

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2013/121616

発行日 平成27年5月11日 (2015. 5. 11)

(43) 国際公開日 平成25年8月22日(2013.8.22)

(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 A	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

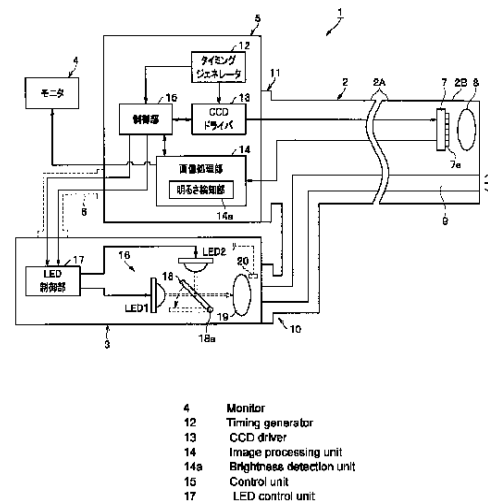
審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号	特願2013-533046 (P2013-533046)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/073829		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 国際出願日	平成24年9月18日 (2012. 9. 18)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(11) 特許番号	特許第5558635号 (P5558635)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(45) 特許公報発行日	平成26年7月23日 (2014. 7. 23)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(31) 優先権主張番号	特願2012-32902 (P2012-32902)	(72) 発明者	台渡 大和 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成24年2月17日 (2012. 2. 17)	(72) 発明者	池田 吉徳 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、CCD 7 と、LED 1、LED 2 を制御する LED 制御部 17（制御部 15）と、を有し、LED 制御部 17 は、CCD 7 の撮像周期 S ごとの撮像開始タイミング信号を基に、LED 1 と LED 2 の駆動時間が重ならないように、撮像周期 S 内で 2 つの LED 1、LED 2 の駆動を順次行くとともに、撮像周期 S 内の露光量を調整するために、前記 LED 1、LED 2 の駆動時間を可変に制御し、撮像周期 S 内において、二番目以降に駆動する LED 2 の前記撮像周期 S 内における少なくとも最初の駆動を、その前に駆動している LED 1 の駆動タイミングを基準に駆動させるように制御する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察部位の観察画像を得る撮像部と、
単数または複数の発光素子を有し、前記観察部位を照射する照明光を出射する複数の照明部と、
前記複数の照明部の駆動を制御する照明制御部と、
を有する内視鏡装置であって、
各々の前記照明部により前記観察部位に照射される光は、異なる色の光であるとともに、

前記照明制御部は、前記複数の照明部の駆動時間が互いに重ならないように、前記撮像部の撮像周期内で前記複数の照明部を順次駆動するように制御し、前記撮像周期内において、二番目以降に駆動する前記照明部の前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、前記二番目以降に駆動する前記照明部よりも前に駆動している照明部の駆動タイミングを基準に駆動するように制御することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記撮像部は、複数の受光素子の前面に複数色の受光側カラーフィルタが設けられた固体撮像素子からなることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明制御部は、前記撮像周期内において、前記二番目以降に駆動する前記照明部の、前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、その前に駆動している照明部の駆動停止タイミングと略同時に駆動させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記照明制御部は、前記複数の照明部の少なくとも 2 つを、前記撮像周期内において複数回駆動させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記照明制御部は、前記撮像周期ごとの露光量を調整するために、前記撮像周期内の前記複数の照明部の駆動時間を可変に制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記照明制御部は、前記撮像部により得られた観察画像の 1 フィールド又は 1 フレームの明るさに基づいて、前記複数の照明部の駆動時間を可変に制御することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 7】

前記照明制御部は、1 つの撮像周期における所定の明るさと、前記撮像周期よりも一つの撮像周期におけるフィールド又はフレームの明るさとの差に基づいて、前記複数の照明部の駆動時間を算出することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照明部の停止のタイミングは、前記その前に駆動している照明部から出射される光を検知する光センサの検知結果に基づいて、検知されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 9】

前記照明制御部は、前記少なくとも 2 つの照明部の駆動時間のそれぞれを均等に分割した点灯時間だけ、前記少なくとも 2 つの照明部が交互に点灯するように、前記複数の照明部を前記複数回駆動させることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記照明制御部は、前記少なくとも 2 つの照明部の駆動時間のそれぞれを所定の期間で分割した点灯時間だけ、前記少なくとも 2 つの照明部が交互に点灯するように、前記複数の照明部を前記複数回駆動させることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

50

前記内視鏡装置は、複数の観察モードを有し、

前記複数の照明部は、前記観察モードに応じて、各照明部の点灯と非点灯が制御されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察部位に照射する照明光を出射する複数の照明部と、これら複数の照明部の駆動を制御する制御部とを有する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

内視鏡装置には、照明光を出射する照明部を有し、照明部からの出射光を観察部位へ照明光として照射し、被写体から反射された照明光の戻り光を、CCD (Charge Coupled Device) 等の固体撮像素子で受光 (露光) し光電変換することにより、被写体の画像に対応した画像信号を得る、所謂電子内視鏡装置が、一般的に知られている。

【0003】

このような電子内視鏡装置において、所謂面順次式の内視鏡装置が一般的に知られている。面順次式の内視鏡装置は、固体撮像素子の受光素子の前面に受光側カラーフィルタを有さず、内視鏡画像の形成に必要な複数の色の照明光を観察部位へ順番に照射する。そして、照明光の照射毎に 1 つの撮像周期として固体撮像素子が露光し、被写体から反射された戻り光を固体撮像素子で光電変換し、各々の撮像周期毎に、所定の色の画像信号を得る。そして、各々の撮像周期毎に得られた各色の画像信号を合成処理することにより、1 つの内視鏡画像を得ることができる。

20

【0004】

このような面順次式の内視鏡装置には、内視鏡画像の形成に必要な複数の色の照明光を生成するための各色の照射側カラーフィルタを有するカラーホイールが例えば白色光を発する光源の前方に配置された光源装置を有し、このカラーホイールを回転駆動することにより、例えば R, G, B 等の複数の色の照明光を、ライトガイド等を介して順に内視鏡の挿入部の先端部から被写体に照射するものがある。

【0005】

このような構成の内視鏡装置は、カラーホイールの回転周期によって R, G, B 等の各色の照明光の照射時間や照射周期 (照射タイミング) が決まる。そして、この決められた照射周期における照射時間内で、固体撮像素子の露光時間を調整して各色の画像信号を得ることにより、適切な明るさの内視鏡画像を得ることができる。

30

【0006】

しかし、固体撮像素子の撮像周期は、各色の照明光の照射周期に合わせる必要があり、固体撮像素子の撮像周期は、カラーホイールの回転周期によって決まってしまうことになるので、例えば観察部位が心臓近傍等の動きのある部位の場合、被写体が動いたり、観察部位の動きに起因して固体撮像素子を内蔵した内視鏡の挿入部の先端部が動いてしまい、モニタに表示される内視鏡画像に色ズレや画像ブレが発生してしまう虞がある。

つまり、各色の照明光の照射周期が、カラーホイールの一定の回転周期によって決まっているため、各色の照明光の照射周期の間隔が長いと、固体撮像素子の撮像周期も長くなり、例えば、R の照明光の露光時に対する G の照明光の露光時の、固体撮像素子が設けられた内視鏡の先端部と被写体との相対位置にずれが生じ、これにより、合成された 1 つの内視鏡画像における R と G との画像にずれが生じ、内視鏡画像に所謂色ズレが生じる虞がある。また、R, G, B の各照明光に応じた固体撮像素子の撮像周期や露光時間が長ければ長くなるほど、前記先端部の動きに起因して画像ブレも発生し易くなってしまふ。

40

【0007】

そこで、従来では、内視鏡画像に生じる色ズレや画像ブレを軽減するために、例えば、日本特開 2007 - 29746 号公報において提案された内視鏡装置がある。

【0008】

50

日本特開 2 0 0 7 - 2 9 7 4 6 号公報に記載の内視鏡装置は、被写体からの戻り光が明るく又は暗いといった観察状況に応じて、R、G、Bの各色の照明光を発光する3つのLEDの各々の点灯時間および各々の色の画像信号を得るための固体撮像素子の露光時間を、標準的な時間と、短い時間と、逆に長い時間と、を選択出来るようにするとともに、この選択に応じて、固体撮像素子による撮像周期およびR、G、Bの各色のLEDの点灯周期（点灯タイミング）を、標準的な周期と、短い周期と、逆に長い周期と、に変えるように制御することにより、観察状況に応じて最適な撮像周期による観察画像が得られるようにして、内視鏡画像の色ズレや画像ブレを低減している。

