

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5420168号  
(P5420168)

(45) 発行日 平成26年2月19日(2014.2.19)

(24) 登録日 平成25年11月29日(2013.11.29)

(51) Int.Cl.		F 1	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 A
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B 23/24 B
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-330791 (P2007-330791)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成19年12月21日(2007.12.21)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2009-148487 (P2009-148487A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成21年7月9日(2009.7.9)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成22年10月5日(2010.10.5)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	水野 恭輔
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 内 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		審査官	井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置および内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源と、

複数の波長変更用のフィルタを有し、前記複数のフィルタから選択された少なくとも一のフィルタを前記光源により出射された光束上に配置して、撮像部の撮像対象を照明する照明光を生成する波長変更部と、

前記撮像部の撮像画像情報に基づいて、前記照明光の光量を制御信号により制御する光量制御部と、を有し、

前記波長変更部が、観察モードに応じて、前記一のフィルタを選択するとともに、波長変更動作中は、前記光量制御部は前記照明光の前記光量の制御を停止することを特徴とする光源装置。

10

【請求項 2】

前記波長変更部が波長変更動作中は、前記光量制御部は前記制御信号を第1の所定値に保持することを特徴とする請求項1に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記光量制御部が、前記照明光の前記光量を制御する複数の光量制御手段を有し、

前記波長変更部が波長変更動作中は、前記光量制御部は、少なくとも一の前記光量制御手段の制御を停止することを特徴とする請求項1または請求項2に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記波長変更部が、円周上に前記複数のフィルタが配設されたターレットを複数個有し

20

ており、

前記複数のターゲットは、それぞれが一のフィルタを、前記光源により出射された光束上に配置することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 5】

波長変更動作中に予め設定された所定の時間を経過しても選択されたフィルタが前記光束上に配置されない場合に、前記光量制御部は前記制御信号を第 2 の所定値に保持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 1 項に記載の光源装置。

【請求項 6】

前記光量制御手段が、前記光源を制御する光源制御手段と、前記光束上に配置された絞り部を制御する絞り部制御手段とを有することを特徴とする請求項 3 に記載の光源装置。

10

【請求項 7】

前記光源がキセノンランプであることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 8】

前記撮像部が内視鏡の撮像部である、請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の光源装置を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光源装置および内視鏡装置に関し、特に波長変更用のフィルタによる波長変更部を有する光源装置および前記光源装置を具備した内視鏡装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、医療分野等で広く利用されている。内視鏡は、細長い挿入部を有して構成されている。内視鏡は、体内に挿入部を挿入することによって、体内の臓器等を観察し、必要に応じて処置具挿通チャンネル内に挿入した処置具を用いて各種処置をすることができる。

【0003】

このような内視鏡を備えた内視鏡装置では、光源装置からの照明光をライトガイド等を用いて導光して被検体の目的部位を照明し、その戻り光を撮像部が取り込んで内視鏡像を得ている。

30

【0004】

内視鏡装置は、撮像部により内視鏡像を撮像し、撮像信号を信号処理装置にて処理することにより、モニタに内視鏡画像を表示して術者が目的部位を観察できるようになっている。そして、内視鏡装置は、モニタに表示される内視鏡画像を術者が認識しやすくするために、モニタに表示される内視鏡画像の明るさを一定とするため、光量調整手段を有している。すなわち、撮像部が取り込んだ内視鏡画像情報を基に光源装置の光量調整手段が照明光の光量を制御している。

【0005】

また、特開 2000 - 253307 号公報に開示されている波長変更部を有する内視鏡装置においては、広帯域の波長成分を有する光を発生する光源の光から、観察モードに応じて波長変更部において所望の波長の光のみを選択し目的部位の照明に用いている。波長変更部においては、種々の観察モードに対応した照明光を生成するためには、複数の波長変更用のフィルタの中から仕様にあったフィルタを選択している。

40

【特許文献 1】特開 2000 - 253307 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、波長変更部を有する光源装置においては、波長変更部がフィルタを選択する動作、すなわち波長変更時には、一時的に目的の照明光と全く異なる照明光が発生してしま

50

う。例えば、フィルタとフィルタの間の枠の影響で一時的に照明光が全く出射されなかったり、複数のフィルタの組み合わせによっては、予期できない強い光量の照明光が出射されることがある。かかる場合においても、光量調整手段はモニタに表示する内視鏡画像の明るさを一定に保つために光量を制御をするが、光量調整手段の応答性が照明光の変化に追従できずに、かえってモニタ画像が大きく乱れたりすることがあった。

【0007】

ここで、図7は波長変更時における照明光の光量変化、光源であるランプの電流変化およびモニタの輝度変化を比較した図であり、横軸は時間を、縦軸は照明光量、絞り量、電流または輝度を示している。図7(A)は、波長変更時において光量調整手段が照明光量を調整しない場合の照明光の光量変化を示している。そして、図7(A)に示した照明光により照明された撮像対象を撮像した撮像画像情報を基に、光量調整手段がランプの電流制御を行った場合の電流変化(図7(B))、および絞り変化(図7(C))、を示している。そして、図7(D)は、図7(B)に示した制御が行われた際のモニタの輝度変化を示している。

