

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/151703

発行日 平成29年4月13日 (2017. 4. 13)

(43) 国際公開日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)

(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	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号	特願2016-511480 (P2016-511480)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/056359		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成27年3月4日 (2015. 3. 4)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2014-74280 (P2014-74280)	(74) 代理人	110001988
(32) 優先日	平成26年3月31日 (2014. 3. 31)		特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	蔵本 昌之
(31) 優先権主張番号	特願2014-168449 (P2014-168449)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(32) 優先日	平成26年8月21日 (2014. 8. 21)		富士フイルム株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	4C161 AA01 AA02 BB02 CC06 DD03
			DD07 GG01 HH51 JJ17 LL02
			MM01 MM05 NN01 NN05 PP12
			QQ01 QQ07 QQ09 RR02 RR04
			RR06 RR17 RR26 SS21 TT13
			WW08 WW10 WW15

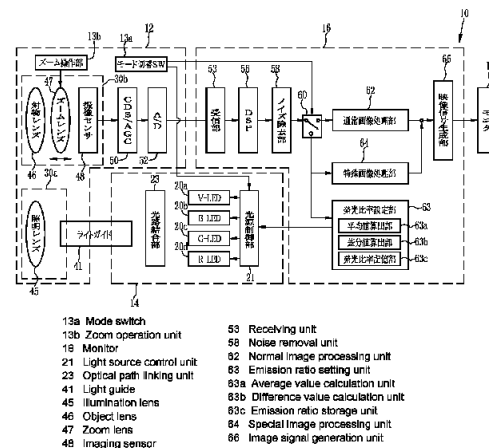
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【要約】

ピオクタン色素のようなヘモグロビン以外の吸光物質が混入された場合であっても、僅かな色調の差を強調して、観察対象上の注目部位の視認性を向上させることができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する。

R-LED 2 0 d、G-LED 2 0 c、B-LED 2 0 bから、赤色光R、緑色光G、青色光Bを第1発光比率で発光する。赤色光R、緑色光G、青色光Bが第1発光比率で照明された体内の観察対象を撮像センサ48で撮像して、第1色の画像信号、第2色の画像信号、第3色の画像信号を出力する。赤色光R、緑色光G、青色光Bの発光比率を、第1発光比率から第2発光比率に変更して、第2色の画像信号又は第3色の画像信号が、前記第1色の画像信号の信号レベルに合うように、赤色光R、緑色光G、青色光Bの光量を制御する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

赤色光、緑色光、青色光を第 1 発光比率で発光する光源部と、

体内の観察対象を撮像して、第 1 色の画像信号、第 2 色の画像信号、第 3 色の画像信号を含むカラーの画像信号を出力する撮像センサであり、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光が前記第 1 発光比率で照明された体内の観察対象を撮像して、第 1 のカラー画像信号を出力する撮像センサと、

前記赤色光、前記緑色光、前記青色光の発光比率を前記第 1 発光比率から第 2 発光比率に変更して、前記第 1 のカラー画像信号において、前記第 2 色の画像信号又は前記第 3 色の画像信号の信号レベルが前記第 1 色の画像信号の信号レベルに合うように、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光のうち少なくとも 1 色の光の光量を制御する制御部と、
を備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記撮像センサは、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光が前記第 2 発光比率で照明された観察対象を撮像して、第 2 のカラー画像信号を出力する請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 色の画像信号は赤色画像信号で、前記第 2 色の画像信号は緑色画像信号で、前記第 3 色の画像信号は青色画像信号であり、

前記第 1 のカラー画像信号は、第 1 の赤色画像信号、第 1 の緑色画像信号、第 1 の青色画像信号であり、

20

前記第 2 のカラー画像信号は、第 2 の赤色画像信号、第 2 の緑色画像信号、第 2 の青色画像信号である請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 2 の緑色画像信号又は前記第 2 の青色画像信号の信号レベルが特定の範囲外である場合に、前記第 2 の緑色画像信号又は前記第 2 の青色画像信号の信号レベルが、前記第 2 の赤色画像信号の信号レベルに合うように、前記第 2 の緑色画像信号又は前記第 2 の青色画像信号を補正する第 1 補正部を備える請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 の緑色画像信号又は前記第 1 の青色画像信号の信号レベルを記憶する信号レベル記憶部と、