前記日本特開 2 0 0 7 - 2 9 7 4 6 号公報に記載の内視鏡は、例えば、CCDの撮像周期と、R、G、Bの各色のLEDの点灯周期とを、所定のタイミング信号に基づいて、垂直転送パルスに同期させると同時にその周期を短くしたり、長くしたりするように、CCDの撮像周期及びLEDの点灯周期の変更制御を行う必要がある。

【0009】

しかしながら、このように、CCDの撮像周期及びLEDの点灯周期の変更制御を行うために、CCDを駆動させるタイミング信号のためのクロック周波数を変更することは容易ではなく、このような変更制御が可能な内視鏡装置を構築しようとしても、回路構成が複雑になってしまい、結果として、システム全体が高価になってしまう。

【0010】

また、日本特開 2 0 0 7 - 2 9 7 4 6 号公報に記載の内視鏡装置では、固体撮像素子の撮像周期を予め決められた複数の周期からしか選択することができず、観察状況に応じて撮像周期の細かい制御が行えない。また、予め決められた周期の種類を増やすと、回路構成が複雑になってしまい、結果として、システム全体が高価になってしまう。

【0011】

そこで、本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、簡単な構成で、かつ安価で、明るく高品位な内視鏡画像を得ることのできる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の一態様の内視鏡装置は、観察部位の観察画像を得る撮像部と、単数または複数の発光素子を有し、前記観察部位を照射する照明光を出射する複数の照明部と、前記複数の照明部の駆動を制御する照明制御部と、を有する内視鏡装置であって、各々の前記照明部により前記観察部位に照射される光は、異なる色の光であるとともに、前記照明制御部は、前記複数の照明部の駆動時間が互いに重ならないように、前記撮像部の撮像周期内で前記複数の照明部を順次駆動するように制御し、前記撮像周期内において、二番目以降に駆動する前記照明部の前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、前記二番目以降に駆動する前記照明部よりも前に駆動している照明部の駆動タイミングを基準に駆動するように制御する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図2】図1の内視鏡装置の作用を説明するもので、インデックス信号、LED1、及びLED2のタイミングチャート

【図3】図1の内視鏡の挿入部先端部の変形例1の構成を示す構成図

【図4】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置の作用を説明するためのタイミングチャート

【図5】変形例2における内視鏡装置の制御例を示すタイミングチャート

【図6】開示例1における光源ユニットの構成を示す模式図

【図7】図6のLED1が故障したときの動作状態を示す模式図

【図8】開示例2における光源ユニットの構成を示す模式図

【図9】図8のLED1が故障したときの動作状態を示す模式図

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0014】**

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0015】**(第1の実施形態)**

図1は、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

図1に示す内視鏡装置1は、体腔内に挿入し、観察部位を観察する電子内視鏡(以下、内視鏡と称す)2と、この内視鏡2に通常光及び特殊光を供給する光源装置3と、内視鏡2により撮像された画像信号を信号処理してモニタ4に表示させるプロセッサ5と、を備えて構成される。

10

【0016】

内視鏡2は、体腔内に挿入する挿入部2Aの先端部2Bに設けられた固体撮像素子であるCCD等の固体撮像素子(以下、CCDと称す)7と、先端部2BのCCD7の前方に配設された対物レンズ系8と、挿入部2Aの先端部2Bへ観察照明光を導くライトガイド9と、内視鏡2の操作を行う操作部に設けられた操作スイッチ(図示せず)と、光源装置3に接続するためのコネクタ部10と、プロセッサ5に接続するための電気コネクタ部11と、を有する。

【0017】

内視鏡装置1は、通常光による通常光観察と、特殊光による特殊光観察、ここでは狭帯域光による狭帯域光観察(Narrow Band Imaging: NBI)とが可能である。

20

【0018】

内視鏡2は、内視鏡画像の形成に必要なとなる複数色の受光側カラーフィルタ7aをCCD7の複数の受光素子の前面に規則性を持ち配置している。

受光側カラーフィルタ7aは、補色系のカラーフィルタであり、各色の受光側カラーフィルタ7aを透過した戻り光の光量の差分を用いて、各色の画像信号を得る。

【0019】

なお、受光側カラーフィルタ7aは、補色系に限らず、例えばR, G, B等の通常光用受光側カラーフィルタと、特殊光での内視鏡画像を形成するために必要となる少なくとも1つの特殊光用受光側カラーフィルタと、を所定の規則性を持ち配設し、各色の画像信号を得てもよく、また、通常光用受光側カラーフィルタが特殊光用受光側カラーフィルタを兼ねても構わない。

30

光源装置3と、プロセッサ5も、それぞれ複数の観察モードを有し、特に、通常光と、特殊光の両方の観察モードに対応しており、内視鏡2と組み合わせて、内視鏡装置1は、通常光観察と特殊光観察を行うことができる。

【0020】

プロセッサ5は、内視鏡装置1の全体のタイミングを制御するためのタイミングジェネレータ12と、内視鏡2のCCD7を駆動するCCDドライバ13と、CCD7からの画像信号を処理する画像処理部14と、内視鏡装置1全体を制御する制御部15と、キーボード、フロントパネル等の入力及び表示手段(図示せず)と、を有する。

40

【0021】

タイミングジェネレータ12は、CCD7により撮像するタイミング信号であるインデックス信号を生成して制御部15に供給し、制御部15は、このインデックス信号に基づき、CCDドライバ13を制御してCCD7を駆動させる。

なお、インデックス信号は、CCD7の撮像周期S(図2参照)毎の撮像開始タイミング信号、すなわち、CCD7による露光期間に同期している基準信号であって、例えば、内視鏡画像の1フィールド及び1フレームに1回の周期で発生する垂直同期信号である。勿論、インデックス信号は、前記垂直同期信号に限定されるものではなく、他の手段で生成される同様な基準信号を用いても良い。

画像処理部14は、CCD7からの画像信号を処理してモニタ4に出力する。これによ

50

り、内視鏡画像はモニタ４に表示される。

また、画像処理部１４には、明るさ検知部１４ａが設けられている。この明るさ検知部１４ａは、以前の撮像周期における画像信号を基に、内視鏡画像の明るさを判定し、その検知結果を制御部１５に出力する。

【００２２】

制御部１５は、インデックス信号に基づいてＣＣＤドライバ１３を制御してＣＣＤ７を駆動させる。また、制御部１５は、画像処理部１４による信号処理を制御して、得られた内視鏡画像をモニタ４に表示させる。

【００２３】

また、制御部１５は、信号ケーブル６を介して光源装置３の後述するＬＥＤ制御部１７との間で通信を行い、各種データのやり取りを行っている。

本実施形態において、制御部１５は、明るさ検知部１４ａからの明るさ検知結果と、タイミングジェネレータ１２からのインデックス信号とを、光源装置３のＬＥＤ制御部１７に出力する。

なお、明るさの検知結果は、制御部１５を介さず、画像処理部１４からＬＥＤ制御部１７へ直接出力されてもよい。

【００２４】

また、本実施形態においては、タイミングジェネレータ１２とＣＣＤドライバ１３と画像処理部１４と制御部１５とを、別々の構成としているが、例えばＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）等により、一部または全てを１つの構成としても良い。

【００２５】

光源装置３は、光源ユニット１６と、この光源ユニット１６を制御するＬＥＤ制御部１７と、を有して構成される。

光源ユニット１６は、単数または複数の発光素子を有する複数の照明部であるＬＥＤ１、ＬＥＤ２と、光学フィルタ１８と、光学フィルタ１８からの照明光をライトガイド９の端面に照射するためのレンズ１９と、を有する。

なお、本実施形態では、発光素子をＬＥＤとしているが、これに限らず、レーザダイオードや有機ＥＬ等でもよい。

【００２６】

ＬＥＤ１は、例えば、白色に発光するＬＥＤであり、ＬＥＤ２は、例えば、バイオレット（Ｖ）色に発光するＬＥＤである。すなわち、本実施形態の内視鏡装置１は、狭帯域光観察などの特殊光観察を行うために、複数の照明部として前記２つのＬＥＤ１、ＬＥＤ２が設けられている。

