

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6285370号
(P6285370)

(45) 発行日 平成30年2月28日 (2018. 2. 28)

(24) 登録日 平成30年2月9日 (2018. 2. 9)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 6 1 0

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 10 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2015-10452 (P2015-10452)
 (22) 出願日 平成27年1月22日 (2015. 1. 22)
 (65) 公開番号 特開2016-131837 (P2016-131837A)
 (43) 公開日 平成28年7月25日 (2016. 7. 25)
 審査請求日 平成29年2月10日 (2017. 2. 10)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 加来 俊彦
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 森川 能匡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法、内視鏡用の制御プログラム、及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1照明光と、前記第1照明光に対しスペクトルが異なる第2照明光と、前記第1照明光と前記第2照明光とのそれぞれに対し前記スペクトルが異なる第3照明光とを含む複数の照明光のうち、少なくとも1以上を用いる複数の観察モードを有する内視鏡システムに接続されるプロセッサ装置において、

複数の前記観察モードから第1観察モード及び第2観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された前記観察モード毎に優先度を設定するモード操作部と、

複数の前記照明光の中から、選択された前記観察モードで用いる照明光を選択する照明光選択部であり、前記第1観察モードで用いる照明光として前記第1照明光及び前記第2照明光を選択し、前記第2観察モードで用いる照明光として前記第1照明光及び前記第3照明光を選択する照明光選択部と、

前記第1観察モードで用いる前記第1照明光と前記第2照明光の発光タイミングの間隔と、前記第2観察モードで用いる前記第1照明光と前記第3照明光の発光タイミングの間隔とが、前記優先度によって定まるように、選択された前記観察モードで用いる照明光の発光順序を決定する発光順序決定部とを有するプロセッサ装置。

【請求項 2】

前記発光順序決定部は、前記第1観察モードで用いる前記第1照明光の発光タイミングと、前記第2観察モードで用いる前記第1照明光の発光タイミングとが同じになるように、前記発光順序を決定する請求項1記載のプロセッサ装置。

10

20

【請求項 3】

前記発光順序決定部は、2以上の照明光を用いる前記観察モードが選択された場合、前記優先度が高い前記観察モードほど、選択された前記観察モードで用いる照明光の発光タイミングの間隔が小さくなるように前記発光順序を決定する請求項2記載のプロセッサ装置。

【請求項 4】

前記モード操作部は、前記第1観察モードの前記優先度が前記第2観察モードの前記優先度よりも高くなるように、選択された前記観察モード毎に前記優先度を設定する請求項3記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記第1観察モードで用いる前記第1照明光と前記第2照明光の発光タイミングの間隔は、前記第2観察モードで用いる前記第1照明光と前記第3照明光の発光タイミングの間隔よりも小さい請求項4記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

複数の前記観察モード間で前記スペクトルが互いに異なる照明光を少なくとも用いる前記観察モードを設定する観察モード設定部を備える請求項1ないし5いずれか1項記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

第1照明光と、前記第1照明光に対しスペクトルが異なる第2照明光と、前記第1照明光と前記第2照明光とのそれぞれに対し前記スペクトルが異なる第3照明光とを含む複数の照明光のうち、少なくとも1以上を用いる複数の観察モードを有する内視鏡システムに接続されるプロセッサ装置の作動方法において、

モード操作部が、複数の前記観察モードから第1観察モード及び第2観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された前記観察モード毎に優先度を設定するステップと、

照明光選択部が、複数の前記照明光の中から、選択された前記観察モードで用いる照明光を選択する照明光選択部であり、前記第1観察モードで用いる照明光として前記第1照明光及び前記第2照明光を選択し、前記第2観察モードで用いる照明光として前記第1照明光及び前記第3照明光を選択するステップと、

発光順序決定部が、前記第1観察モードで用いる前記第1照明光と前記第2照明光の発光タイミングの間隔と、前記第2観察モードで用いる前記第1照明光と前記第3照明光の発光タイミングの間隔とが、前記優先度によって定まるように、選択された前記観察モードで用いる照明光の発光順序を決定するステップとを有するプロセッサ装置の作動方法。

【請求項 8】

第1照明光と、前記第1照明光に対しスペクトルが異なる第2照明光と、前記第1照明光と前記第2照明光とのそれぞれに対し前記スペクトルが異なる第3照明光とを含む複数の照明光のうち、少なくとも1以上を用いる複数の観察モードを有する内視鏡システムに接続されるプロセッサ装置にインストールされる内視鏡用の制御プログラムにおいて、

コンピュータを、

複数の前記観察モードから第1観察モード及び第2観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された前記観察モード毎に優先度を設定するモード操作部と、

複数の前記照明光の中から、選択された前記観察モードで用いる照明光を選択する照明光選択部であり、前記第1観察モードで用いる照明光として前記第1照明光及び前記第2照明光を選択し、前記第2観察モードで用いる照明光として前記第1照明光及び前記第3照明光を選択する照明光選択部と、

前記第1観察モードで用いる前記第1照明光と前記第2照明光の発光タイミングの間隔と、前記第2観察モードで用いる前記第1照明光と前記第3照明光の発光タイミングの間隔とが、前記優先度によって定まるように、選択された前記観察モードで用いる照明光の発光順序を決定する発光順序決定部として機能させることを特徴とする内視鏡用の制御プログラム。

【請求項 9】

請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置を備える内視鏡システムにおいて

、
前記第 1 照明光と前記第 2 照明光と前記第 3 照明光とを、観察対象を照明するための光として少なくとも発する光源部と、

照明光で照明中の前記観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像素子であり、前記第 1 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記第 2 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力し、前記第 3 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 3 画像信号を出力する撮像素子と、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号とに基づいた第 1 観察モード用画像、及び前記第 1 画像信号と前記第 3 画像信号とに基づいた第 2 観察モード用画像を少なくとも生成する画像処理部とを備える内視鏡システム。

10

【請求項 10】

複数の前記観察モードの中から少なくとも 1 以上の前記観察モードを選択する観察モード選択部と、

複数の前記観察モードと、複数の前記観察モードの組み合わせに基づいて決定された前記発光順序とを関連付けて記憶する発光順序記憶部と、

前記観察モード選択部で複数の前記観察モードが選択された場合に、前記発光順序記憶部に記憶された前記発光順序のうち、選択された前記観察モードの組み合わせと関連付けられた前記発光順序で前記観察対象を照明するように前記光源部を制御する光源制御部とを備える請求項 9 記載の内視鏡システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、LED や LD など複数の半導体光源を独立に制御する内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法、内視鏡用の制御プログラム、及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療現場において、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。光源装置は、観察対象を照明するための照明光を発生する。内視鏡は、照明光で照明された観察対象を撮像素子で撮像して画像信号を出力する。プロセッサ装置は、内視鏡から送信された画像信号から観察対象の画像を生成してモニタに表示させる。

30

【0003】

内視鏡分野においては、従来の通常観察を行う通常モードの他、観察対象が低酸素状態か否かの観察を行う低酸素モードなど複数の観察モードを同時に実行し、それら複数の観察モードで得られる複数の画像を表示することが行われつつある。

【0004】

しかしながら、複数の観察モードを実行する場合、観察モードの数が多くなるほど、数多くの照明光を照射する必要がある。このように、数多くの照明光を用いる場合、各観察モードで得られる画像は、動きの影響を大きく受けて位置ずれ等が生じることが多くなり、その結果、画質が低下するおそれがある。また、複数の観察モードで得られた画像を同時にモニタに表示する場合においては、画像間で描画の遅れが目立つ。

40

【0005】

そこで、特許文献 1 では、複数の観察モードで同じ照明光が用いられている場合、その照明光については、別々のタイミングで照射せず同時に照射することによって、照明光の数を減らして、各モードで得られる画像が動きの影響を受けないようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

50

【特許文献１】特許５４９６０７５号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

上記のように、複数の観察モードで得られた画像を同時にモニタに表示する場合においては、ドクターは、全ての観察モードの画像を同時に観察するのではなく、一部の観察モードの画像をメイン観察モードの画像として、ほぼ常時観察しつつ、その他の観察モードの画像については、サブ観察モードの画像として、一時的に観察することが多い。

【０００８】

ここで、メイン観察モードとサブ観察モードとで、それぞれ複数の照明光を用いる場合、それら照明光の発光順序によっては、メイン観察モードで用いる各照明光の発光タイミングの間隔が、サブ観察モードで用いる各照明光の発光タイミングの間隔よりも長くなることがある。この場合には、メイン観察モードの画像は、常時観察する画像であるにもかかわらず、一時的にしか観察しないサブ観察モードの画像よりも、動きの影響を受けて、画質が低下しやすい。したがって、メイン観察モードの画像など優先度の高い観察モードの画像の生成に用いる照明光については、各照明光の発光タイミングの間隔が短くなるように発光順序を設定することが求められていた。