10

【0008】

図7(A)に示すように、T1からT3の波長変更時、すなわち観察モード切り替え中には、照明光量は非常に激しく変動し、かつ、その変動は予測困難である。このため、光量調整手段がランプ光量をランプの電流値で制御している場合には、図7(B)に示すように、照明光量の変化に合わせてランプの電流値を大きく変化することになる。しかし、例えば、フィルタとフィルタの間の枠の影響で照明光が全く出射されない状態では、ランプの電流値を増加しても照明光量は増加しないため、光量調整手段は、さらにランプの電流値を増加してしまう。そして、光量調整手段の応答速度は有限である。

20

【0009】

このため、図7(D)に示すように、光量調整手段の動作が、かえってモニタ輝度の激しい変動を発生させ、波長変更動作がT3で終了しても、T4になるまでは目的の輝度にはならないことがある。すなわち、光量調整手段の動作が、観察モード切り替えの操作のレスポンスを低下してしまうことがあった。また、光源装置は前記のような状態で照明光が全く出射されない場合には、過剰の電流をランプに印加するため、エネルギー効率が悪くだけでなく、ランプを冷却するためのファンの音が大きくなり、光源装置が騒音の発生源ともなっていた。

30

【0010】

さらに、光源としてキセノンランプを用いた場合には、消灯閾値以下の電流となると消灯してしまい、消灯すると再点灯するには時間を要する。このため、波長変更時に照明光量が大きく増加した場合(図7(D):T2)に、光量調整手段がランプ電流を消灯閾値以下にまで下げてしまうと、モニタの輝度が回復するには時間を要してしまう。例えば、ランプ消灯が波長変更動作の終了の直前の場合には、観察モード切り替え操作のレスポンスは極めて悪いものとなることがあった。

【0011】

上記のように、撮像画像情報を基に光量調整を行う波長変更部を有する光源装置および前記光源装置を具備した内視鏡装置は、波長変更後のレスポンスが遅く、作業性が良くはないことがあった。

40

【0012】

本発明は、観察モード切り替えのレスポンスが良く作業性の良い光源装置および前記光源装置を具備した内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の光源装置は、撮像部の撮像対象を照明する照明光の光源と、複数の波長変更用のフィルタを有し、前記複数のフィルタから選択された少なくとも一のフィルタを前記光源により出射された光束上に配置して前記照明光を生成する波長変更部と、前記撮像部の撮像画像情報に基づいて、前記照明光の光量を制御信号により制御する光量制御部とを有

50

し、前記波長変更部が、観察モードに応じて、前記一のフィルタを選択するとともに、波長変更動作中は、前記光量制御部は前記光量の制御を停止する。また、本発明の内視鏡装置は、前記撮像部が内視鏡の撮像部であり、前記光源装置を具備する。

【発明の効果】

【0014】

本発明は、観察モード切り替えのレスポンスが良く作業性の良い光源装置および前記光源装置を具備した内視鏡装置を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

<第1の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置1について説明する。

図1は、本実施の形態にかかる内視鏡装置1の全体の構成を示す構成図であり、図2は、光源装置6の構成を説明するための構成図である。図1に示すように内視鏡装置1は、内視鏡2と、光源装置6と、ビデオプロセッサ4と、モニタ5とを有して構成されている。内視鏡2は、被検体内に挿入される細長い挿入部3と、この挿入部3の基端側に連設される操作部7とを有している。挿入部3は、軟性を有する挿入部3の先端側に設けられた湾曲部3Aと、この湾曲部3Aの先端側に設けられた先端部3Bとを有して構成されている。先端部3Bには、被検体内の観察部位9を撮像する撮像部であるCCD16(図2参照)が内蔵されており、CCD16の撮像信号はビデオプロセッサ4を介して、モニタ5の表示画面に表示される。一方、光源装置6から供給される照明光は、ライトガイド15(図2参照)により挿入部3の先端側まで伝達される。

【0016】

すなわち、図2に示すように、光源装置6の光源であるキセノンランプ(Xeランプ)21から供給された光は、レンズ24等の光学系により光束10として集光され、波長変更部30で所望の波長の光のみが選択される。光源装置6において光量調整は光源制御部22内の光量制御部27で行われる。光量制御部27は、光源であるキセノンランプ21の電流を制御するキセノンランプ制御部(Xe制御部)28と、光束上に配置された絞り部20の絞り量を制御する絞り制御部29とから構成されている。