なお、複数の照明部は、前記２つのＬＥＤ１、ＬＥＤ２に限定されるものではなく、例えば、必要な発光色が得られるように３つ以上のＬＥＤを設けて構成しても良い。

【００２７】

光学フィルタ１８は、ＬＥＤ１からの白色光を緑（Ｇ）色に変換してレンズ１９へと照射するとともに、ＬＥＤ２からのバイオレット光を反射してレンズ１９へと照射する光学特性を有する。

【００２８】

すなわち、本実施形態の内視鏡装置１は、狭帯域光観察などの特殊光観察を行うのに必要な緑（Ｇ）色光とバイオレット光を得るために、複数の照明部として前記２つのＬＥＤ１、ＬＥＤ２と光学フィルタ１８が設けられている。

【００２９】

また、この光学フィルタ１８は、軸１８ａを支点として、ＬＥＤ１からの光の光路中から待避するように回動可能に構成されている。

つまり、図１中の内視鏡装置１において、光学フィルタ１８の配置位置は、狭帯域光観察などの特殊光観察を行う状態を示している。

一方、白色光の通常光による通常光観察を行う場合には、内視鏡２の図示しない操作部による操作によって、通常光観察モードに切り替えたとすると、プロセッサ５の制御部１

10

20

30

40

50

5 は、この通常光観察モード実行のための制御信号を光源装置 3 の L E D 制御部 1 7 に出力する。そしてこの制御信号を受信した L E D 制御部 1 7 は、光学フィルタ 1 8 に駆動力を与える図示しない駆動部を制御することにより、光学フィルタ 1 8 が、L E D 1 の光路中から待避する位置（図 1 中の破線に示す位置）に配置される。これにより、L E D 1 のみからの白色光がレンズ 1 9 へと照射されることにより、通常光観察を行うのに必要な白色光を得ている。

【 0 0 3 0 】

レンズ 1 9 は、入射光をライトガイド 9 の端面に照射する。これにより、光源ユニット 1 6 からの照明光は、ライトガイド 9 により内視鏡 2 の先端部 2 B へと伝達され、照明光が被写体に照射される。

10

【 0 0 3 1 】

照明制御部である L E D 制御部 1 7 は、プロセッサ 5 の明るさ検知部 1 4 a による明るさ検知結果と、タイミングジェネレータ 1 2 からのインデックス信号とに基づいて、光学ユニット 1 6 の L E D 1、L E D 2 の点灯制御を行う。また、L E D 制御部 1 7 は、前記制御部 1 5 からの制御信号に基づいて、光学フィルタ 1 8 が通常光観察又は特殊光観察に応じた位置に配置されるように図示しない駆動部を制御する。

【 0 0 3 2 】

なお、本実施形態では、内視鏡装置 1 の光源ユニット 1 6 の制御は、L E D 制御部 1 7 によって行われるように説明したが、プロセッサ 5 の制御部 1 5 と光源装置 3 の L E D 制御部 1 7 は、例えば F P G A (Field Programmable Gate Array) 等により構成しても良い。

20

【 0 0 3 3 】

本実施形態の内視鏡装置 1 において、通常光観察を行う際は、L E D 制御部 1 7 は、L E D 2 を点灯させず、C C D 7 の撮像周期ごとの撮像開始タイミング信号であるインデックス信号を基に、L E D 1 の駆動を行うとともに、前記撮像周期内の露光量を調整するために、L E D 1 の駆動時間を可変に制御する。

【 0 0 3 4 】

すなわち、L E D 制御部 1 7 は、例えば、1 つの撮像周期における標準的な明るさを記憶しており、この明るさと、前フィールドまたは前フレームの明るさである明るさ検知結果との差に基づいて、L E D 1 の点灯期間を算出し駆動させる。

30

【 0 0 3 5 】

これにより、被写体に通常光である白色光が照射され、その照射光の戻り光を C C D 7 が 1 つの撮像周期として露光する。そして、C C D 7 は、受光側カラーフィルタ 7 a を通過した戻り光を基に光電変換し、1 つの撮像周期における各色の画像信号を得る。そして各色の画像信号を合成し、1 つの画像周期における通常光観察の内視鏡画像を得る。

【 0 0 3 6 】

次に、本実施形態の内視鏡装置 1 において、特殊光観察を行う際は、L E D 制御部 1 7 は、C C D 7 の撮像周期ごとの撮像開始タイミング信号であるインデックス信号を基に、L E D 1 と L E D 2 の駆動時間が互いに重ならないように、かつ前記撮像周期内で 2 つの L E D 1 と L E D 2 の駆動を連続して順次行うとともに、前記撮像周期内の露光量を調整するために、前記 2 つの L E D 1、L E D 2 の駆動時間を可変に制御し、前記撮像周期内において、二番目以降に駆動する L E D 2 の前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、その前に駆動している L E D 1 の駆動タイミングを基準に駆動させるように制御する。

40

【 0 0 3 7 】

この場合、L E D 制御部 1 7 は、前記撮像周期内において、前記二番以降に駆動する L E D 2 の、前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、その前に駆動している L E D 1 の駆動停止タイミングと略同時に駆動させるように制御する。

すなわち、内視鏡装置 1 は、複数の観察モードを有し、複数の L E D は、ユーザにより指定あるいは選択された観察モードに応じて、各 L E D の点灯と非点灯が制御される。

50

【 0 0 3 8 】

このようなＬＥＤ制御部１７によるＬＥＤ１、ＬＥＤ２の点灯制御例について、図１及び図２を用いて説明する。

図２は、図１の内視鏡装置の作用を説明するためのタイミングチャートであり、図２（ａ）はインデックス信号、図２（ｂ）はＬＥＤ１の駆動信号、図２（ｃ）はＬＥＤ２の駆動信号をそれぞれ示している。なお、図２中“Ｈｉｇｈ”レベルは信号のオン状態を示し、“Ｌｏｗ”レベルは信号のオフ状態を示す。

【 0 0 3 9 】

いま、図１に示す内視鏡装置１の電源投入後、挿入部２Ａを体腔内に挿入し、体腔内の観察部位の、狭帯域光による特殊光観察を行うものとする。

このとき、本実施形態の内視鏡装置１は、図２に示すようなタイミングで、光源装置３の光源ユニット１６の点灯制御を行う。

【 0 0 4 0 】

すなわち、プロセッサ５のタイミングジェネレータ１２から図２（ａ）に示すようなタイミングのインデックス信号と、明るさ検知部１４ａからの明るさ検知結果とが光源装置３のＬＥＤ制御部１７に供給されると、ＬＥＤ制御部１７は、まず、撮像開始タイミング信号であるインデックス信号によって決まるＣＣＤ７の撮像周期Ｓ内（時刻 t_0 ～時刻 t_s の間の示す期間内）において、明るさ検知結果に基づき、ＬＥＤ１、及びＬＥＤ２の各点灯期間 T_1 、 T_2 を算出する。

【 0 0 4 1 】

この場合、ＬＥＤ制御部１７は、例えば、１つの撮像周期における標準的な明るさを記憶しており、この明るさと、前フィールドまたは前フレームの明るさである明るさ検知結果との差に基づいて、ＬＥＤ１の点灯期間 T_1 と、ＬＥＤ２の点灯期間 T_2 とを算出する。すなわち、ＬＥＤ制御部１７は、１つの撮像周期における所定の明るさと、当該撮像周期よりも一つ前の撮像周期におけるフィールド又はフレームの明るさとの差に基づいて、各照明部の駆動時間を算出する。

【 0 0 4 2 】

そして、各ＬＥＤ１、２の点灯期間 T_1 、 T_2 を決定すると、ＬＥＤ制御部１７は、図２（ａ）に示すインデックス信号が“Ｈｉｇｈ”レベルになった時刻 t_0 において、ＬＥＤ１を発光させる（図２（ｂ）参照）。すると、ＬＥＤ１により発光した白色光は、光学フィルタ１８により緑（Ｇ）色光に変換された後、レンズ１９によりライトガイド９の端面に入射される。

【 0 0 4 3 】

その後、ＬＥＤ１の点灯期間 T_1 の経過後、即ち、時刻 t_1 において、ＬＥＤ制御部１７は、ＬＥＤ１の点灯を消灯させると同時に、ＬＥＤ２を点灯させるように制御する（図２（ａ）、図２（ｂ）参照）。このＬＥＤ２の点灯タイミングの制御は、ＬＥＤ１の点灯時間を基準として行っても、ＬＥＤ１を消灯させることを基準として行っても良い。