30

前記第 2 の緑色画像信号の信号レベルが前記第 1 の緑色画像信号の信号レベルになるように、前記第 2 の緑色画像信号を補正し、又は、前記第 2 の青色画像信号の信号レベルが前記第 1 の青色画像信号の信号レベルになるように、前記第 2 の青色画像信号を補正する第 2 補正部を備える請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 2 の赤色画像信号、前記第 2 の緑色画像信号、前記第 2 の青色画像信号に基づいて第 1 特殊画像を表示し、前記第 2 の赤色画像信号、補正後の第 2 の緑色画像信号、補正後の第 2 の青色画像信号に基づいて第 2 特殊画像を表示する表示部を備える請求項 5 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 7】

前記第 1 の赤色画像信号、前記第 1 の緑色画像信号、前記第 1 の青色画像信号に基づいて、前記第 1 の赤色画像信号の画素値の平均値、前記第 1 の緑色画像信号の画素値の平均値、前記第 1 の青色画像信号の画素値の平均値を算出する平均値算出部を有し、

前記制御部は、前記第 1 の緑色画像信号又は前記第 1 の青色画像信号の画素値の平均値が、前記第 1 の赤色画像信号の画素値の平均値に合うように、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光のうち少なくとも 1 色の光の光量を制御する請求項 3 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記観察対象には、ピオクタニン色素が含まれる請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の

50

内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 のカラー画像信号のうち第 1 色の画像信号の信号レベルから第 1 目標値を設定する目標値設定部を有し、

前記制御部は、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光の発光比率を前記第 1 発光比率から前記第 2 発光比率に変更することに代えて、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光の発光比率を前記第 1 発光比率から第 3 発光比率に変更して、前記第 1 のカラー画像信号における第 1 色の画像信号、前記第 2 色の画像信号、及び前記第 3 色の画像信号の信号レベルが、それぞれ前記第 1 目標値に合うように、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光のうち少なくとも 1 色の光の光量を制御する請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

10

【請求項 10】

前記第 1 のカラー画像信号のうち第 1 色の画像信号の信号レベルから第 1 目標値を設定し、前記第 1 のカラー画像信号のうち第 2 色の画像信号の信号レベルから第 2 目標値を設定し、前記第 1 のカラー画像信号のうち第 3 色の画像信号の信号レベルから第 3 目標値を設定する目標値設定部を有し、

前記制御部は、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光の発光比率を前記第 1 発光比率から前記第 2 発光比率に変更することに代えて、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光の発光比率を前記第 1 発光比率から第 4 発光比率に変更して、前記第 1 のカラー画像信号の第 1 色の画像信号の信号レベルが前記第 1 目標値に、前記第 1 のカラー画像信号の第 2 色の画像信号の信号レベルが前記第 2 目標値に、前記第 1 のカラー画像信号の第 3 色の画像信号の信号レベルが前記第 3 目標値にそれぞれ合うように、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光のうち少なくとも 1 色の光の光量を制御する請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

20

【請求項 11】

前記観察対象には、インジゴカルミンが含まれる請求項 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記観察対象には、ヨードが含まれる請求項 10 記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記観察対象はヘモグロビンを少なくとも有し、前記第 1 のカラー画像信号において、前記第 1 色の画像信号の信号レベルは前記第 2 色の画像信号及び前記第 3 色の画像信号の信号レベルよりも大きい請求項 1 ないし 12 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

30

【請求項 14】

光源部が、赤色光、緑色光、青色光を第 1 発光比率で発光するステップと、

体内の観察対象を撮像して、第 1 色の画像信号、第 2 色の画像信号、第 3 色の画像信号を含むカラーの画像信号を出力する撮像センサが、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光が前記第 1 発光比率で照明された体内の観察対象を撮像して、第 1 のカラー画像信号を出力するステップと、

制御部が、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光の発光比率を前記第 1 発光比率から第 2 発光比率に変更して、前記第 1 のカラー画像信号において、前記第 2 色の画像信号又は前記第 3 色の画像信号の信号レベルが前記第 1 色の画像信号の信号レベルに合うように、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光のうち少なくとも 1 色の光の光量を制御するステップと、