【0017】

キセノンランプ21は、管球中に高圧のキセノンを封入し、キセノン(Xe)中の放電を利用したランプである。キセノンランプ21は極めて高輝度の光源であるばかりでなく、発生するランプ光は太陽光によく似た広い波長域成分の連続スペクトルで紫外線も強い。このため、キセノンランプ21を光源として用いた光源装置は、波長変更部30で所望の波長の光のみを選択することで、種々の観察モードに対応した照明光を発生することができるため、内視鏡装置1の光源装置として特に好ましい。なお、キセノンランプ21のランプ光量は電流により制御可能であるが、消灯閾値以下の電流になると消灯してしまい、点灯時には高電圧を印加する必要があり、瞬時の再点灯は不可能である。

【0018】

絞り部20は、例えば、回転軸を中心に鉛直面を回転移動する絞り羽を用いて、絞り部20を通過する光束の面積を制限する光量調整手段であり、簡単な構造でありながら、高速応答が可能である。絞り部20の制御には、絞り羽が取り付けられたモータ(M)を制御する。なお、絞り部20は、波長変更部30の後ではなく、波長変更部30の前あるいは波長変更部30中に配設してもよい。

【0019】

絞り部20にて光量が調整された照明光は、ライトガイド15の端部15Aに導光される。そして、照明光はライトガイド15のもう一方の端部15Bまで伝達され、端部15Bの端面に配設された図示しない照明光学系から被検体の観察部位9を照明するようになっている。

【0020】

ここで、モニタ5に表示される撮像画像の明るさ、すなわち輝度が、観察部位9と先端

10

20

30

40

50

部 3 B 間の距離または観察部位 9 の反射率等により一定でないと、術者は観察部位 9 の正確な認識が困難となる場合がある。このため、光量制御部 2 7 は、ビデオプロセッサ 4 からの輝度信号が基準輝度信号とほぼ同一となるように、キセノンランプ 2 1 の制御信号である電流および / または絞り部 2 0 の制御信号である絞り部 2 0 のモータに印加する電流等を制御する。

【 0 0 2 1 】

なお、光量制御部 2 7 は、撮像部である C C D 1 6 が撮像した、光源装置 6 からの照明光により照明された観察部位 9 の撮像画像情報に基づいて、照明光の光量を制御している。

【 0 0 2 2 】

次に、波長変更部 3 0 について、図 3 を用いて説明する。図 3 は本実施の形態の光源装置 6 の波長変更部 3 0 を説明するための斜視図である。なお、図を簡略化するために、図 3 においては光学系や駆動モータ ( M ) 等は図示していない。波長変更部 3 0 は、広い波長域成分を有するキセノンランプ 2 1 のランプ光から、観察モードに応じた波長の照明光を、波長変更用のフィルタを用いて生成する。

【 0 0 2 3 】

図 3 には、A 1 から A 6 の 6 種類のフィルタが円周上に配設されたターレット A ( 2 6 A ) と、B 1 から B 6 の 6 種類のフィルタが円周上に配設されたターレット B ( 2 6 B ) と、1 から 3 の 3 種類のフィルタが外周上に配設されたフィルタユニット A ( 2 5 A ) と、1 から 3 の 3 種類のフィルタが外周上に配設されたフィルタユニット B ( 2 5 B ) とからなる波長変更部 3 0 を示している。ターレット A およびターレット B は、それぞれのターレットの中心軸を中心に、それぞれが独立してモータ ( M ) で回転可能な構造を有している。一方、フィルタユニット A およびフィルタユニット B は、それぞれのフィルタユニット全体が、それぞれ独立してモータ ( M ) で前後に移動可能な構造であり、通常はフィルタユニット自体は図示しないモータにより常時、回転状態にある。

【 0 0 2 4 】

図 3 に示した波長変更部 3 0 では、ターレット A ( 2 6 A ) ではフィルタ A 1 が、ターレット B ( 2 6 B ) ではフィルタ B 1 が、フィルタユニット A ( 2 5 A ) ではフィルタ 1 が、フィルタユニット B ( 2 5 B ) ではフィルタ 1 が、それぞれ光束 1 0 上に配置されている状態を示している。すなわち、キセノンランプ 2 1 の光は、フィルタ A 1 と、フィルタ B 1 と、フィルタ 1 と、フィルタ 1 とを通過することで、ランプ光の中から所望の波長の光のみが選択され照明光が生成されている。

【 0 0 2 5 】

すなわち、波長変更部 3 0 は、円周上に複数のフィルタが配設されたターレットを複数個有しており、複数のターレットは、それぞれが一のフィルタを、光源により出射された光束 1 0 上に配置することで照明光を生成している。

【 0 0 2 6 】

なお、光束 1 0 上に配置するフィルタは少なくとも 1 個あればよい。複数のターレットを有する波長変更部 3 0 の場合には、フィルタが配設されていないフィルタ配設部、すなわちターレットに設けられた穴を有するターレットを用い、その穴を光束 1 0 が通過するようにすればよい。あるいは、光源からのランプ光を全て透化するフィルタを有するターレットを用いても、事実上、1 個のフィルタを光束 1 0 上に配置したのと同様の効果を得ることが可能である。すなわち、本実施の形態において、「複数のターレットは、それぞれが一のフィルタを、光源により出射された光束 1 0 上に配置する」とは、上記のように、1 個のフィルタのみを光束 1 0 上に配置した場合を含むものである。

