用于获取同步信号。脉波光通量产生装置与同步信号同步地产生多个脉冲波光通量。