【０００９】

本発明は、複数の観察モードの画像を表示する場合において、各観察モードで生成される画像の画質低下を防止可能な内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法、内視鏡用の制御プログラム、及び内視鏡システム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】

【００１０】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用のプロセッサ装置は、第１照明光と、第１照明光に対しスペクトルが異なる第２照明光と、第１照明光と第２照明光とのそれぞれに対しスペクトルが異なる第３照明光とを含む複数の照明光のうち、少なくとも１以上を用いる複数の観察モードを有する内視鏡システムに接続されるプロセッサ装置において、複数の観察モードから第１観察モード及び第２観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された観察モード毎に優先度を設定するモード操作部と、複数の照明光の中から、選択された観察モードで用いる照明光を選択する照明光選択部であり、第１観察モードで用いる照明光として第１照明光及び第２照明光を選択し、第２観察モードで用いる照明光として第１照明光及び第３照明光を選択する照明光選択部と、第１観察モードで用いる第１照明光と第２照明光の発光タイミングの間隔と、第２観察モードで用いる第１照明光と第３照明光の発光タイミングの間隔とが、優先度によって定まるように、選択された観察モードで用いる照明光の発光順序を決定する発光順序決定部とを有する。

【００１１】

本発明のプロセッサ装置の作動方法は、第１照明光と、第１照明光に対しスペクトルが異なる第２照明光と、第１照明光と第２照明光とのそれぞれに対しスペクトルが異なる第３照明光とを含む複数の照明光のうち、少なくとも１以上を用いる複数の観察モードを有する内視鏡システムに接続されるプロセッサ装置の作動方法において、モード操作部が、複数の観察モードから第１観察モード及び第２観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された観察モード毎に優先度を設定するステップと、照明光選択部が、複数の照明光の中から、選択された観察モードで用いる照明光を選択する照明光選択部であり、第１観察モードで用いる照明光として第１照明光及び第２照明光を選択し、第２観察モードで用いる照明光として第１照明光及び第３照明光を選択するステップと、発光順序決定部が、第１観察モードで用いる第１照明光と第２照明光の発光タイミングの間隔と、第２観察モードで用いる第１照明光と第３照明光の発光タイミングの間隔とが、優先度によって定まるように、選択された観察モードで用いる照明光の発光順序を決定するステップとを有する。

【００１２】

本発明の内視鏡用の制御プログラムは、第1照明光と、第1照明光に対しスペクトルが異なる第2照明光と、第1照明光と第2照明光とのそれぞれに対しスペクトルが異なる第3照明光とを含む複数の照明光のうち、少なくとも1以上を用いる複数の観察モードを有する内視鏡システムに接続されるプロセッサ装置にインストールされる内視鏡用の制御プログラムにおいて、コンピュータを、複数の観察モードから第1観察モード及び第2観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された観察モード毎に優先度を設定するモード操作部と、複数の照明光の中から、選択された観察モードで用いる照明光を選択する照明光選択部であり、第1観察モードで用いる照明光として第1照明光及び第2照明光を選択し、第2観察モードで用いる照明光として第1照明光及び第3照明光を選択する照明光選択部と、第1観察モードで用いる第1照明光と第2照明光の発光タイミングの間隔と、第2観察モードで用いる第1照明光と第3照明光の発光タイミングの間隔とが、優先度によって定まるように、選択された観察モードで用いる照明光の発光順序を決定する発光順序決定部として機能させる。

10

【0013】

本発明のプロセッサ装置を備える内視鏡システムは、第1照明光と第2照明光と第3照明光とを、観察対象を照明するための光として少なくとも発する光源部と、照明光で照明中の観察対象を撮像して画像信号を出力する撮像素子であり、第1照明光で照明中の観察対象を撮像して第1画像信号を出力し、第2照明光で照明中の観察対象を撮像して第2画像信号を出力し、第3照明光で照明中の観察対象を撮像して第3画像信号を出力する撮像素子と、第1画像信号と第2画像信号とに基づいた第1観察モード用画像、及び第1画像信号と第3画像信号とに基づいた第2観察モード用画像を少なくとも生成する画像処理部とを備える。

20

【0014】

発光順序決定部は、第1観察モードで用いる第1照明光の発光タイミングと、第2観察モードで用いる第1照明光の発光タイミングとが同じになるように、発光順序を決定することが好ましい。

【0015】

発光順序決定部は、2以上の照明光を用いる観察モードが選択された場合、優先度が高い観察モードほど、選択された観察モードで用いる照明光の発光タイミングの間隔が小さくなるように発光順序を決定することが好ましい。

30

【0016】

モード操作部は、第1観察モードの優先度が第2観察モードの優先度よりも高くなるように、選択された観察モード毎に優先度を設定することが好ましい。

【0017】

第1観察モードで用いる第1照明光と第2照明光の発光タイミングの間隔は、第2観察モードで用いる第1照明光と第3照明光の発光タイミングの間隔よりも小さいことが好ましい。

【0018】

複数の観察モード間でスペクトルが互いに異なる照明光を少なくとも用いる観察モードを設定する観察モード設定部を備えることが好ましい。

40

【0019】

複数の観察モードの中から少なくとも1以上の観察モードを選択する観察モード選択部と、複数の観察モードと、複数の観察モードの組み合わせに基づいて決定された発光順序とを関連付けて記憶する発光順序記憶部と、観察モード選択部で複数の観察モードが選択された場合に、発光順序記憶部に記憶された発光順序のうち、選択された観察モードの組み合わせと関連付けられた発光順序で観察対象を照明するように光源部を制御する光源制御部とを備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、第1観察モードで用いる第1照明光と第2照明光の発光タイミングの

50

間隔と、第2観察モードで用いる第1照明光と第3照明光の発光タイミングの間隔とが、各観察モードに設定された優先度によって定まるように照明光の発光順序を決定するので、各観察モードで用いる照明光に基づいて生成される画像の画質低下を防止可能な内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の作動方法、内視鏡用の制御プログラム、及び内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

10

【図4】通常モードの照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図5】第1照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図6】第2照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図7】第3照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図8】第1発光順序を説明する説明図である。

【図9】第2発光順序を説明する説明図である。

【図10】第3発光順序を説明する説明図である。

【図11】第1実施形態のフローチャートである。

【図12】第2実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図13】第4照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

20

【図14】第5照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図15】第6照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図16】第2実施形態の第1発光順序を説明する説明図である。

【図17】第2実施形態の第2発光順序を説明する説明図である。

【図18】第2実施形態の第3発光順序を説明する説明図である。

【図19】紫色光Vと青色光B3と緑色光Gと赤色光Rとの分光スペクトルを示すグラフである。

【図20】LPFの構成を示す説明図である。

【図21】青色光BLの分光スペクトルを示すグラフである。

【図22】青色光BLを用いた第5照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

30

【図23】SPFの構成を示す説明図である。

【図24】青色光BSの分光スペクトルを示すグラフである。

【図25】青色光BSを用いた第1照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

[第1実施形態]

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は、光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続される。モニタ18は、観察対象の画像や、観察対象の画像に付帯する情報などを出力表示する。コンソール19は、機能設定などの入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像や画像情報などを記録する外付けの記録部(図示省略)を接続してもよい。

40

【0023】

内視鏡12は、観察対象の体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられた湾曲部12c及び先端部12dとを有している。操作部12bのアンギュルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部12dが所望の方向に向けられる。

50

【 0 0 2 4 】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、ズーム操作部 1 2 f と、モード切替 S W (モード切替スイッチ) 1 2 g と、が設けられている。ズーム操作部 1 2 f は、後述する撮像光学系 3 0 b に対して撮像倍率の変更を指示する撮像倍率変更指示を入力するために用いられる。

【 0 0 2 5 】

モード切替 S W 1 2 g は、測定モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム 1 0 は、測定モードとして、通常モードと、シングルモードと、マルチモードとを有する。通常モードは、白色光 W L で照明された観察対象を撮像して得た自然な色合いの通常画像をモニタ 1 8 に表示する。

10

【 0 0 2 6 】

シングルモード及びマルチモードは、特定の波長帯域の光を照明光として用いる観察モードで得られる画像(以下、特定画像という)をモニタ 1 8 に表示する。シングルモードは、複数の観察モードのうちいずれか 1 つの観察モードの照明光で観察対象の照明を行う。マルチモードは、複数の観察モードのうち 2 以上の観察モードの照明光で観察対象の照明を行う。また、本実施形態では、観察モードとして、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとを含む複数の観察モードを有する。