【 0 0 2 7 】

ここで、光源装置 6 が供給する観察モードの照明光としては、例えば、通常観察光、赤外用特殊観察光、狭帯域用特殊観察光、蛍光用特殊観察光、蛍光 / 赤外用通常観察光等である。また、例えばフィルタユニットに R G B の 3 色のカラーフィルタを配設することで、白黒検出の C C D 1 6 を用いても、画像処理によりカラーの内視鏡画像を得ることがで

10

20

30

40

50

きる。

【0028】

上記のように、波長変更部30は、複数の波長変更用のフィルタを有し、複数のフィルタから選択された少なくとも一のフィルタをキセノンランプ21により出射された光束10上に配置して照明光を生成している。そして、波長変更部30は、観察モードに応じて、上記フィルタを選択する。

【0029】

そして、本実施の形態の光源装置6においては、波長変更部30が、観察モードに応じて、フィルタを選択した後、すなわち、波長変更動作後には、すみやかにモニタ5の輝度を基準輝度信号とするために、本実施の形態の光源装置6の光量制御部27は、図4に示す動作を行う。図4は、波長変更動作中における光量制御部27の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

10

【0030】

以下、図4のフローチャートを用いて波長変更動作中における光量制御部27の動作の流れを説明する。

【0031】

<ステップS11>

光量制御部27は、光源装置6の入力部23またはビデオプロセッサ4等からの、観察モードの切り替え指示の入力信号の有無を判断している。そして、光量制御部27は、観察モードの切り替え指示の入力信号があった(Yes)場合には、ステップS12からの処理を、入力信号がない(No)場合には、ステップS14からの処理を行う。

20

【0032】

<ステップS12>

光量制御部27は、観察モードの切り替え指示の入力信号があった(Yes)場合には、照明光量の制御を停止し、制御信号を第1の所定値に固定する。ここで、制御信号とは、キセノンランプ21に印加する電流信号(以下「ランプ電流」と言う。)および/または絞り部20のモータに印加する絞りの移動のための信号等である。本実施の形態の光源装置6においては、固定する制御信号の第1の所定値は、観察モードの切り替え指示の入力信号があった直前の値である。

30

【0033】

<ステップS13>

光量制御部27のキセノンランプ制御部28は、例えば、観察モードの切り替え指示の入力信号があった直前のランプ電流を制御信号として、キセノンランプ21に出力するため、キセノンランプ21は発生するランプ光量が変化しない。

【0034】

なお、以下の光量制御部27の動作説明においては、説明を簡単にするため、キセノンランプ制御部28の動作について説明し、絞り部20の絞り量を制御する絞り制御部29は光量制御を停止し、制御信号を観察モードの切り替え指示の入力信号がある直前の制御信号に固定する場合を説明する。

【0035】

ここで、図5を用いて、本実施の形態の光源装置6の波長変更時における光量制御部27の動作を説明する。図5は、本実施の形態の光源装置6の波長変更時における照明光の光量変化、キセノンランプ21の電流変化、絞り量の変化、およびモニタ5の輝度変化を比較した図であり、横軸は時間を、縦軸は照明光量、電流、絞り量または輝度を示している。図5(A)は、波長変更時において光量制御部27が照明光量を調整しない場合の照明光の光量変化を示している。図5(B)および図5(C)は、光量制御部27がキセノンランプ21の電流制御および絞り部20の制御信号を所定値に固定する制御を行った場合の電流および絞り量変化を示している。そして、図5(D)は、図5(B)および図5(C)に示した制御が行われた際のモニタ5の輝度変化を示している。

40

【0036】

50

図5(A)に示すように、光源装置6においても、先に説明した図7(A)と同じように、T1からT3の波長変更時、すなわち観察モード切り替え中には、光量制御を行わないと照明光量は非常に激しく変動するものとする。

【0037】

しかし、本実施の形態の光量制御部27は、図5(B)のB1線に示すように、観察モード切り替え時には、照明光量の制御を停止し、制御信号すなわちランプ電流値を、観察モードの切り替え指示の入力信号があった直前の第1の所定値に固定する。このため、図5(D)のC1線に示すように、波長変更部30のフィルタ配置状態の変化に対応して照明光量が増加するため、モニタ5の輝度は変動する。

【0038】

しかし、光量制御部27は、ランプ電流値が第1の所定値に固定されているため、波長変更動作がT3で終了すると、T4で直ちに目的の輝度に達することができる。また、キセノンランプ21が波長変更動作中に消灯されてしまうことがない。このため、光量制御部27は、観察モード切り替え操作のレスポンスがよい。また、光源装置6は、照明光が全く出射されない状態でも、過剰の電流をキセノンランプ21に印加することがないため、無駄なエネルギーを消費しないだけでなく、キセノンランプ21を冷却するためのファンの音が大きくなりず光源装置の静音化も同時に実現することができる。