【 0 0 4 4 】

すなわち、ＬＥＤ１の点灯許可期間内（時刻 t_0 ～時刻 t_s ）であっても、ＬＥＤ１の消灯と同時に、ＬＥＤ２が点灯することになる。

すると、時刻 t_1 において、ＬＥＤ２により出射されたバイオレット光は、光学フィルタ１８により反射された後、レンズ１９によりライトガイド９の端面に入射される。このＬＥＤ２の点灯は、算出された点灯期間 T_2 の間、即ち、時刻 t_2 まで行われることになる。

【 0 0 4 5 】

これにより、ＣＣＤ７の１つの撮像周期内において、被写体に特殊光である緑（Ｇ）色光とバイオレット光とが順次照射される。その照射光の戻り光をＣＣＤ７が１つの撮像周期内で１回の露光期間内で露光する。ＣＣＤ７は、受光側カラーフィルタ７ａを通過した光を光電変換し、１つの撮像周期における各色の画像信号を得る。そして各色の画像信号を合成し、１つの撮像周期における特殊光観察の内視鏡画像を得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

なお、本実施形態では、LED 1 の消灯と LED 2 の点灯は、時刻 t_1 において、タイムラグがない状態で切り替わるように説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、プロセッサ 5 の CCD ドライバ 13 の動作能力に応じてタイムラグが生じても良い。但し、内視鏡画像の色ズレや画像ブレの軽減を考慮すると、極力タイムラグの発生を無くすように構成することが望ましい。

【 0 0 4 7 】

また、本実施形態では、LED 2 の点灯タイミングを、LED 1 の点灯時間 T_1 または消灯タイミング t_1 を基準とし制御しているが、これに限らず、例えば図 1 にあるように、LED 1 から出射される光を検知する光センサ 20 により、LED 1 の消灯を検知し、この検知結果を基に、LED 2 の点灯タイミングを制御しても良い。すなわち、LED 1 の停止のタイミングが、その前に駆動している LED 1 から出射される光を検知する光センサの検知結果に基づいて、検知されるようにして、LED 2 の点灯タイミングを制御しても良い。

【 0 0 4 8 】

従って、このような LED 制御部 17 の LED 1、LED 2 の点灯制御を行うことにより、図 2 (b) 及び図 2 (c) に示すように、CCD 7 の露光期間は、点灯期間 T_1 + 点灯期間 T_2 となり、CCD 7 の撮像周期期間 S (図 2 (a) 参照) 内における複数の色の露光期間の間隔を短くすることができる。

【 0 0 4 9 】

このため、特に、動きが速い心臓に近い部位の臓器等の観察部位を観察している際に、その観察部位の動きに起因して CCD 7 を内蔵した先端部 2 B が動いてしまっても、CCD 7 の撮像周期期間 S (図 2 (a) 参照) 内における複数の LED の点灯期間の間隔が短く、もしくはほとんど無いので、モニタ 4 に表示される内視鏡画像に発生する画像ブレを軽減することができる。

【 0 0 5 0 】

また、CCD 7 の撮像周期期間 S (図 2 (a) 参照) 内において、LED 1 の消灯と LED 2 の点灯との間のタイムラグがなく、タイムラグが生じたとしても短い時間に行うことができるので、特に、動きが速い心臓に近い部位の臓器等の観察部位を観察している際に、その観察部位の動きに起因して CCD 7 を内蔵した先端部 2 B が動いてしまっても、モニタ 4 に表示される内視鏡画像に発生する色ズレを軽減することができる。

【 0 0 5 1 】

ところで、特殊光観察モードにおいて、緑 (G) 色の照明光は、LED 1 からの白色光を光学フィルタ 18 を透過させ変換しており、この変換により光量のロスが生じる。よって、明るい緑 (G) 色の照明光を得るためには、LED 1 を高出力で駆動させる必要がある。本実施形態においては、複数の LED の駆動時間が互いに重ならないように、1 つの撮像周期内で前記複数の照明部を順次点灯させることにより、LED を同時に高出力で駆動させるより、LED を駆動させるための電源に大きな負荷がかからず、電源の大型化や回路の複雑化を防ぐことができる。

従って、第 1 の実施形態によれば、簡単な構成で、かつ安価で、明るく高品位な内視鏡画像を得ることのできる内視鏡装置 1 を実現することができる。

【 0 0 5 2 】

なお、本実施形態において、複数の照明部は、前記 2 つの LED 1、LED 2 に限定し、通常光観察モードと特殊光観察モードとを切り換える構成としたが、例えば、R、G、B の各色光を発する 3 つの LED を設けて構成し、上記の特殊光観察モードと同様に、LED 制御部 17 によって 1 つの撮像周期内で R、G、B 各色の LED を順次点灯させる様に点灯制御を行い、通常光観察を行える構成としてもよい。また、図 3 の変形例 1 に示すように、内視鏡 2 の先端部 2 B 内に、R、G、B の各色光を発光する 3 つの LED 16 a ~ 16 c を設けて構成し、前記同様に LED 制御部 17 によって点灯制御を行っても良い。この場合も、前記第 1 の実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 0 5 3 】

(第 2 の実施形態)

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡装置の作用を説明するためのタイミングチャートであり、図 5 は、変形例 2 における内視鏡装置の制御例を示すタイミングチャートである。

【 0 0 5 4 】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、前記第 1 の実施形態と同様の構成であるが、光源装置 3 の特殊光観察モードにおける L E D 制御部 1 7 の制御方法が前記第 1 の実施形態とは異なる。

即ち、本実施形態の内視鏡装置 1 において、L E D 制御部 1 7 は、複数の照明部の少なくとも 2 つを、撮像周期期間 S 内において複数回駆動させるように制御する。

10

【 0 0 5 5 】

具体的には、L E D 制御部 1 7 は、図 4 に示すように、予め明るさ検知結果に基づいて算出した L E D 1 の点灯期間 T 1 と、L E D 2 の点灯期間 T 2 とを夫々均等に分割し、分割した点灯期間 T 1 a ~ T 1 g、点灯期間 T 2 a ~ T 2 g を求める。

【 0 0 5 6 】

すなわち、均等に分割した点灯期間 T 1 a ~ T 1 g を全て加算すると、前記第 1 の実施形態で求めた点灯期間 T 1 (図 3 参照) となる。また、均等に分割した点灯期間 T 2 a ~ T 2 g を全て加算すると、前記第 1 の実施形態で求めた点灯期間 T 2 (図 3 参照) となる。

20

【 0 0 5 7 】

そして、L E D 制御部 1 7 は、前記第 1 の実施形態と同様に、図 4 (a) に示すインデックス信号が “ H i g h ” レベルになった時刻 t o において、L E D 1 を点灯させる (図 4 (b) 参照) 。

【 0 0 5 8 】

その後、L E D 制御部 1 7 は、図 4 (a) 及び図 4 (b) に示すように、L E D 1 の点灯期間 T 1 a の経過後、即ち、時刻 t 1 において、L E D 1 の点灯を消灯させると同時に、L E D 2 を点灯させるように制御する。

【 0 0 5 9 】

そして、L E D 制御部 1 7 は、L E D 2 の点灯期間 T 2 a の経過後、即ち、時刻 t 2 において、L E D 2 の点灯を消灯させると同時に、L E D 1 を点灯させるように制御する。

30

以降、同様に L E D 制御部 1 7 は、点灯期間 T 1 g と点灯期間 T 2 g とによる点灯が完了するまで、各点灯期間に対応するように L E D 1 と L E D 2 とを交互に点灯させるように制御する。すなわち、L E D 制御部 1 7 は、複数の L E D のそれぞれの駆動時間を均等に分割した点灯時間だけ、各 L E D が交互に点灯するように、複数の L E D を複数回駆動させる。

【 0 0 6 0 】

これにより、L E D 1 と L E D 2 の 1 回の点灯期間を短縮することができるとともに、L E D 1 の消灯タイミングと L E D 2 の点灯タイミングとの間にタイムラグが発生しない。

40

従って、第 2 の実施形態の内視鏡装置 1 においても、前記第 1 の実施形態と同様に、内視鏡画像の色ズレ及び画像ブレの発生を軽減することができる。

なお、本実施形態の内視鏡装置 1 は、図 5 の変形例 2 に示すように、撮像周期内における L E D 1 の総点灯時間 T 1 および L E D 2 の総点灯時間 T 2 の各点灯期間を、所定の回数で均等に分割したが、これに限らず、任意の期間で分割し、その分割した点灯期間に対応するように L E D 1、L E D の点灯制御を行っても良い。すなわち、L E D 制御部 1 7 は、2 つの L E D の駆動時間のそれぞれを所定の期間で分割した点灯時間だけ、2 つの L E D が交互に点灯するように、複数の L E D を複数回駆動させる。