【 0 0 2 7 】

極表層血管観察モードは、観察対象に含まれる血管のうち、観察対象の表面からの深さが極めて浅い極表層の部分に分布する血管(以下、極表層血管という)を強調した極表層血管強調画像をモニタ 1 8 に表示する。中層血管観察モードは、観察対象に含まれる血管のうち、中層程度の部分に分布する血管(以下、中層血管という)を強調した中層血管強調画像をモニタ 1 8 に表示する。

20

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように、内視鏡 1 2 には、照明光学系 3 0 a と、撮像光学系 3 0 b とが設けられている。照明光学系 3 0 a は、照明レンズ 3 2 を有している。光源装置 1 4 からの照明光は、照明レンズ 3 2 を介して観察対象に照射される。

【 0 0 2 9 】

撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 2 と、ズームレンズ 4 4 と、撮像素子 4 6 とを有している。照明光で照明中の観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光など各種戻り光は、対物レンズ 4 2 及びズームレンズ 4 4 を介して撮像素子 4 6 に入射する。これにより、撮像素子 4 6 に観察対象の像が結像される。

30

【 0 0 3 0 】

ズームレンズ 4 4 は、ズーム操作部 1 2 f からの撮像倍率変更指示に応じて、テレ端とワイド端との間を自在に移動することにより、撮像倍率を変更可能とする。ズームレンズ 4 4 がワイド端に移動すると、観察対象の像が拡大する。一方、ズームレンズ 4 4 がテレ端に移動すると、観察対象の像が縮小する。ズームレンズ 4 4 は、非拡大観察が行われる場合には、ワイド端に配置されており、ズーム操作部 1 2 f の操作によって拡大観察が行われる場合には、ワイド端からテレ端に移動される。

【 0 0 3 1 】

40

撮像素子 4 6 は、照明光で照明中の観察対象を撮像するカラー撮像素子である。撮像素子 4 6 の各画素には、図 3 に示す青色カラーフィルタ、緑色カラーフィルタ、赤色カラーフィルタのいずれかが設けられている。このため、撮像素子 4 6 は、青色カラーフィルタが設けられた青色画素と、緑色カラーフィルタが設けられた緑色画素と、赤色カラーフィルタが設けられた赤色画素とで観察対象からの戻り光を受光する。そして、B G R の 3 色の画素から、B G R の 3 色の画像信号を出力する。

【 0 0 3 2 】

撮像素子 4 6 としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像素子や C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像素子を利用可能である。また、原色の撮像素子 4 6 の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及び G (緑) の補色

50

フィルタを備えた補色撮像素子を用いても良い。補色撮像素子を用いる場合には、C M Y Gの4色の画像信号が出力されるので、補色 - 原色色変換によって、C M Y Gの4色の画像信号をB G Rの3色の画像信号に変替することにより、撮像素子46と同様のB G R各色の画像信号を得ることができる。また、撮像素子46の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロの撮像素子を用いても良い。

【0033】

C D S / A G C (Correlated Double Sampling / Automatic Gain Control) 回路47は、撮像素子46から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング (C D S) や自動利得制御 (A G C) を行う。C D S / A G C 回路47を経た画像信号は、A / D (Analog / Digital) コンバータ48により、デジタルの画像信号に変替される。A / D 変替後

10

【0034】

光源装置14は、光源部20と、光源部20を制御する光源制御部21とを備えている (図2参照)。光源部20は、複数の半導体光源を有する。光源部20は、複数の半導体光源をそれぞれ点灯または消灯し、また、点灯する場合には各半導体光源の発光量を制御することによって、観察対象を照明するための照明光を発する。本実施形態では、光源部20は、V - L E D (Violet Light Emitting Diode) 光源20a、B - L E D (Blue Light Emitting Diode) 光源20b、G - L E D (Green Light Emitting Diode) 光源20c、及びR - L E D (Red Light Emitting Diode) 光源20dを有する。

【0035】

20

V - L E D 光源20aは、中心波長405nm、波長帯域380nm ~ 420nmの紫色光Vを発する紫色半導体光源である。B - L E D 光源20bは、中心波長445nm、波長帯域405nm ~ 485nmの青色光B1を発する青色半導体光源である。G - L E D 光源20cは、波長帯域が480nm ~ 600nmに及ぶ緑色光Gを発する緑色半導体光源である。R - L E D 光源20dは、中心波長620nm ~ 630nmで、波長帯域が600nm ~ 650nmに及び赤色光Rを発する赤色半導体光源である。なお、V - L E D 光源20aとB - L E D 光源20bの中心波長は、±5nmから±10nm程度の幅を有する。

【0036】

光源制御部21は、各光源20a ~ 20dに対して、制御信号を独立に入力する。これにより、光源制御部21は、各光源20a ~ 20dの点灯や消灯、及び点灯時の発光量などを独立に制御することによって、照明光の発光タイミング、発光期間、光量、及び分光スペクトルの調節を行う。

30

【0037】

例えば、光源制御部21は、通常モードの場合には、V - L E D 光源20a、B - L E D 光源20b、G - L E D 光源20c、及びR - L E D 光源20dを点灯させる。各光源20a ~ 20dの点灯時には、紫色光V、青色光B1、緑色光G、及び赤色光Rの各発光量を特定の比率に制御する。図4において、紫色光V、青色光B1、緑色光G、及び赤色光Rが光路結合部23によって結合された照明光を白色光WLとして、通常モードで用いる。

40

【0038】

光源制御部21は、シングルモードの場合には、観察モードに応じて各光源20a ~ 20dの制御を行う。シングルモードでは、後述する観察モード選択部80によって、複数の観察モードの中から1つの観察モードが選択される。本実施形態では、シングルモードの場合には、例えば、極表層血管観察モードが選択される。極表層血管観察モードで用いる照明光としては、後述する照明光選択部74によって、例えば、第1照明光L1と、第1照明光L1に対しスペクトルが異なる第2照明光L2とが選択されている。このため、光源制御部21は、シングルモードの場合には、第1照明光L1と第2照明光L2とが切り替えられるように各光源20a ~ 20dの制御を行う。

【0039】

50

光源制御部 21 は、マルチモードの場合には、複数の観察モードの組み合わせに応じて、各光源 20a ~ 20d の制御を行う。マルチモードの場合には、後述する観察モード選択部 80 によって、複数の観察モードの中から第 1 観察モード及び第 2 観察モードが少なくとも選択される。本実施形態では、マルチモードの場合には、例えば、第 1 観察モードとして極表層血管観察モードが選択され、第 2 観察モードとして中層血管観察モードが選択される。中層血管観察モードで用いる照明光としては、後述する照明光選択部 74 によって、例えば、第 1 照明光 L1 と、第 1 照明光 L1 と第 2 照明光 L2 とのそれぞれに対しスペクトルが異なる第 3 照明光 L3 とが選択されている。このため、光源制御部 21 は、第 1 照明光 L1 と第 2 照明光 L2 と第 3 照明光 L3 とが切り替えられるように各光源 20a ~ 20d の制御を行う。なお、光源制御部 21 は、マルチモードの場合には、後述する発光順序決定部 76 で決定された発光順序に従って、第 1 照明光 L1 ~ 第 3 照明光 L3 の発光タイミングを制御する。

10

【0040】

図 5 において、光源制御部 21 は、B-LED 光源 20b と R-LED 光源 20d とを点灯させ、V-LED 光源 20a と G-LED 光源 20c とを消灯させることによって、青色光 B1 及び赤色光 R が光路結合部 23 によって結合された照明光を第 1 照明光 L1 とする。

【0041】

図 6 において、光源制御部 21 は、V-LED 光源 20a と R-LED 光源 20d とを点灯させ、B-LED 光源 20b と G-LED 光源 20c とを消灯させることによって、紫色光 V 及び赤色光 R が光路結合部 23 によって結合された照明光を第 2 照明光 L2 とする。

20

【0042】

図 7 において、光源制御部 21 は、G-LED 光源 20c と R-LED 光源 20d とを点灯させ、V-LED 光源 20a と B-LED 光源 20b とを消灯させることによって、緑色光 G 及び赤色光 R が光路結合部 23 によって結合された照明光を第 3 照明光 L3 とする。