【0039】

<ステップS14>

光量制御部27は、観察モードの切り替え指示の入力信号がない場合(S11:No)には、通常の照明光量の制御を行い、制御信号を出力する。

【0040】

すなわち、最初に、光量制御部27は、基準輝度信号を入力部23から取得する。基準輝度信号はモニタ5に表示される表示画面の明るさの目標値である。基準輝度信号は術者が入力部23に配設したダイヤル等で入力してもよいし、あるいはビデオプロセッサ4から入力されてもよい。

【0041】

<ステップS15>

光量制御部27は、輝度信号と基準輝度信号とを比較し、その差を算出する。

【0042】

<ステップS16>

光量制御部27は、輝度信号と基準輝度信号の差に応じた制御信号、すなわちキセノンランプ21の電流値を算出する。なお、輝度信号と基準輝度信号の差が所定の範囲内の場合には、直前の制御信号と同じ値の制御信号を出力する。なお、輝度信号と基準輝度信号との差の所定の範囲とは、術者あるいは光源装置6の設計時に決定される値であり、前記範囲が狭すぎるとキセノンランプ21の電流値が常時、細かく変化する状態となるため、処理回路の遅れ等の影響で表示画面の明るさがちらつくことがある。反対に、前記範囲が広すぎると、キセノンランプ21が光量を変化すべき状態であっても、変化しないため、表示画面の明るさが適当でなくなる。

【0043】

<ステップS13>

光量制御部27がステップS13で出力した制御信号によりキセノンランプ21のランプ光量が増加し、モニタ5には術者が観察しやすい輝度の撮像画像が表示される。

【0044】

<ステップS17>

光量制御部27は、術者からの終了指示入力があるまで、ステップS11からの動作を繰り返す。

【0045】

本実施の形態の光源装置6は、すでに述べたように、観察モード切り替えの操作のレスポンスがよい。また、光源装置6は、無駄なエネルギーを消費しないだけでなく、静音化

10

20

30

40

50

も同時に実現することができる。また、本実施形態の光源装置 6 を具備する内視鏡装置 1 は観察モード切り替えの操作のレスポンスが良く、操作性がよい。また内視鏡装置 1 は、省エネだけでなく静音性にも優れている。

【 0 0 4 6 】

< 第 2 の実施の形態 >

以下、本発明の第 2 の実施の形態の光源装置 6 B について説明する。本実施の形態の光源装置の基本構成は第 1 の実施の形態の光源装置 6 と、ほぼ同じであるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、以下、光源装置 6 B の光量制御部 2 7 による制御についてのみ説明する。

【 0 0 4 7 】

光源装置 6 B においては、波長変更部 3 0 が波長変更動作中は、キセノンランプ制御部 2 8 の制御を停止し、図 5 ( B ) の B 2 線に示すように、制御信号、すなわちランプ電流を消灯閾値よりも少し高い電流値である第 1 の所定値に固定する。光源装置 6 B においては、固定するランプ電流値の値を消灯閾値よりも少し高い電流値、例えば消灯閾値の 1 1 0 %、に設定するために、図 5 ( D ) の C 2 線に示すように、モニタ 5 の輝度が低いレベルでしか変動しないので、モニタ 5 の実質的な輝度の変動幅を小さくできる。そして、本実施の形態の光源装置 6 B は、第 1 の実施の形態の光源装置 6 が有する効果に加えて、より低いランプ電流で保持するために、より無駄なエネルギーを消費しないだけでなく、より静音性が高い。また光源装置 6 B を具備する内視鏡装置 1 B は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 が有する効果に加えて、より無駄なエネルギーを消費しないだけでなく、より

10

20

【 0 0 4 8 】

< 第 3 の実施の形態 >

以下、本発明の第 3 の実施の形態の光源装置 6 C について説明する。光源装置 6 C の基本構成は第 2 の実施の形態の光源装置と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、光源装置 6 C の光量制御部 2 7 による制御についてのみ説明する。

【 0 0 4 9 】

本実施の形態の光源装置 6 C においては、波長変更部 3 0 が波長変更動作中は、キセノンランプ制御部 2 8 が制御を停止し、図 6 ( B ) の B 3 線に示すように、ランプ電流値を消灯閾値よりも少し高い電流値、例えば消灯閾値の 1 1 0 % である第 1 の所定値に固定すると同時に、絞り制御部 2 9 が、絞り部 2 0 による光量制御を停止し、制御信号を絞りが半開状態の所定値に固定する。