【 0 0 6 1 】

具体的には、L E D 制御部 1 7 は、図 5 に示すように、予め明るさ検知結果に基づいて

50

算出したＬＥＤ１の点灯期間Ｔ１と、ＬＥＤ２の点灯期間Ｔ２とを夫々任意の値で分割し、分割した点灯期間Ｔ１ａ、Ｔ１ｂ、Ｔ１ｃと、点灯期間Ｔ２ａ、Ｔ２ｂ、Ｔ２ｃを求める。

【００６２】

この場合、点灯期間Ｔ１ａ、Ｔ１ｂは同じ値とし、点灯期間Ｔ１からこれら点灯期間Ｔ１ａ、Ｔ１ｂを引いた残りの点灯期間を点灯期間Ｔ１ｃとしている。また、点灯期間Ｔ２ａ、Ｔ２ｂについても同じ値とし、点灯期間Ｔ２からこれら点灯期間Ｔ２ａ、Ｔ２ｂを引いた残りの点灯期間を点灯期間Ｔ２ｃとしている。

【００６３】

すなわち、任意の値で分割した点灯期間Ｔ１ａ、Ｔ１ｂ、Ｔ１ｃを全て加算すると、前記第１の実施形態で求めた点灯期間Ｔ１（図３参照）となる。また、任意の値で分割した点灯期間Ｔ２ａ、Ｔ２ｂ、Ｔ２ｃを全て加算すると、前記第１の実施形態で求めた点灯期間Ｔ２（図３参照）となる。

10

【００６４】

そして、ＬＥＤ制御部１７は、前記第２の実施形態と同様に、図５（ａ）に示すインデックス信号が“High”レベルになった時刻ｔ０において、ＬＥＤ１を点灯させる（図５（ｂ）参照）。

【００６５】

その後、ＬＥＤ制御部１７は、図５（ａ）及び図５（ｂ）に示すように、ＬＥＤ１の点灯期間Ｔ１ａの経過後、即ち、時刻ｔ１において、ＬＥＤ１の点灯を消灯させると同時に、ＬＥＤ２を点灯させるように制御する。

20

【００６６】

そして、ＬＥＤ制御部１７は、ＬＥＤ２の点灯期間Ｔ２ａの経過後、即ち、時刻ｔ２において、ＬＥＤ２を消灯させると同時に、ＬＥＤ１を点灯させるように制御する。

その後、ＬＥＤ制御部１７は、ＬＥＤ１の点灯期間Ｔ１ｂの経過後、即ち、時刻ｔ３において、ＬＥＤ１を消灯させると同時に、ＬＥＤ２を点灯させるように制御する。

【００６７】

そして、ＬＥＤ制御部１７は、ＬＥＤ２の点灯期間Ｔ２ｂの経過後、即ち、時刻ｔ４において、ＬＥＤ２を消灯させると同時に、ＬＥＤ１を点灯させるように制御する。

その後、ＬＥＤ制御部１７は、ＬＥＤ１の点灯期間Ｔ１ｃの経過後、時刻ｔ５において、ＬＥＤ１を消灯させた後、時刻ｔ６～ｔ７の間に示す残りの点灯期間Ｔ２ｃ内においてＬＥＤ２を点灯させるように制御する。

30

【００６８】

従って、変形例２によれば、各点灯期間を所定の回数で均等に分割しなくても、複数のＬＥＤの点灯期間の間隔を短縮でき、ＬＥＤ１の点灯とＬＥＤ２の点灯の間にタイムラグも発生しないので、前記第２の実施形態と同様に、内視鏡画像の色ズレ及びブレの発生を軽減することができる。

【００６９】

なお、第１及び第２の実施形態では、内視鏡装置１の光源ユニット１６の制御は、ＬＥＤ制御部１７によって行われるように説明したが、プロセッサ５の制御部１５によって行うように構成してもよい。あるいは、プロセッサ５の制御部１５と光源装置３のＬＥＤ制御部１７とを１つの制御部として構成して、光源ユニット１６の制御を行うように構成してもよい。

40

【００７０】

ところで、本発明の内視鏡装置１は、通常光観察と狭帯域光観察の特殊光観察との両方を行うために、２つのＬＥＤ１、ＬＥＤ２を設けて構成したが、観察の最中に、仮にいずれか一方のＬＥＤが故障した場合でも、挿入部２Ａを体腔内から抜去する等に必要な照明光を確保することができる。このような構成を図６～図９に開示する。

【００７１】

（開示例１）

50

図 6 は、開示例 1 における光源ユニットの構成を示す模式図、図 7 は、図 6 の L E D 1 が故障したときの動作状態を示す模式図である。

【 0 0 7 2 】

図 6 に示す光源装置 3 の光源ユニット 1 6 は、略前記第 1 の実施形態と同様である。即ち、光源ユニット 1 6 は、狭帯域光観察等の特殊光観察を行う場合には、図 6 に示すように配置された光学フィルタ 1 8 によって、L E D 1 からの白色光を緑 (G) 色に変換してレンズ 1 9 へと照射するとともに、L E D 2 からのバイオレット光を反射してレンズ 1 9 へと照射する。これにより、特殊光観察を行うのに必要な緑 (G) 色光とバイオレット光を得ている。

【 0 0 7 3 】

一方、通常光観察を行う場合には、光源ユニット 1 6 は、光学フィルタ 1 8 が、L E D 1 の光路中から待避する位置 (図 6 中の破線に示す位置) に配置されることにより、L E D 1 のみからの白色光をレンズ 1 9 へと照射する。これにより、通常光観察を行うのに必要な白色光を得ている。

【 0 0 7 4 】

ここで、観察中に、例えば L E D 1 が故障して白色光、或いは緑 (G) 色光の照明光が得られなくなったとしても、光学フィルタ 1 8 が図 7 に示すような位置に配置させることにより、本例の内視鏡装置 1 では、少なくとも狭帯域光観察で用いられるバイオレット光のみを先端部 2 B から照射することができる。

これにより、バイオレット光のみではあるが先端部 2 B から被写体に照射することができるので、挿入部 2 A を体腔内から抜去する等に必要な照明光を確保することができる。

【 0 0 7 5 】

(開示例 2)

図 8 は、開示例 2 における光源ユニットの構成を示す模式図、図 9 は、図 8 の L E D 1 が故障したときの動作状態を示す模式図である。

【 0 0 7 6 】

図 8 に示す光源装置 3 の光源ユニット 1 6 A は、前記開示例 1 と略同様であるが、L E D 1 が故障した場合でも、バイオレット光ではなく、白色光を得るように構成したことが異なる。

【 0 0 7 7 】

具体的には、光源ユニット 1 6 A は、図 8 に示すように、光学フィルタ 1 8 から反射する L E D 2 からのバイオレット光の光路中に配置可能に移動できる蛍光フィルタ 3 0 を設けている。

【 0 0 7 8 】

この蛍光フィルタ 3 0 は、L E D 1 の故障時には、図 9 に示すように、光学フィルタ 1 8 から反射された、L E D 2 からのバイオレット光の光路中に配置されて、取り込まれたバイオレット光を白色光に変換して出射する光学特性を有している。

つまり、この蛍光フィルタ 3 0 は、通常光観察、又は特殊光観察を行う場合には、図 8 に示すように、L E D 2 の光路中から待避する位置に配置されている。

【 0 0 7 9 】

一方、手技中に、例えば L E D 1 が故障して白色光、或いは緑 (G) 色光の照明光が得られなくなった場合には、図 9 に示すように、蛍光フィルタ 3 0 は、図示しない駆動手段により、光学フィルタ 1 8 から反射された、L E D 2 からのバイオレット光の光路中に配置される。

【 0 0 8 0 】

これにより、蛍光フィルタ 3 0 によって、取り込まれたバイオレット光を白色光に変換してレンズ 1 9 へと照射することができる。したがって、開示例 1 におけるバイオレット光ではなく、白色光を先端部 2 B から照射することができるので、通常光観察を行う場合と同様の通常光である白色光を確保することができ、よって、手技を中断することなく、継続して行うことができる。