【0043】

光路結合部 23 は、ミラーやレンズなどで構成されており、光源部 20 が発した照明光を、挿入部 12a 内に挿通されたライトガイド 25 へ射出する。ライトガイド 25 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコード（内視鏡 12 と、光源装置 14 及びプロセッサ装置 16 を接続するコード）に内蔵されている。ライトガイド 25 は、光路結合部 23 から入射した照明光を、照明レンズ 32 を介して内視鏡 12 の先端部 12d まで伝搬する。

30

【0044】

プロセッサ装置 16 は、撮像制御部 52 と、画像信号取得部 54 と、DSP (Digital Signal Processor) 56 と、ノイズ除去部 58 と、画像処理切替部 60 と、通常画像処理部 62 と、特定画像処理部 64 と、映像信号生成部 66 と、発光順序決定処理部 68 とを備えている。

【0045】

撮像制御部 52 は、光源制御部 21 からの同期信号の入力（あるいは、光源制御部 21 への同期信号の出力）によって、光源制御部 21 による照明光の発光タイミングと、撮像素子 46 により撮像が行われるフレームとの同期や、撮像素子 46 からの画像信号の出力の制御を行う。

40

【0046】

撮像制御部 52 は、通常モードの場合、撮像素子 46 を制御して、1 フレーム毎に、白色光 WL で照明中の観察対象の撮像を行わせる。これにより、1 フレーム毎に、各色の画素から、RGB 各色の画像信号が出力される。この撮像制御は、通常モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【0047】

また、撮像制御部 52 は、シングルモード、及びマルチモードの場合、撮像素子 46 を

50

制御して、1フレーム毎に、各照明光で照明中の観察対象の撮像を行わせる。これにより、1フレーム毎に、各色の画素から、各照明光に応じたRGB各色の画像信号が出力される。例えば、撮像素子46は、第1照明光L1で照明中の観察対象を撮像して、RGB各色の第1画像信号を出力し、第2照明光L2で照明中の観察対象を撮像して、RGB各色の第2画像信号を出力し、第3照明光L3で照明中の観察対象を撮像して、RGB各色の第3画像信号を出力する。

【0048】

画像信号取得部54は、CDS/AGC回路47及びA/Dコンバータ48を介して、撮像素子46からデジタルの画像信号を取得する。DSP56は、取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変替処理、デモザイク処理などの各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像素子46の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。

【0049】

ゲイン補正処理後の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変替処理によって明るさや彩度が整えられる。ガンマ変替処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理ともいう）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がBGR各色の信号を有するようになる。ノイズ除去部58は、DSP56でデモザイク処理などが施された画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法などによる）を施すことによってノイズを除去する。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部60に送信される。

【0050】

画像処理切替部60は、モード切替SW12gの操作によって通常モードにセットされている場合には、画像信号を通常画像処理部62に送信し、シングルモードまたはマルチモードにセットされている場合には、画像信号を特定画像処理部64に送信する。

【0051】

通常画像処理部62は、画像処理切替部60から受信した画像信号に対して色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、通常画像を生成する。色変換処理では、画像信号に対して3×3のマトリクス処理、階調変替処理、及び3次元LUT（ルックアップテーブル）処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば血管やピットパターン（腺管）などの観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行われる。上記のように各種画像処理などを施した画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

【0052】

特定画像処理部64は、画像信号に基づいて、観察モードに応じて特定画像信号を生成する。特定画像信号を用いた画像が特定画像である。具体的には、特定画像処理部64は、画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、特定画像を生成する。例えば、極表層血管観察モードの場合には、特定画像として、第1照明光L1の照明時に得られた第1画像信号と、第2照明光L2の照明時に得られた第2画像信号とに基づいた極表層血管強調画像が生成される。中層血管観察モードの場合には、特定画像として、第1照明光L1の照明時に得られた第1画像信号と、第3照明光L3の照明時に得られた第3画像信号とに基づいた中層血管強調画像が生成される。本実施形態では、第1観察モードとして極表層血管観察モードが選択されているため、第1観察モードで得られる第1観察モード用画像を極表層血管強調画像とする。また、第2観察モードとして中層血管観察モードが選択されているため、第2観察モードで得られる第2観察モード用画像を中層血管強調画像とする。

【0053】

映像信号生成部66は、通常画像処理部62または特定画像処理部64から受信した画

10

20

30

40

50

像信号を、モニタ 18 で表示可能な画像として表示するための映像信号に変替し、モニタ 18 に順次出力する。これにより、モニタ 18 には、通常画像信号が入力された場合は通常画像を表示し、特定画像信号が入力された場合は特定画像を表示する。なお、マルチモードの場合には、複数の観察モードに応じて生成された複数の画像を、モニタ 18 内に並べて表示しても良い。また、複数の画像を切り替えてモニタ 18 に表示しても良い。

【0054】

以下では、マルチモードで用いる照明光の発光順序の決定方法について説明を行う。発光順序決定処理部 68 には、観察モード設定部 70 と、モード操作部 72 と、照明光選択部 74 と、発光順序決定部 76 と、発光順序記憶部 78 と、観察モード選択部 80 とが設けられている。

10

【0055】

観察モード設定部 70 は、観察モードの設定を行う。観察モードの設定は、例えば、診断の目的に応じて行われる。本実施形態では、極表層血管を観察するための極表層血管観察モードと、中層血管を観察するための中層血管観察モードとが設定される。また、観察モード設定部 70 は、複数の観察モード間でスペクトルが互いに異なる照明光を少なくとも用いる観察モードの設定を行う。これにより、スペクトルが同じ照明光を用いる観察モードが、重複して設定されることを禁止している。なお、観察モード設定部 70 は、コンソール 19 などの入力操作に基づいて観察モードを設定する。

【0056】

モード操作部 72 は、複数の観察モードから第 1 観察モード及び第 2 観察モードを少なくとも選択し、且つ選択された観察モード毎に優先度を設定する。例えば、モード操作部 72 は、複数の観察モードから、第 1 観察モードとして極表層血管観察モードを選択し、第 2 観察モードとして中層血管観察モードを選択する。また、優先度の設定を行う際に、例えば、中層血管よりも極表層血管を重点的に観察することを目的とした場合には、モード操作部 72 は、極表層血管観察モードの優先度を、中層血管観察モードの優先度よりも高く設定する。

20

【0057】

照明光選択部 74 は、複数の照明光の中から、モード操作部 72 で選択された観察モードで用いる照明光を選択する。例えば、照明光選択部 74 は、第 1 照明光 L1、第 2 照明光 L2、及び第 3 照明光 L3 のうち、極表層血管観察モードで用いる照明光として第 1 照明光 L1 及び第 2 照明光 L2 を選択する。また、中層血管観察モードで用いる照明光として第 1 照明光 L1 及び第 3 照明光 L3 を選択する。

30

【0058】

発光順序決定部 76 は、モード操作部 72 で選択された複数の観察モードの組み合わせに基づいて、マルチモードで用いる照明光の発光順序を決定する。発光順序決定部 76 で決定された発光順序に従って、光源制御部 21 において照明光の発光タイミングが制御される。

【0059】

図 8 において、例えば、発光順序決定部 76 は、極表層血管観察モードで用いる照明光、中層血管観察モードで用いる照明光の発光順序として第 1 発光順序を求める。即ち、第 1 発光順序では、1 フレーム目に第 1 照明光 L1、2 フレーム目に第 2 照明光 L2、3 フレーム目に第 1 照明光 L1、4 フレーム目に第 3 照明光 L3 が発光される。この第 1 発光順序では、フレーム数が「4」とされる。フレーム数は、各照明光の照射に応じて撮像を行うフレームの回数である。また、極表層血管観察モードのフレーム間隔は「1」であり、中層血管観察モードのフレーム間隔は「1」である。フレーム間隔は、観察モードで用いる照明光が発光されるフレーム間の間隔を示しており、観察モードで用いる照明光の発光タイミングの間隔に対応する。このため、各観察モードのフレーム間隔を総和した量を示すフレーム間隔総量は「2」とされる。

40

【0060】

発光順序決定部 76 は、第 1 発光順序で並べられた照明光のうち、同じスペクトルの照

50

明光が無い場合には、この第 1 発光順序をマルチモードで用いる照明光の発光順序として決定する。

【 0 0 6 1 】

一方、同じスペクトルの照明光が有る場合には、同じスペクトルの照明光の発光タイミングが同じになるように、第 1 発光順序を並べ替えて第 2 発光順序を求める。図 9 において、例えば、第 1 発光順序が第 1 照明光 L 1、第 2 照明光 L 2、第 1 照明光 L 1、第 3 照明光 L 3 の順序である場合には、第 1 照明光 L 1 の発光タイミングが同じになるように第 1 発光順序を並べ替えて、第 1 照明光 L 1、第 2 照明光 L 2、第 3 照明光 L 3 の発光順序を第 2 発光順序として求める。即ち、第 2 発光順序では、1 フレーム目に第 1 照明光 L 1、1 フレーム目に第 2 照明光 L 2、3 フレーム目に第 3 照明光 L 3 が発光される。この第 2 発光順序では、フレーム数は「 3 」とされる。また、極表層血管観察モードのフレーム間隔は「 1 」であり、中層血管観察モードのフレーム間隔は「 2 」であるので、フレーム間隔総量は「 3 」とされる。