30

【 0 0 5 0 】

このため、光源装置 6 C においては、図 6 ( D ) の C 3 線に示すように、波長変更動作中であってもモニタ 5 の輝度は安定している。

【 0 0 5 1 】

本実施の形態の光源装置 6 C および光源装置を有する内視鏡装置 1 C は、第 2 の実施の形態の光源装置 6 B および内視鏡装置 1 B が有する効果に加えて、観察モード切り替え中のモニタ 5 の輝度の変化が小さい。

40

【 0 0 5 2 】

なお、絞りを固定する制御信号の所定値は、絞りが半開状態でなく、全閉状態等の他の所定値であってもよい。また、光量制御部 2 7 が、光量を制御する複数の光量制御手段を有する場合には、波長変更部 3 0 が波長変更動作中は、光量制御部 2 7 は、少なくとも一の光量制御手段の制御を停止すればよく、上記の第 1 から第 4 の実施の形態の光源装置 6 ~ 6 C で説明した例に限定されることはない。例えば、波長変更部 3 0 が波長変更動作中は、キセノンランプ制御部 2 8 はキセノンランプ制御部 2 8 の制御を停止するが、絞り制御部 2 9 は絞り部 2 0 の制御を行う光源装置であっても、よい。

【 0 0 5 3 】

< 第 4 の実施の形態 >

50

次に、本発明の第4の実施の形態の光源装置6Dについて説明する。光源装置6Dの基本構成は第1の実施の形態の光源装置6と、ほぼ同じであるため、以下、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略し、光源装置6Dの光量制御部27による制御についてのみ説明する。

【0054】

本実施の形態の光源装置6Dは、波長変更動作中に予め設定された所定の時間を経過しても選択されたフィルタが光束10上に配置されない場合に、光量制御部27は制御信号を所定値に保持する。すでに説明したように、波長変更部30は、必要なフィルタをモータで移動し光束10上に配置することで所望の観察モードの照明光を生成している。しかし、稀に、波長変更部30の動作がエラーを起こすことがある。さらに極めて稀ではあるが、図5(A)のA1に示すような、非常に強い照明光量が発生するフィルタの組み合わせ状態で波長変更部30が停止してしまう可能性もゼロではない。

10

【0055】

光源装置6Dは、波長変更動作中に所定の時間を経過しても選択されたフィルタが光束10上に配置されない場合には、光量制御部27が制御信号を予め設定された第2の所定値に保持することで、被検体の観察部位9が非常に強い照明光を長時間受けることによるダメージを防止することができる。ここで、保持する制御信号の第2の所定値としては、ランプ光量を制御する場合には、ランプ電流値を消灯閾値よりも少し高い電流値、例えば消灯閾値の110%、が好ましく、絞り部を制御する場合には絞りが全閉状態の信号が好ましい。観察部位9のダメージを、より確実に防止するためである。なお、第2の所定値は、前述の第1の所定値以下の照明光量となる値、例えばランプ電流制御の場合には低電流、絞り部制御の場合には絞りがより閉となる信号である。

20

【0056】

また、上記の予め設定された所定の時間とは、種々の観察モード切り替えに要する時間の中で最長の時間を要する観察モード切り替え時間を超える時間であればよく、好ましくは最長の時間を要する観察モード切り替え時間の110%以上である。また、上記の所定の時間の上限は最長の時間を要する観察モード切り替え時間の200%以下である。前記範囲内であれば、誤動作無く、観察部位9のダメージを、確実に防止することができる。

【0057】

なお、波長変更部30の動作がエラーを起こしたことを、判断するために、光源装置6Dでは、所定の時間を超えるか否かというタイマーを用いているが、波長変更部30に切り替え検出部を配設し、モード切り替え指示に従った正しいフィルタ切り替えが行われているかを検出し、選択されたフィルタが、所定時間内に光束10上に配置されない場合に、光量制御部27が制御信号を所定値に保持するようにしてもよい。

30

【0058】

本実施の形態の光源装置6Dおよび光源装置6Dを具備する内視鏡装置1Dは、第1の実施の形態の光源装置6および内視鏡装置1が有する効果に加えて、波長変更部30がエラーを起こしても、被検体の観察部位9にダメージを与えることがなく、また、無駄なエネルギーを消費しないだけでなく、静音性が高い。

【0059】

本発明は、上述した実施の形態および変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】第1の実施の形態にかかる内視鏡装置の全体の構成を示す構成図である。

【図2】第1の実施の形態にかかる光源装置の構成を説明するための構成図である。

【図3】第1の実施の形態にかかる光源装置の波長変更部を説明するための斜視図である。

。

【図4】第1の実施の形態にかかる光源装置の波長変更動作中における光量制御部の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

50

【図5】第1の実施の形態および第2の実施の形態にかかる光源装置の波長変更時における照明光の光量変化、光源であるランプの電流変化およびモニタの輝度変化を比較した図であり、横軸は時間を、縦軸は光量、電流または輝度を示している。