10

20

30

40

50

以上のように、上述した実施形態の内視鏡装置によれば、簡単な構成で、かつ安価で、明るく高品位な内視鏡画像を得ることができる。

【 0 0 8 1 】

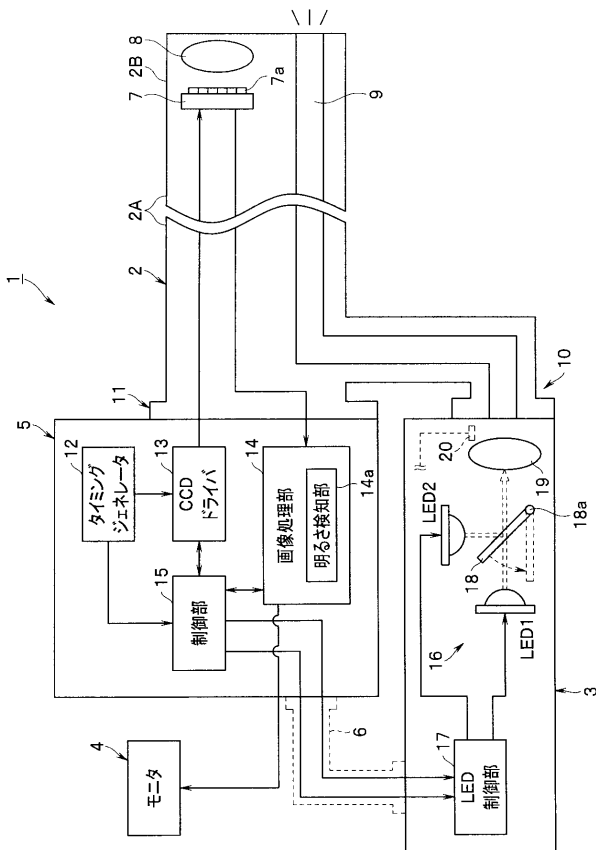
本発明は、上述した実施形態及び変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 0 8 2 】

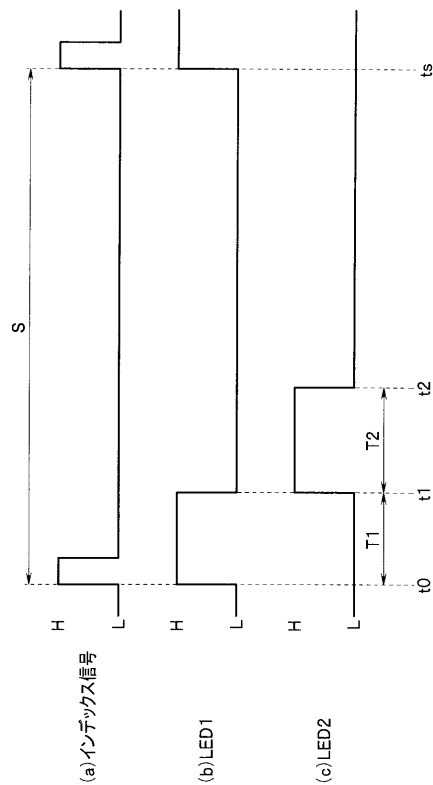
本出願は、2012年2月17日に日本国に出願された特願2012-32902号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

10

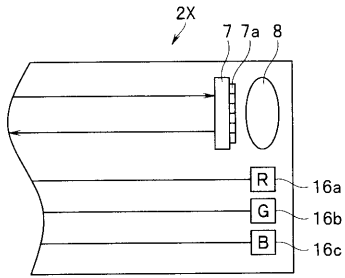
【 図 1 】



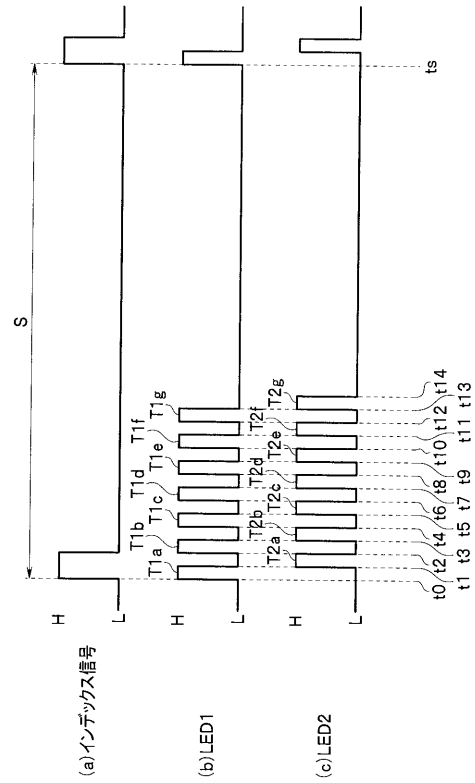
【 図 2 】



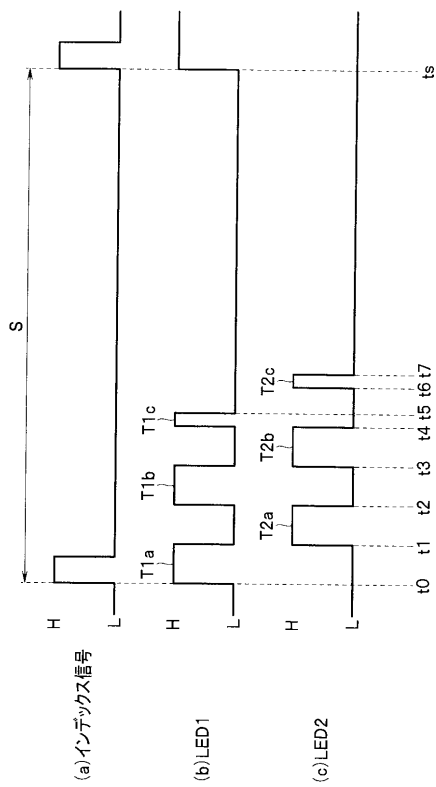
【図 3】



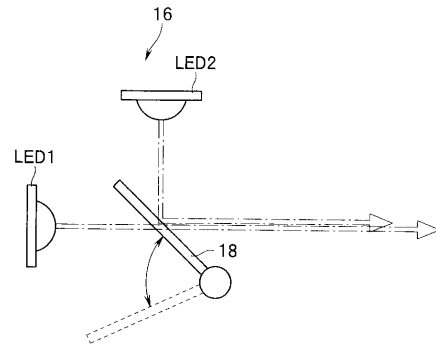
【図 4】



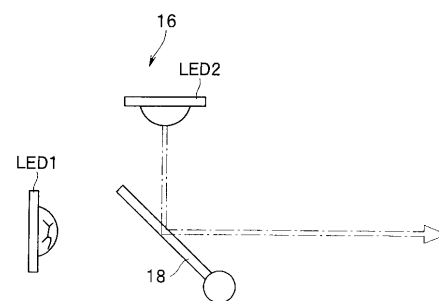
【図 5】



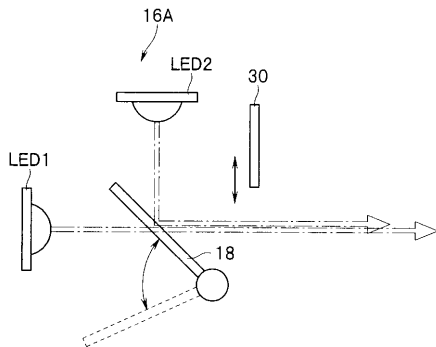
【図 6】



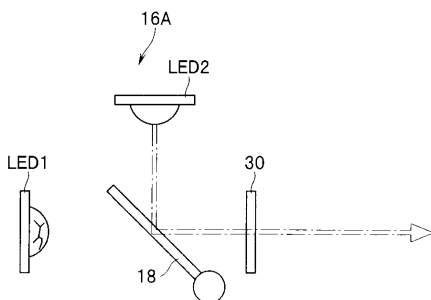
【図 7】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成25年7月23日 (2013.7.23)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 1 2

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、所定の周期でインデックス信号を出力するタイミングジェネレータと、前記インデックス信号に基づいて、前記所定の周期毎に観察部位を撮像するように駆動される撮像部と、単数または複数の発光素子を有し、前記観察部位を照射する照明光を出射する複数の照明部と、前記複数の照明部の駆動を制御する照明制御部と、を有する内視鏡装置であって、各々の前記照明部により前記観察部位に照射される光は、異なる色の光であるとともに、前記照明制御部は、前記インデックス信号が入力されてから次のインデックス信号が入力されるまでの期間である1つの撮像周期内で、前記複数の照明部の駆動時間が互いに重ならないように、前記複数の照明部を順次駆動するように制御し、前記撮像周期内において、二番目以降に駆動する前記照明部の前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、前記二番目以降に駆動する前記照明部よりも前に駆動している照明部の駆動タイミングを基準に駆動するように制御する。