10

【 0 0 6 2 】

発光順序決定部 7 6 は、求めた第 2 発光順序が、優先度が高い観察モードほど、選択された観察モードで用いる照明光の発光タイミングの間隔（即ち、フレーム間隔）が小さくなるように定められている場合には、第 2 発光順序をマルチモードで用いる照明光の発光順序として決定する。

【 0 0 6 3 】

一方、発光順序決定部 7 6 は、求めた第 2 発光順序が、優先度が高い観察モードほど、選択された観察モードのフレーム間隔が小さくなるように定められていない場合には、このフレーム間隔が小さくなるように、第 2 発光順序を並べ替えて第 3 発光順序を求める。

20

【 0 0 6 4 】

発光順序決定部 7 6 は、第 3 発光順序を求める場合、例えば、極表層血管観察モードと中層血管観察モードのうち、優先度が 1 番目に高い極表層血管観察モードのフレーム間隔を最小にしたうえで、優先度が 2 番目に高い中層血管観察モードのフレーム間隔を小さくする。

【 0 0 6 5 】

図 1 0 において、第 2 発光順序が第 1 照明光 L 1、第 2 照明光 L 2、第 3 照明光 L 3 である場合には、第 2 発光順序を並び替えて、第 2 照明光 L 2、第 1 照明光 L 1、第 3 照明光 L 3 の発光順序を第 3 発光順序として求める。即ち、第 3 発光順序では、1 フレーム目に第 2 照明光 L 2、2 フレーム目に第 1 照明光 L 1、3 フレーム目に第 3 照明光 L 3 が発光される。この第 3 発光順序では、フレーム数は「 3 」とされる。また、極表層血管観察モードのフレーム間隔は「 1 」であり、中層血管観察モードのフレーム間隔は「 1 」であるため、フレーム間隔総量は「 2 」とされる。そして、発光順序決定部 7 6 は、第 3 発光順序をマルチモードで用いる照明光の発光順序として決定する。

30

【 0 0 6 6 】

発光順序記憶部 7 8 は、複数の観察モードと、複数の観察モードの組み合わせに基づいて発光順序決定部 7 6 で決定された発光順序とを関連付けて記憶する。例えば、極表層血管観察モード及び中層血管観察モードと、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとの組み合わせに基づいた第 3 発光順序とを関連付けて記憶する。

40

【 0 0 6 7 】

観察モード選択部 8 0 は、複数の観察モードの中から 1 以上の観察モードを選択する。具体的には、観察モード選択部 8 0 は、シングルモードの場合に、複数の観察モードの中から 1 つの観察モードを選択する。例えば、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとを含む複数の観察モードの中から、極表層血管観察モードを選択する。

【 0 0 6 8 】

これに対して、観察モード選択部 8 0 は、マルチモードの場合に、複数の観察モードの中から少なくとも 2 以上の観察モードを選択する。例えば、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとを含む複数の観察モードの中から、極表層血管観察モードと中層血管観

50

察モードとを選択する。また、マルチモードにおいて、観察モード選択部 80 で複数の観察モードが選択された場合には、光源制御部 21 では、発光順序記憶部 78 に記憶された発光順序のうち、選択された観察モードの組み合わせと関連付けられた発光順序で観察対象を照明するように光源部 20 を制御する。このように、観察モード選択部 80 は、ドクターなどが、診断の目的に応じて観察モードを選択するためのものである。このため、観察モード選択部 80 は、コンソール 19 などに接続される。

【0069】

次に、本発明の作用について、図 11 に示すフローチャートに沿って説明する。マルチモードで用いる照明光の発光順序決定する場合、複数の観察モードから、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとを少なくとも選択する (S1)。そして、選択した観察モード毎に優先度を設定する (S2)。例えば、極表層血管観察モードの優先度を、中層血管観察モードの優先度よりも高く設定する。

10

【0070】

次に、複数の照明光の中から、極表層血管観察モードで用いる照明光と、中層血管観察モードで用いる照明光とを選択する (S3)。例えば、第 1 照明光 L1 ~ 第 3 照明光 L3 を含む複数の照明光のうち、極表層血管観察モードで用いる照明光として第 1 照明光 L1 及び第 2 照明光 L2 を選択し、中層血管観察モードで用いる照明光として第 1 照明光 L1 及び第 3 照明光 L3 を選択する。

【0071】

極表層血管観察モードで用いる第 1 照明光 L1 と第 2 照明光 L2 の発光タイミングの間隔と、中層血管観察モードで用いる第 1 照明光 L1 と第 3 照明光 L3 の発光タイミングの間隔とが、優先度によって定まるように、各照明光の発光順序を決定する (S5)。例えば、優先度が高く設定された極表層血管観察モードで用いる第 1 照明光 L1 と第 2 照明光 L2 の発光タイミングの間隔が、極表層血管観察モードよりも優先度が低く設定された中層血管観察モードで用いる第 1 照明光 L1 と第 3 照明光 L3 の発光タイミングの間隔よりも小さくなるように、第 1 照明光 L1 ~ 第 3 照明光 L3 の発光順序を決定する。

20

【0072】

以上のように、本発明は、複数の観察モードが選択された場合において、優先度の高い観察モードで用いる照明光の発光タイミングの間隔が短くなるように、照明光の発光順序を決定するので、優先度の高い観察モードで生成される画像の画質低下を防止できる。

30

【0073】

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態では、観察モードとして、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとを有するが、第 2 実施形態では、更に、深層血管観察モードと、低酸素モードと、表層血管観察モードと、白色光観察モードとを有する。

【0074】

図 12 において、内視鏡システム 100 には、光源部 102 が設けられている。光源部 102 は、上記第 1 実施形態の光源部 20 の各光源 20a ~ 20d に加え、473LD (Laser Diode) 光源 104 を有する。473LD 光源 104 は、中心波長 473nm の青色レーザ光 B2 を発する青色レーザ光源である。なお、473LD 光源 104 の半値幅は $\pm 10\text{nm}$ 程度にすることが好ましい。また、473LD 光源 104 は、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが利用でき、InGaAs 系レーザダイオードや GaAs 系レーザダイオードを用いることもできる。なお、その他の部材は第 1 実施形態と同じなので説明を省略する。

40

【0075】

以下では、第 2 実施形態における発光順序の決定方法について説明を行う。

【0076】

観察モード設定部 70 では、極表層血管観察モードと中層血管観察モードとに加え、深層血管観察モードと、低酸素モードと、表層血管観察モードと、白色光観察モードとを設定する。深層血管観察モードは、観察対象に含まれる深層血管を強調した深表層血管強調

50

画像をモニタ 18 に表示する。低酸素モードは、観察対象の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示する。表層血管観察モードは、観察対象に含まれる表層血管を強調した表層血管強調画像をモニタ 18 に表示する。白色光観察モードは、通常モードと同じであり、通常画像をモニタ 18 に表示する。

【0077】

モード操作部 72 では、例えば、極表層血管観察モードと中層血管観察モードと深層血管観察モードと低酸素モードとを選択する。また、モード操作部 72 は、例えば、極表層血管観察モードの優先度を 1 番高く設定し、低酸素モードの優先度を 2 番目に高く設定し、中層血管観察モードの優先度を 3 番目に高く設定し、深層血管観察モードの優先度を 4 番目に高く設定する。

10

【0078】

照明光選択部 74 では、深層血管観察モードで用いる照明光として、第 1 照明光 L1 ~ 第 3 照明光 L3 のそれぞれに対しスペクトルが異なる第 4 照明光 L4 と、第 1 照明光 L1 とを選択する。また、低酸素モードで用いる照明光として、第 1 照明光 L1 ~ 第 4 照明光 L4 のそれぞれに対しスペクトルが異なる第 5 照明光 L5 と、第 1 照明光 L1 ~ 第 5 照明光 L5 のそれぞれに対しスペクトルが異なる第 6 照明光 L6 とを選択する。

【0079】

図 13 において、第 4 照明光 L4 は、B-LED 光源 20b と G-LED 光源 20c とを点灯させ、V-LED 光源 20a と R-LED 光源 20d と 473LD 光源 104 とを消灯させることによって、青色光 B1 及び緑色光 G が光路結合部 23 によって結合された照明光とする。