【図6】第3の実施の形態にかかる光源装置の波長変更時における照明光の光量変化、光源であるランプの電流変化およびモニタの輝度変化を比較した図であり、横軸は時間を、縦軸は光量、電流または輝度を示している。

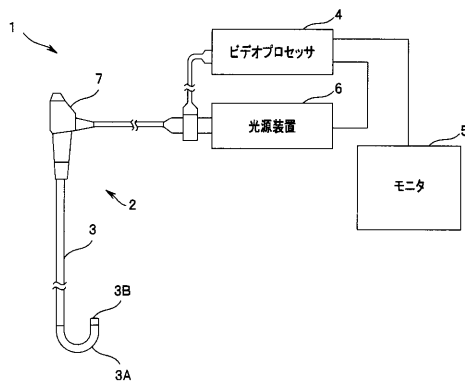
【図7】従来の光源装置の波長変更時における照明光の光量変化、光源であるランプの電流変化およびモニタの輝度変化を比較した図であり、横軸は時間を、縦軸は光量、電流または輝度を示している。

【符号の説明】

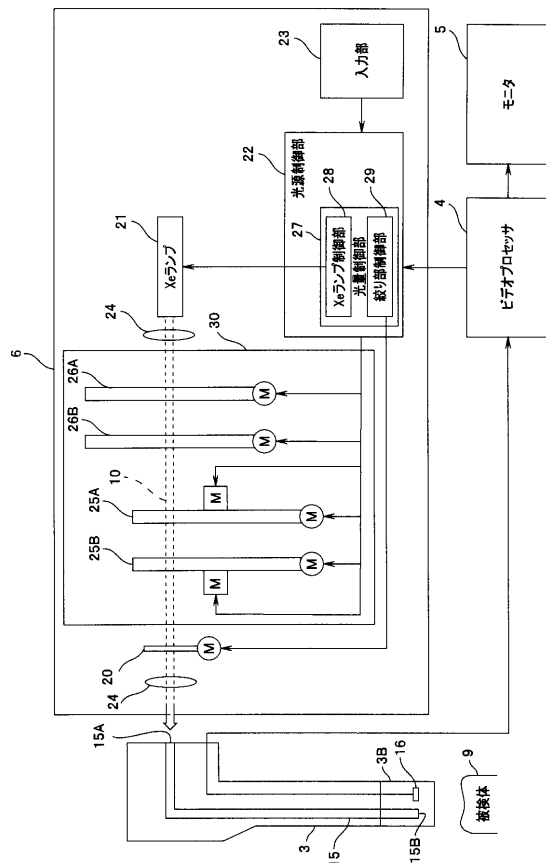
【0061】

1 ...内視鏡装置、2 ...内視鏡、3 ...挿入部、3A ...湾曲部、3B ...先端部、4 ...ビデオプロセッサ、5 ...モニタ、6 ...光源装置、7 ...操作部、9 ...観察部位、10 ...光束、15 ...ライトガイド、15A ...端部、15B ...端部、20 ...絞り部、21 ...キセノンランプ、22 ...光源制御部、23 ...入力部、24 ...レンズ、25A、25B ...フィルタユニット、26A、26B ...ターレット、27 ...光量制御部、28 ...キセノンランプ制御部、29 ...絞り制御部、30 ...波長変更部、A1 ~ A6、B1 ~ B6 ...フィルタ、1 ~ 3 ...フィルタ、1 ~ 3 ...フィルタ