【 手続補正 2 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【請求項 1】

所定の周期でインデックス信号を出力するタイミングジェネレータと、
前記インデックス信号に基づいて、前記所定の周期毎に観察部位を撮像するように駆動
される撮像部と、

単数または複数の発光素子を有し、前記観察部位を照射する照明光を出射する複数の照明部と、

前記複数の照明部の駆動を制御する照明制御部と、

を有する内視鏡装置であって、

各々の前記照明部により前記観察部位に照射される光は、異なる色の光であるとともに

、

前記照明制御部は、前記インデックス信号が入力されてから次のインデックス信号が入
力されるまでの期間である 1 つの撮像周期内で、前記複数の照明部の駆動時間が互いに重
ならないように、前記複数の照明部を順次駆動するように制御し、前記撮像周期内におい
て、二番目以降に駆動する前記照明部の前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を
、前記二番目以降に駆動する前記照明部よりも前に駆動している照明部の駆動タイミング
を基準に駆動するように制御することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像部は、複数の受光素子の前面に複数色の受光側カラーフィルタが設けられた固体撮像素子からなることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明制御部は、前記撮像周期内において、前記二番目以降に駆動する前記照明部の、前記撮像周期内における少なくとも最初の駆動を、その前に駆動している照明部の駆動停止タイミングと略同時に駆動させることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記照明制御部は、前記複数の照明部の少なくとも 2 つを、前記撮像周期内において複数回駆動させることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記照明制御部は、前記撮像周期ごとの露光量を調整するために、前記撮像周期内の前記複数の照明部の駆動時間を可変に制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記照明制御部は、前記撮像部により得られた観察画像の 1 フィールド又は 1 フレームの明るさに基づいて、前記複数の照明部の駆動時間を可変に制御することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記照明制御部は、1 つの撮像周期における所定の明るさと、前記撮像周期よりも一つ前の撮像周期におけるフィールド又はフレームの明るさとの差に基づいて、前記複数の照明部の駆動時間を算出することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照明部の停止のタイミングは、前記その前に駆動している照明部から出射される光を検知する光センサの検知結果に基づいて、検知されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記照明制御部は、前記少なくとも 2 つの照明部の駆動時間のそれぞれを均等に分割した点灯時間だけ、前記少なくとも 2 つの照明部が交互に点灯するように、前記複数の照明部を前記複数回駆動させることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記照明制御部は、前記少なくとも 2 つの照明部の駆動時間のそれぞれを所定の期間で分割した点灯時間だけ、前記少なくとも 2 つの照明部が交互に点灯するように、前記複数の照明部を前記複数回駆動させることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 1】

前記内視鏡装置は、複数の観察モードを有し、

前記複数の照明部は、前記観察モードに応じて、各照明部の点灯と非点灯が制御されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 2】

前記インデックス信号は、前記所定の周期として前記観察部位の画像の 1 フレームまたは 1 フィールドに 1 回の周期で発生する垂直同期信号であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成25年11月11日(2013.11.11)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 2】

本発明の一態様の内視鏡装置は、所定の周期でインデックス信号を出力するタイミングジェネレータと、複数の受光素子の前面に複数色のカラーフィルタが設けられた固体撮像素子を有し、前記インデックス信号が入力されてから次の前記インデックス信号が入力されるまでの期間である撮像周期毎に観察部位を撮像するように駆動される撮像部と、前記観察部位を照射する第 1 の照明光を出射する第 1 の発光素子と、前記観察部位を照射する前記第 1 の照明光とは色が異なる第 2 の照明光を出射する第 2 の発光素子と、1 つの前記撮像周期内において、前記第 1 の照明光が前記観察部位に照射されるように前記第 1 の発光素子を駆動するとともに、前記第 1 の照明光の照射が終了したタイミングを基準として前記第 2 の照明光による前記観察部位の照射が開始されるように前記第 2 の発光素子を駆動する照明制御部と、前記第 1 及び第 2 の照明光で照明され、前記複数色のカラーフィルタを通過した前記観察部位からの戻り光を前記受光素子で受光して得られる画像信号を、1 つの前記撮像周期内で得よう前記撮像部を制御する撮像制御部と、を具備する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の周期でインデックス信号を出力するタイミングジェネレータと、

複数の受光素子の前面に複数色のカラーフィルタが設けられた固体撮像素子を有し、前記インデックス信号が入力されてから次の前記インデックス信号が入力されるまでの期間である撮像周期毎に観察部位を撮像するように駆動される撮像部と、

前記観察部位を照射する第 1 の照明光を出射する第 1 の発光素子と、

前記観察部位を照射する前記第 1 の照明光とは色が異なる第 2 の照明光を出射する第 2 の発光素子と、

1 つの前記撮像周期内において、前記第 1 の照明光が前記観察部位に照射されるように前記第 1 の発光素子を駆動するとともに、前記第 1 の照明光の照射が終了したタイミングを基準として前記第 2 の照明光による前記観察部位の照射が開始されるように前記第 2 の発光素子を駆動する照明制御部と、

前記第 1 及び第 2 の照明光で照明され、前記複数色のカラーフィルタを通過した前記観察部位からの戻り光を前記受光素子で受光して得られる画像信号を、1 つの前記撮像周期内で得よう前記撮像部を制御する撮像制御部と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記照明制御部は、1つの前記撮像周期内において、前記第1の発光素子による前記第1の照明光の照射が終了するタイミングと、前記第2の発光素子による前記第2の照明光の照射が開始するタイミングとが略同時になるように前記第1及び第2の発光素子を駆動することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明制御部は、前記第1及び第2の発光素子を、前記撮像周期内において複数回駆動させることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記照明制御部は、1つの前記撮像周期ごとの露光量を調整するために、該1つの前記撮像周期内の前記第1及び第2の発光素子による照明時間を可変に制御することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記照明制御部は、前記撮像部により得られた観察画像の1フィールド又は1フレームの明るさに基づいて、前記第1及び第2の発光素子による照明時間を可変に制御することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記照明制御部は、1つの前記撮像周期において取得されるフィールドまたはフレームの明るさと、前記撮像周期よりも一つ前の撮像周期におけるフィールド又はフレームの明るさとの差に基づいて、前記第1及び第2の発光素子による照明時間を算出することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第1の発光素子の停止のタイミングは、前記第1の発光素子から出射される光を検知する光センサの検知結果に基づいて、検知されることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照明制御部は、前記第1及び第2の発光素子による照明時間のそれぞれを均等に分割した点灯時間だけ、前記第1及び第2の発光素子が交互に点灯するように前記複数回駆動させることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記照明制御部は、前記第1及び第2の発光素子による照明時間のそれぞれを所定の期間で分割した点灯時間だけ、前記第1及び第2の発光素子が交互に点灯するように前記複数回駆動させることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記内視鏡装置は、複数の観察モードを有し、
前記第1及び第2の発光素子は、前記観察モードに応じて、各照明部の点灯と非点灯が制御されることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記インデックス信号は、前記所定の周期として前記観察部位の画像の1フレームまたは1フィールドに1回の周期で発生する垂直同期信号であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成26年4月14日(2014.4.14)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本発明の一態様の内視鏡装置は、所定の周期でインデックス信号を出力するタイミング

ジェネレータと、複数の受光素子の前面に複数色のカラーフィルタが設けられた固体撮像素子を有し、前記インデックス信号が入力されてから次の前記インデックス信号が入力されるまでの期間である撮像周期毎に観察部位を撮像するように駆動される撮像部と、前記観察部位を照射する第１の照明光を出射する第１の発光素子と、前記観察部位を照射する前記第１の照明光とは色が異なる第２の照明光を出射する第２の発光素子と、１つの前記撮像周期内において、前記第１の照明光が前記観察部位に照射されるように前記第１の発光素子を駆動するとともに、前記第１の照明光の照射が終了したタイミングを基準として前記第２の照明光による前記観察部位の照射が開始されるように前記第２の発光素子を駆動する照明制御部と、前記第１及び第２の照明光で照明され、前記複数色のカラーフィルタを通過した前記観察部位からの戻り光を前記受光素子が光電変換して得られる各色の画像信号を、１つの前記撮像周期における１回の露光期間内で一括して読み出すよう前記撮像部を制御する撮像制御部と、を具備する。