20

【0080】

図 14 において、第 5 照明光 L5 は、473LD 光源 104 と G-LED 光源 20c と R-LED 光源 20d とを点灯させ、V-LED 光源 20a と B-LED 光源 20b とを消灯させることによって、青色レーザ光 B2 と緑色光 G と赤色光 R とが光路結合部 23 によって結合された照明光とする。

【0081】

図 15 において、第 6 照明光 L6 は、B-LED 光源 20b と G-LED 光源 20c と R-LED 光源 20d とを点灯させ、V-LED 光源 20a と 473LD 光源 104 とを消灯させることによって、青色光 B1 と緑色光 G と赤色光 R とが光路結合部 23 によって結合された照明光とする。

30

【0082】

図 16 において、発光順序決定部 76 では、極表層血管観察モードで用いる照明光、低酸素モードで用いる照明光、中層血管観察モードで用いる照明光、深層血管観察モードで用いる照明光の順序を第 1 発光順序として求める。例えば、第 1 発光順序は、1 フレーム目に第 1 照明光 L1、2 フレーム目に第 2 照明光 L2、3 フレーム目に第 5 照明光 L5、4 フレーム目に第 6 照明光 L6、5 フレーム目に第 1 照明光 L1、6 フレーム目に第 3 照明光 L3、7 フレーム目に第 4 照明光 L4、8 フレーム目に第 1 照明光 L1 が発光される発光順序とする。この第 1 発光順序では、フレーム数は「8」とされる。また、極表層血管観察モードのフレーム間隔は「1」、低酸素モードのフレーム間隔は「1」、中層血管観察モードのフレーム間隔は「1」、深層血管観察モードのフレーム間隔は「1」であるため、フレーム間隔総量は「4」とされる。

40

【0083】

求めた第 1 発光順序は、同じスペクトルの照明光として第 1 照明光 L1 を有する。このため、発光順序決定部 76 は、第 1 発光順序を並べ替えて第 2 発光順序を求める。図 17 において、例えば、第 2 発光順序は、1 フレーム目に第 2 照明光 L2、2 フレーム目に第 1 照明光 L1、3 フレーム目に第 5 照明光 L5、4 フレーム目に第 6 照明光 L6、5 フレーム目に第 3 照明光 L3、6 フレーム目に第 4 照明光 L4 で発光される発光順序とする。この第 2 発光順序では、フレーム数は「6」とされる。また、極表層血管観察モードのフレーム間隔は「1」、低酸素モードのフレーム間隔は「1」、中層血管観察モードのフレ

50

ーム間隔は「3」、深層血管観察モードのフレーム間隔は「4」であるため、フレーム間隔総量は「9」とされる。

【0084】

求めた第2発光順序は、優先度が高い観察モードほど、選択された観察モードで用いる照明光の発光タイミングの間隔が小さくなるように定められていない。このため、発光順序決定部76は、第2発光順序を並べ替えて第3発光順序を求める。図18において、例えば、第3発光順序は、1フレーム目に第5照明光L5、2フレーム目に第6照明光L6、3フレーム目に第2照明光L2、4フレーム目に第1照明光L1、5フレーム目に第3照明光L3、6フレーム目に第4照明光L4が発光される発光順序とする。この第3発光順序では、フレーム数は「6」とされる。また、極表層血管観察モードのフレーム間隔は「1」、低酸素モードのフレーム間隔は「1」、中層血管観察モードのフレーム間隔は「1」、深層血管観察モードのフレーム間隔は「2」であるため、フレーム間隔総量は「5」とされる。そして、発光順序決定部76は、第3発光順序をマルチモードで用いる照明光の発光順序として決定する。

10

【0085】

なお、第2実施形態では、中心波長473nmの青色レーザー光B2を発する473LD光源104を用いているが、473LD光源104に代えて、図19に示すようなB-LED光源110を用いても良い。B-LED光源110は、中心波長460nm、波長帯域420nm~500nmの青色光B3を発する青色半導体光源である図20に示すように、B-LED光源110を用いる場合には、B-LED光源110の光路上にLPF(

20

【0086】

LPF112は、B-LED光源110が発する青色光B3から、特定波長帯域を有する光を生成する。具体的には、図21に示すように、LPF112は、B-LED光源110が発する青色光B3のピーク波長を境に、短波長側の波長帯域(波長460nm未満)をカットし、長波長側の波長帯域(波長460nm以上)を透過する。これにより、LPF112は、青色光B3から、特定波長帯域を有する青色光BLを生成する。

【0087】

青色光BLは、例えば、第5照明光L5に用いられる。具体的には、図22において、第5照明光L5は、B-LED光源110とG-LED光源20cとR-LED光源20dとを点灯させ、V-LED光源20aとB-LED光源20bとを消灯させることによって、青色光BLと緑色光Gと赤色光Rとを含む照明光とする。

30

【0088】

なお、上記実施形態では、中心波長445nmの青色光B1を発するB-LED光源20bを用いているが、B-LED光源20bに代えて、B-LED光源110を設け、更にB-LED光源110の光路上に、図23に示すSPF(ショートパスフィルタ)114を設けるようにしても良い。

【0089】

SPF114は、B-LED光源110が発する青色光B3から、特定波長帯域を有する光を生成する。具体的には、図24に示すように、SPF114は、B-LED光源110が発する青色光B3のピーク波長を境に、短波長側の波長帯域(波長460nm未満)を透過し、長波長側の波長帯域(波長460nm以上)をカットする。これにより、SPF114は、青色光B3から、特定波長帯域を有する青色光BSを生成する。

40

【0090】

青色光BSは、例えば、第1照明光L1に用いられる。具体的には、図25において、第1照明光L1は、B-LED光源110とR-LED光源20dとを点灯させ、V-LED光源20aとG-LED光源20cとを消灯させることによって、青色光BSと赤色光Rとを含む照明光とする。なお、青色光BSは、第1照明光L1の他に、第4照明光L4や第6照明光に用いても良い。

【0091】

50

なお、上記実施形態では、モード操作部 72 によって、観察モードに対して優先度を設定しているが、各照明光の発光タイミングの間隔に対して優先度を設定しても良い。

【符号の説明】

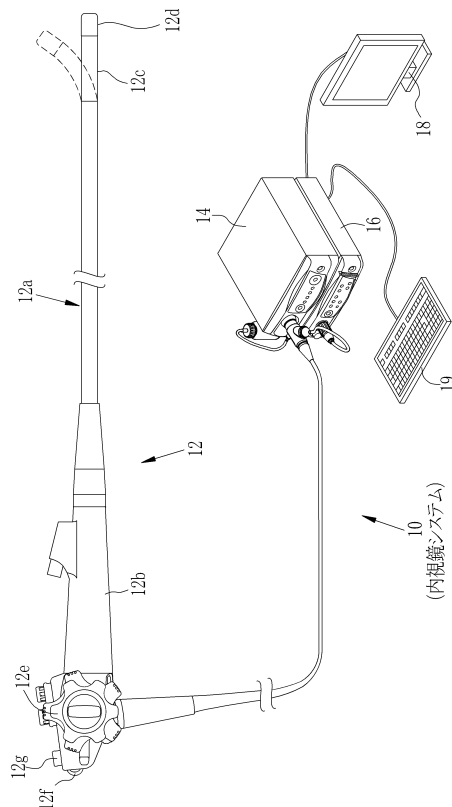
【0092】

- 10、100 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 14 光源装置
- 16 プロセッサ装置
- 20、102 光源部
- 20a V-LED光源
- 20b、110 B-LED光源
- 20c G-LED光源
- 20d R-LED光源
- 68 発光順序決定処理部
- 70 観察モード設定部
- 72 モード操作部
- 74 照明光選択部
- 76 発光順序決定部
- 78 発光順序記憶部
- 80 観察モード選択部
- 104 473LD光源
- 112 LPF(ロングパスフィルタ)
- 114 SPF(ショートパスフィルタ)