40

を有する内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、青色 LED、緑色 LED、赤色 LED など複数色の半導体光源を用いて、観察対象を照明する内視鏡システム及びその作動方法に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

医療分野においては、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。光源装置としては、キセノンランプや白色LED (Light Emitting Diode) などの広帯域光源の他、青色LED、緑色LED、赤色LEDなどを組み合わせた複数色の半導体光源が用いられつつある。このような複数色の半導体光源を用いる場合には、各色の半導体光源から発せられる複数色の光を組み合わせ、体内の観察対象を照明するための照明光を生成する。

【 0 0 0 3 】

このように複数色の光を組み合わせ照明光を生成した場合には、各色の光の光量を独立に調整して、照明光の色調を臨機応変に変更することが可能である。これにより、ホワイトバランスなどのカラーバランス処理を、プロセッサ装置側だけでなく、光源装置側でも行うことができるようになる (例えば、特許文献1参照)。例えば、ゲイン処理など信号処理をプロセッサ装置側で行わずに、光源装置側でホワイトバランスを行った場合には、ゲイン処理などによるノイズを低減することができる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 2 - 1 2 2 7 9 4 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 5 】

内視鏡によって、胃や食道など体内の観察対象を撮像して得られる画像は、全体的に赤味を帯びている。これは、観察対象が、ヘモグロビンの吸光特性に大きく影響を受けており、観察対象を撮像して得られるRGB画像信号のうち、R画像信号の信号レベル (例えば、画素値の平均値) が、G画像信号及びB画像信号の信号レベルよりも大きくなっているためである。

【 0 0 0 6 】

また、内視鏡による観察においては、診断の目的に応じて、ピオクタニン色素などの色素が観察対象に散布されることがあり、また、ビリルビンなどの残渣・残液が観察対象上で検出される場合がある。これら色素や残渣・残液は吸光特性を有することから、色素等が存在する観察対象においては、ヘモグロビンの吸光特性だけでなく、色素、残渣・残液などヘモグロビン以外の物質の吸光特性にも影響を受けることになる。この場合には、RGB画像信号の信号レベルの関係が、色素等の存在によって変化する。

30

【 0 0 0 7 】

例えば、観察対象上のピットパターンを観察する目的で、ピオクタニン色素を撒布した場合には、照明光のうち緑色成分がピオクタニン色素で吸収される。この場合、ピオクタニン色素を撒布した場合のG画像信号の信号レベルは、ヘモグロビンのみが存在する場合のG画像信号の信号レベルよりも低下する。このようにG画像信号の信号レベルが低下したとしても、ピットパターンはピオクタニン色素の撒布により明瞭化しているが、ピットパターンを更に明瞭化するためには、ピオクタニン色素による光吸収で低下したG画像信号の信号レベルを上げる必要がある。したがって、ヘモグロビン以外の吸光物質が混入された場合であっても、僅かな色調の差を強調して、観察対象上の注目部位の視認性を向上させることが求められていた。

40

【 0 0 0 8 】

なお、上記課題に対して特許文献1の適用が考えられるが、特許文献1では、ホワイトバランスを設定した後の各色の光の発光比率は固定である。したがって、体内の観察対象に対して、ピオクタニン色素などのヘモグロビン以外の吸光物質が混入して、特定色の画像信号の信号レベルが低下した場合であっても、特許文献1の方法では、その低下した特定色の画像信号の信号レベルを向上させることはできない。

【 0 0 0 9 】

50

本発明は、ピオクタニン色素のようなヘモグロビン以外の吸光物質が混入された場合であっても、僅かな色調の差を強調して、観察対象上の注目部位の視認性を向上させることができる内視鏡システム及びその作動方法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、本発明の内視鏡システムは、赤色光、緑色光、青色光を第1発光比率で発光する光源部と、体内の観察対象を撮像して、第1色の画像信号、第2色の画像信号、第3色の画像信号を含むカラーの画像信号を出力する撮像センサであり、赤色光、緑色光、青色光が第1発光比率で照明された体内の観察対象を撮像して、第1のカラー画像信号を出力する撮像センサと、赤色光、緑色光、青色光の発光比率を第1発光比率から第2発光比率に変更して、第1のカラー画像信号において、第2色の画像信号又は第3色の画像信号の信号レベルが第1色の画像信号の信号レベルに合うように、赤色光、緑色光、青色光のうち少なくとも1色の光の光量を制御する制御部と、を備える。