【手続補正２】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項１】

所定の周期でインデックス信号を出力するタイミングジェネレータと、
複数の受光素子の前面に複数色のカラーフィルタが設けられた固体撮像素子を有し、前記インデックス信号が入力されてから次の前記インデックス信号が入力されるまでの期間である撮像周期毎に観察部位を撮像するように駆動される撮像部と、
前記観察部位を照射する第１の照明光を出射する第１の発光素子と、
前記観察部位を照射する前記第１の照明光とは色が異なる第２の照明光を出射する第２の発光素子と、
１つの前記撮像周期内において、前記第１の照明光が前記観察部位に照射されるように前記第１の発光素子を駆動するとともに、前記第１の照明光の照射が終了したタイミングを基準として前記第２の照明光による前記観察部位の照射が開始されるように前記第２の発光素子を駆動する照明制御部と、
前記第１及び第２の照明光で照明され、前記複数色のカラーフィルタを通過した前記観察部位からの戻り光を前記受光素子が光電変換して得られる各色の画像信号を、１つの前記撮像周期における１回の露光期間内で一括して読み出すよう前記撮像部を制御する撮像制御部と、
を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項２】

前記照明制御部は、１つの前記撮像周期内において、前記第１の発光素子による前記第１の照明光の照射が終了するタイミングと、前記第２の発光素子による前記第２の照明光の照射が開始するタイミングとが略同時になるように前記第１及び第２の発光素子を駆動することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡装置。

【請求項３】

前記照明制御部は、前記第１及び第２の発光素子を、前記撮像周期内において複数回駆動させることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡装置。

【請求項４】

前記照明制御部は、１つの前記撮像周期ごとの露光量を調整するために、該１つの前記撮像周期内の前記第１及び第２の発光素子による照明時間を可変に制御することを特徴とする請求項１に記載の内視鏡装置。

【請求項５】

前記照明制御部は、前記撮像部により得られた観察画像の１フィールド又は１フレームの明るさに基づいて、前記第１及び第２の発光素子による照明時間を可変に制御すること

を特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記照明制御部は、1つの前記撮像周期において取得されるフィールドまたはフレームの明るさと、前記撮像周期よりも一つ前の撮像周期におけるフィールド又はフレームの明るさとの差に基づいて、前記第 1 及び第 2 の発光素子による照明時間を算出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 1 の発光素子の停止のタイミングは、前記第 1 の発光素子から出射される光を検知する光センサの検知結果に基づいて、検知されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照明制御部は、前記第 1 及び第 2 の発光素子による照明時間のそれぞれを均等に分割した点灯時間だけ、前記第 1 及び第 2 の発光素子が交互に点灯するように前記複数回駆動させることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記照明制御部は、前記第 1 及び第 2 の発光素子による照明時間のそれぞれを所定の期間で分割した点灯時間だけ、前記第 1 及び第 2 の発光素子が交互に点灯するように前記複数回駆動させることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記内視鏡装置は、複数の観察モードを有し、

前記第 1 及び第 2 の発光素子は、前記観察モードに応じて、各照明部の点灯と非点灯が制御されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記インデックス信号は、前記所定の周期として前記観察部位の画像の 1 フレームまたは 1 フィールドに 1 回の周期で発生する垂直同期信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/073829

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII), WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 11-299731 A (Olympus Optical Co., Ltd.),	1
Y	02 November 1999 (02.11.1999), paragraphs [0010] to [0014], [0046], [0047], [0051] to [0055]; fig. 1, 6, 7 (Family: none)	2-11
Y	JP 2005-185513 A (Pentax Corp.), 14 July 2005 (14.07.2005), paragraphs [0039] to [0044] (Family: none)	2

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 November, 2012 (13.11.12)Date of mailing of the international search report
20 November, 2012 (20.11.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/073829

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-29555 A (Olympus Medical Systems Corp.), 08 February 2007 (08.02.2007), paragraph [0061]; fig. 7 & US 2010/0217077 A1 & EP 1908393 A1 & WO 2007/013245 A1 & DE 602006019734 D & KR 10-2008-0028449 A & CN 101232840 A	3, 8
Y	JP 2011-36361 A (Fujifilm Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), paragraphs [0043], [0044] & US 2011/0034770 A1 & EP 2283769 A1	4, 9, 10
Y	JP 2007-29746 A (Olympus Corp.), 08 February 2007 (08.02.2007), paragraphs [0064] to [0066] (Family: none)	5-7
Y	JP 63-288130 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 November 1988 (25.11.1988), fig. 12 (Family: none)	11
A	JP 2010-194291 A (Fujifilm Corp.), 09 September 2010 (09.09.2010), entire text; all drawings & US 2010/0201797 A1	1-11
A	JP 63-96623 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 27 April 1988 (27.04.1988), entire text; all drawings (Family: none)	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 3 8 2 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B 1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII), WPI			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 11-299731 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999.11.02, 【0010】～【0014】、【0046】、【0047】、 【0051】～【0055】、図1, 6, 7 (ファミリーなし)	1 2-11	
Y	JP 2005-185513 A (ペンタックス株式会社) 2005.07.14, 【0039】～【0044】 (ファミリーなし)	2	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 13.11.2012		国際調査報告の発送日 20.11.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 渡▲辺▼ 純也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 3 8 2 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2007-29555 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.02.08, 【0061】、図7 & US 2010/0217077 A1 & EP 1908393 A1 & WO 2007/013245 A1 & DE 602006019734 D & KR 10-2008-0028449 A & CN 101232840 A	3, 8
Y	JP 2011-36361 A (富士フイルム株式会社) 2011.02.24, 【0043】、【0044】 & US 2011/0034770 A1 & EP 2283769 A1	4, 9, 10
Y	JP 2007-29746 A (オリンパス株式会社) 2007.02.08, 【0064】～【0066】 (ファミリーなし)	5-7
Y	JP 63-288130 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988.11.25, 第12図 (ファミリーなし)	11
A	JP 2010-194291 A (富士フイルム株式会社) 2010.09.09, 全文全図 & US 2010/0201797 A1	1-11
A	JP 63-96623 A (旭光学工業株式会社) 1988.04.27, 全文全図 (ファミリーなし)	1-11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

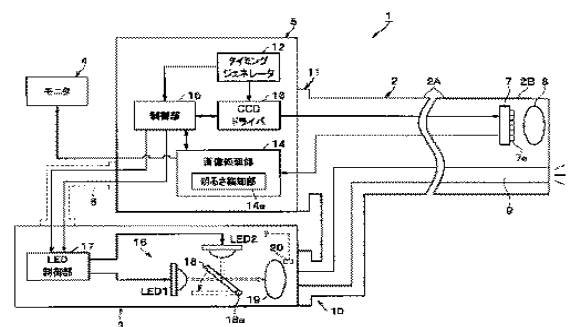
F ターム(参考) 2H040 BA09 BA23 CA04 CA13 GA05 GA06 GA11
4C161 BB02 CC06 GG01 LL02 MM05 NN01 QQ02 QQ06 QQ07 QQ09
RR02 RR03 RR04 RR05 RR14 RR17 RR22 RR26 SS03 SS21

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2013121616A1	公开(公告)日	2015-05-11
申请号	JP2013533046	申请日	2012-09-18
[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		
[标]发明人	合渡大和 池田吉徳		
发明人	合渡 大和 池田 吉徳		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 G02B23/2469 G02B23/2484 G02B26/007		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA13 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS03 4C161/SS21		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012032902 2012-02-17 JP		
其他公开文献	JP5558635B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本实施例的内窥镜装置1具有CCD 7和控制LED 1和2的LED控制单元17（控制单元15），并且LED控制单元17在CCD 7的每个成像周期S开始成像。基于定时信号，在成像周期S中顺序驱动两个LED1和LED2，以使LED1和LED2的驱动时间不重叠，并且调节LED1以调节成像周期S中的曝光量。LED2的驱动时间被可变地控制，并且至少在图像拾取周期S中第二或更晚被驱动的LED2的图像拾取周期S中的第一驱动是基于在此之前被驱动的LED1的驱动定时。控制驱动。



- 4 Monitor
- 12 Timing generator
- 13 CCD driver
- 14 Image processing unit
- 14a Brightness detection unit
- 15 Control unit
- 17 LED control unit