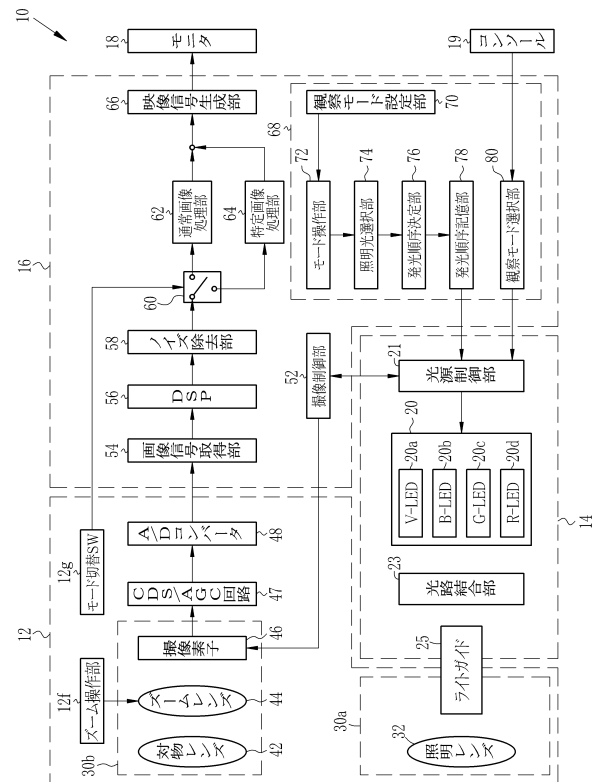
10

20

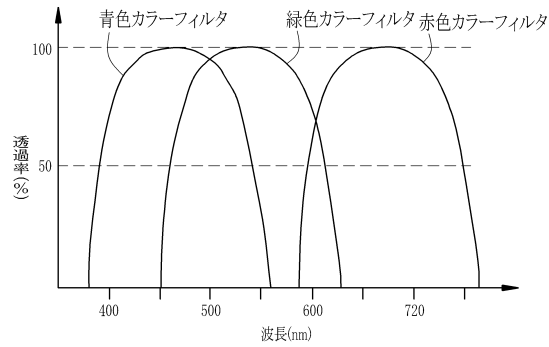
【図1】



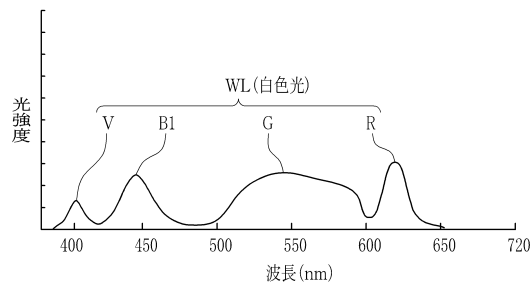
【図2】



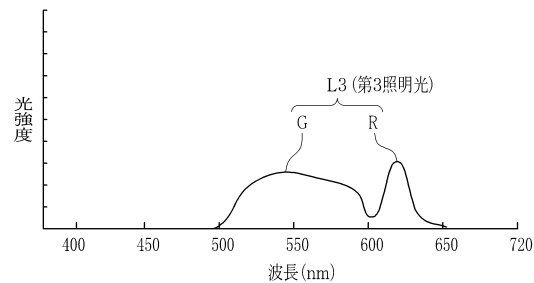
【図 3】



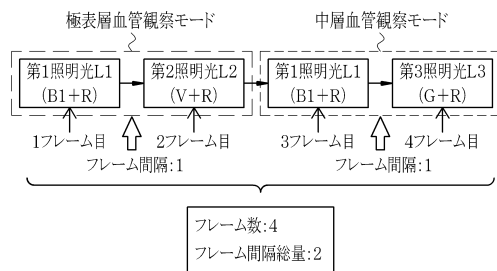
【図 4】



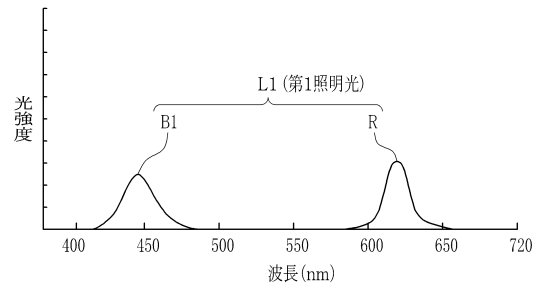
【図 7】



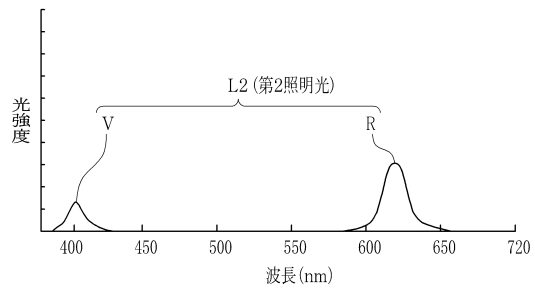
【図 8】



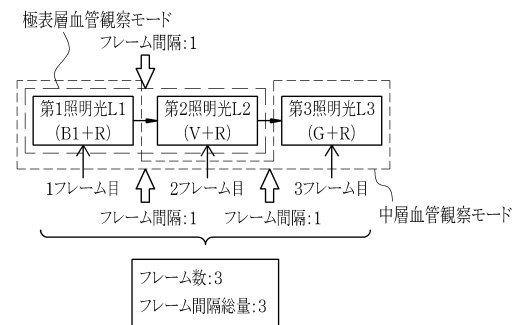
【図 5】



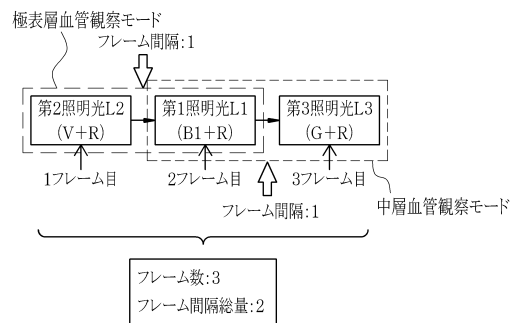
【図 6】



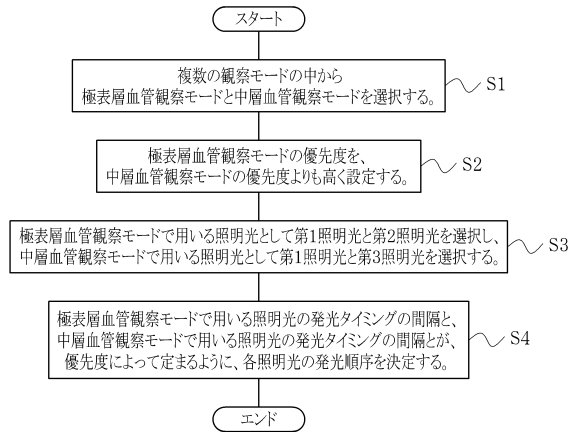
【図 9】



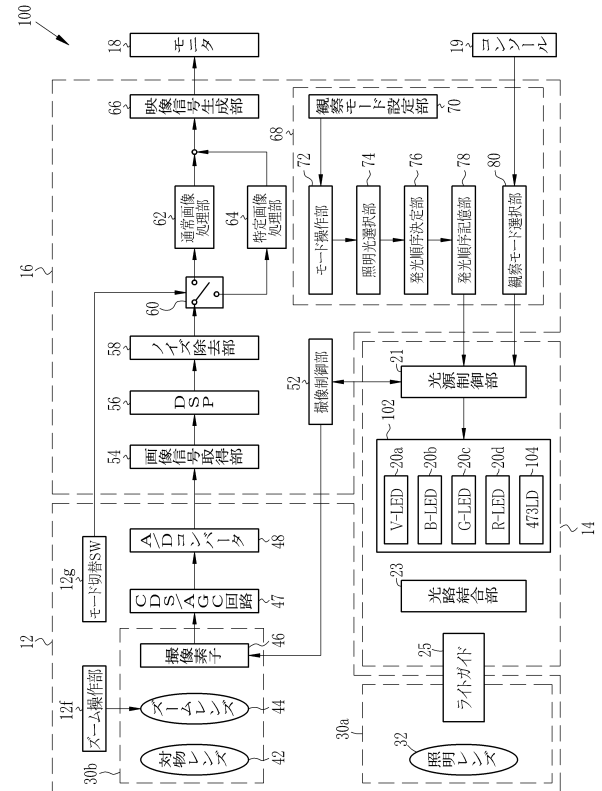
【図 10】



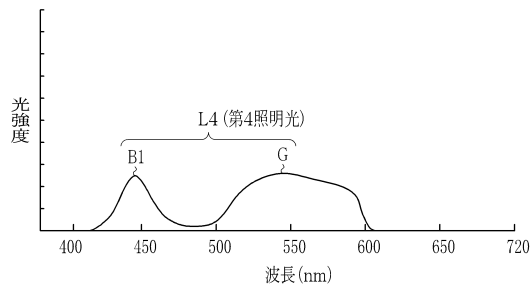
【図 1 1】



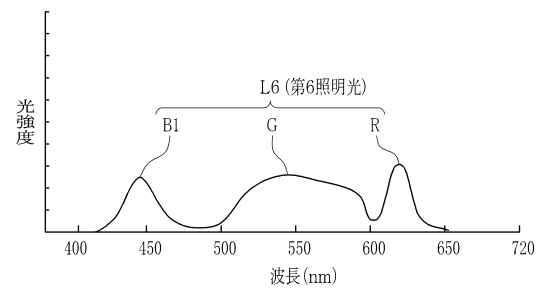
【図 1 2】



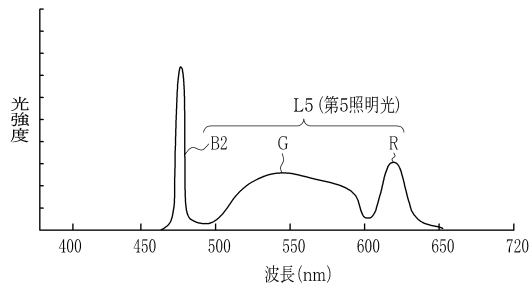
【図 1 3】



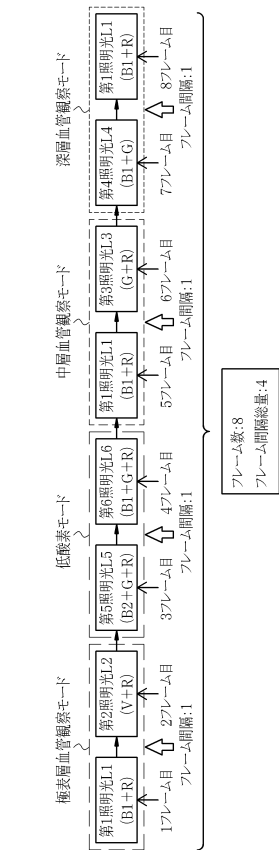
【図 1 5】



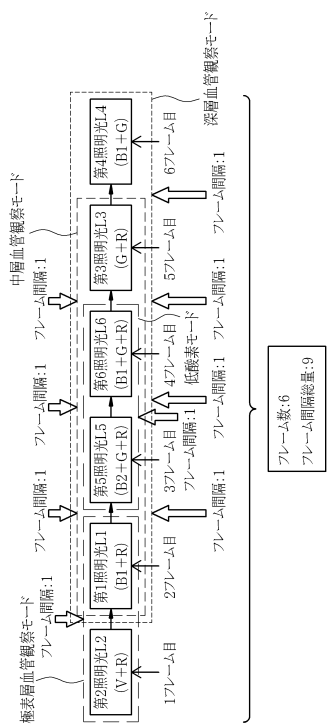
【図 1 4】



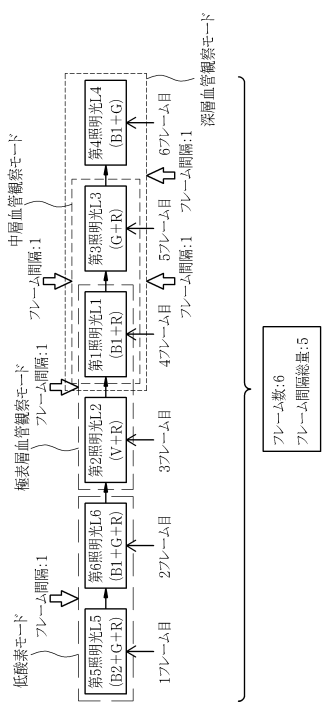
【図 16】



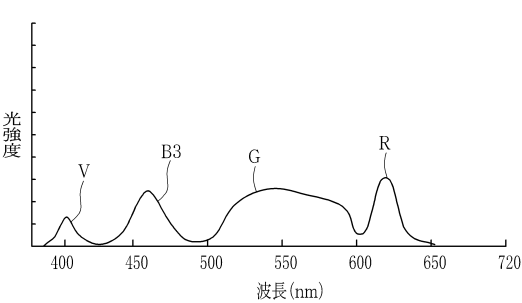
【図 17】



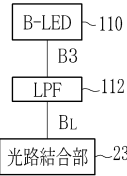
【図 18】



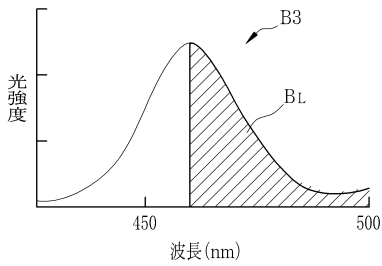
【図 19】



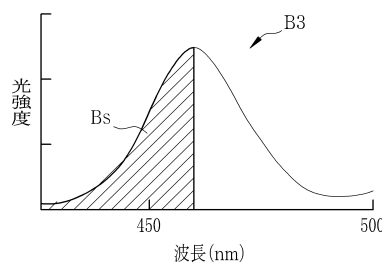
【図 20】



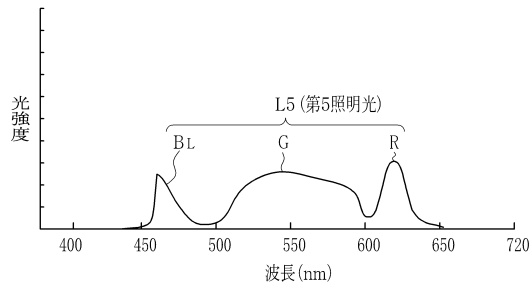
【図 2 1】



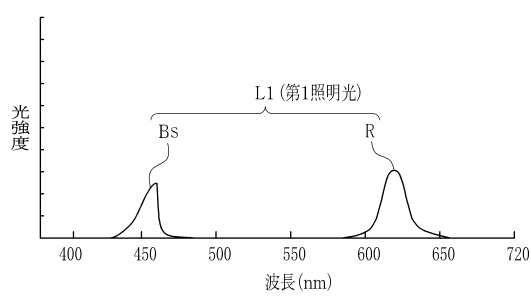
【図 2 4】



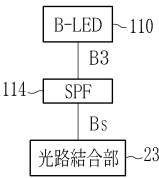
【図 2 2】



【図 2 5】



【図 2 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 2 5 5 0 1 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 8 8 3 6 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 4 / 1 2 5 7 2 4 (W O , A 1)
特開 2 0 1 1 - 2 0 0 5 7 2 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 3 5 4 3 1 (J P , A)
特開 2 0 1 5 - 1 3 9 6 1 3 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜用处理器装置，内窥镜用处理器装置的操作方法，内窥镜用控制程序以及内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6285370B2	公开(公告)日	2018-02-28