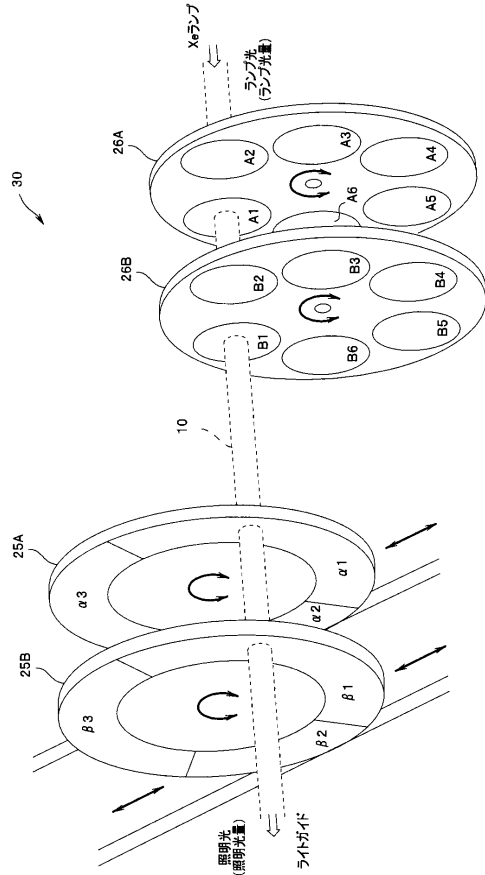
【図1】



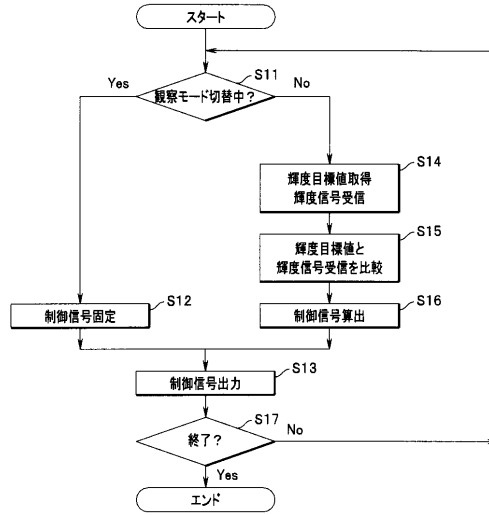
【図2】



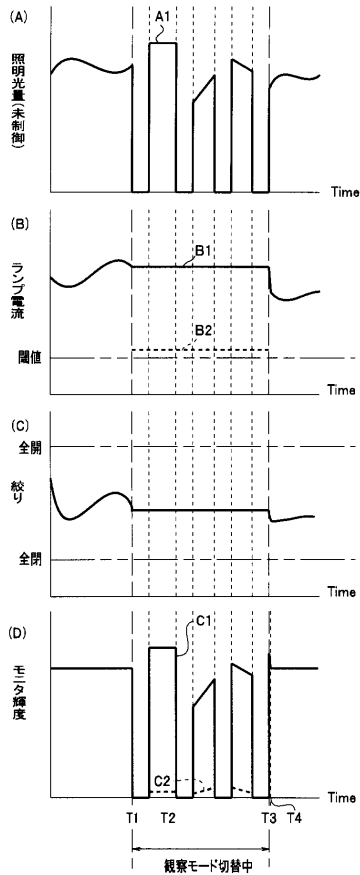
【図3】



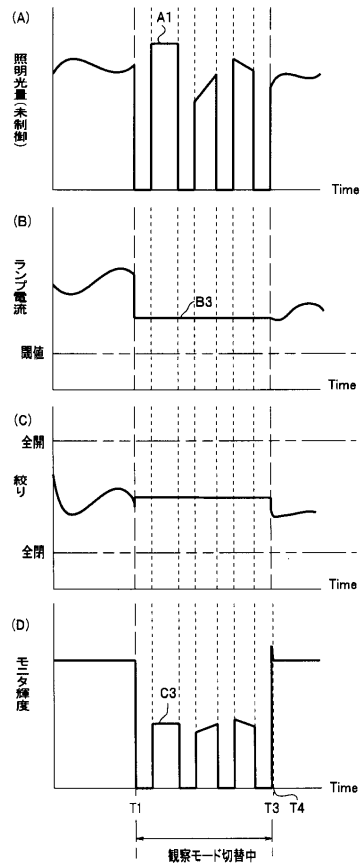
【図4】



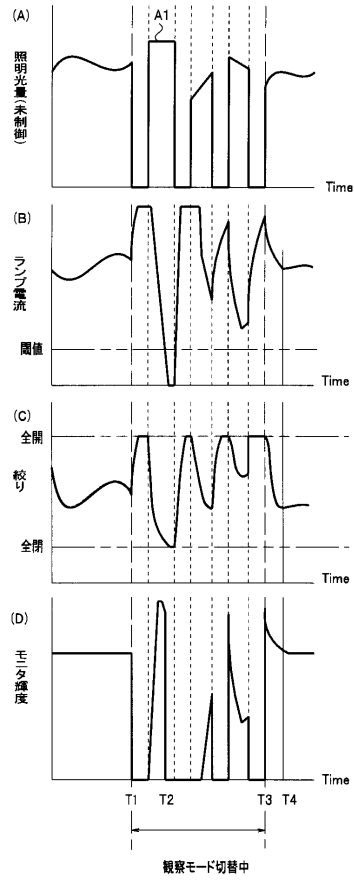
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-151104(JP,A)  
特開昭62-140564(JP,A)  
特開2001-190488(JP,A)

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

专利名称(译)	光源装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5420168B2</a>	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	JP2007330791	申请日	2007-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	水野恭輔		
发明人	水野 恭輔		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR26 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009148487A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种光源单元，其中观察模式变化的响应良好且工作性能良好，并且提供具有光源单元的内窥镜系统。解决方案：光源单元包括：波长改变部分30，其具有照射由CCD16成像的观察部分9的氙灯21和用于波长改变的两个或更多个滤光器A1-A6和B1-B6并通过布置形成照明光至少一个滤光器选自氙灯21发出的光束10上的两个或多个滤光器；发光量控制部分27，基于CCD16的成像图像信息控制照明光的发光量，并且当波长改变部分30操作波长改变时，发光量控制部分27暂停发光的控制卷。此外，在内窥镜系统1中，CCD是内窥镜的CCD16，并且设置有光源单元6。

【图2】