申请号	JP2015010452	申请日	2015-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/00.513 G02B23/24.B A61B1/04.362.A A61B1/04.372 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.A A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/QQ07 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/WW10		
其他公开文献	JP2016131837A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 公开的是多个观察模式，对于能够防止由所述观察模式时，操作的处理器装置，一个控制程序用于内窥镜的方法产生的图像的图像退化的内窥镜的处理器单元的显示图像的情况下，还有一个内窥镜系统。内窥镜系统 (10) 包括发射顺序确定处理单元 (68)。发光顺序确定处理单元68，模式操作部分72，照明光选择单元74具有的发射顺序决定部76。模式操作单元72至少选择第一观察模式和第二观察模式并设置优先级。照明光选择部74选择的第一照明光，并在第1观察模式中使用的第二照明光，选择第一照明光以及在所述第二观察模式下使用的第三照明光。发射顺序决定部76，第一照明光的发光定时和所述第二照明光之间的距离，使得第一照明光的发光定时和第三光束之间的距离由所述优先级确定的，照明光的发射确定订单。 .The

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6285370号 (P6285370)
(45) 発行日 平成30年2月28日 (2018. 2. 28)	(24) 登録日 平成30年2月9日 (2018. 2. 9)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 6 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 4 (2 0 0 6 . 0 1)	F I A 6 1 B 1 / 0 6 6 1 0 A 6 1 B 1 / 0 0 5 1 3 G 0 2 B 2 3 / 2 4 B	
請求項の数 10 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-10452 (P2015-10452)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成27年1月22日 (2015. 1. 22)		
(65) 公開番号 特開2016-131837 (P2016-131837A)	(74) 代理人 110001988 東京港区西麻布2丁目2番30号 特許業務法人小林国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年7月25日 (2016. 7. 25)	(72) 発明者 加來 俊彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内	
審査請求日 平成29年2月10日 (2017. 2. 10)	審査官 森川 能匡	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡用のプロセッサ装置、内視鏡用のプロセッサ装置の動作方法、内視鏡用の制御プログラム、及び内視鏡システム		