10

【0011】

撮像センサは、赤色光、緑色光、青色光が第2発光比率で照明された観察対象を撮像して、第2のカラー画像信号を出力することが好ましい。第1色の画像信号は赤色画像信号で、第2色の画像信号は緑色画像信号で、第3色の画像信号は青色画像信号であり、第1のカラー画像信号は、第1の赤色画像信号、第1の緑色画像信号、第1の青色画像信号であり、第2のカラー画像信号は、第2の赤色画像信号、第2の緑色画像信号、第2の青色画像信号であることが好ましい。

20

【0012】

第2の緑色画像信号又は第2の青色画像信号の信号レベルが特定の範囲外である場合に、第2の緑色画像信号又は第2の青色画像信号の信号レベルが、第2の赤色画像信号の信号レベルに合うように、第2の緑色画像信号又は第2の青色画像信号を補正する第1補正部を備えることが好ましい。第1の緑色画像信号又は第1の青色画像信号の信号レベルを記憶する信号レベル記憶部と、第2の緑色画像信号の信号レベルが第1の緑色画像信号の信号レベルになるように、第2の緑色画像信号を補正し、又は、第2の青色画像信号の信号レベルが第1の青色画像信号の信号レベルになるように、第2の青色画像信号を補正する第2補正部を備えることが好ましい。

30

【0013】

第2の赤色画像信号、第2の緑色画像信号、第2の青色画像信号に基づいて第1特殊画像を表示し、第2の赤色画像信号、補正後の第2の緑色画像信号、補正後の第2の青色画像信号に基づいて第2特殊画像を表示する表示部を備えることが好ましい。

【0014】

第1の赤色画像信号、第1の緑色画像信号、第1の青色画像信号に基づいて、第1の赤色画像信号の画素値の平均値、第1の緑色画像信号の画素値の平均値、第1の青色画像信号の画素値の平均値を算出する平均値算出部を有し、制御部は、第1の緑色画像信号又は第1の青色画像信号の画素値の平均値が、第1の赤色画像信号の画素値の平均値に合うように、赤色光、緑色光、青色光のうち少なくとも1色の光の光量を制御することが好ましい。観察対象には、ピオクタニン色素が含まれることが好ましい。

40

【0015】

第1のカラー画像信号のうち第1色の画像信号の信号レベルから第1目標値を設定する目標値設定部を有し、制御部は、赤色光、緑色光、青色光の発光比率を第1発光比率から第2発光比率に変更することに代えて、赤色光、緑色光、青色光の発光比率を第1発光比率から第3発光比率に変更して、第1のカラー画像信号における第1色の画像信号、第2色の画像信号、及び第3色の画像信号の信号レベルが、それぞれ第1目標値に合うように、赤色光、緑色光、青色光のうち少なくとも1色の光の光量を制御することが好ましい。

【0016】

第1のカラー画像信号のうち第1色の画像信号の信号レベルから第1目標値を設定し、第1のカラー画像信号のうち第2色の画像信号の信号レベルから第2目標値を設定し、第

50

1のカラー画像信号のうち第3色の画像信号の信号レベルから第3目標値を設定する目標値設定部を有し、制御部は、赤色光、緑色光、青色光の発光比率を第1発光比率から第2発光比率に変更することに代えて、赤色光、緑色光、青色光の発光比率を第1発光比率から第4発光比率に変更して、第1のカラー画像信号の第1色の画像信号の信号レベルが第1目標値に、第1のカラー画像信号の第2色の画像信号の信号レベルが第2目標値に、第1のカラー画像信号の第3色の画像信号の信号レベルが第3目標値にそれぞれ合うように、赤色光、緑色光、青色光のうち少なくとも1色の光の光量を制御することが好ましい。観察対象には、インジゴカルミンが含まれることが好ましい。観察対象には、ヨードが含まれることが好ましい。

【0017】

観察対象はヘモグロビンを少なくとも有し、第1のカラー画像信号において、第1色の画像信号の信号レベルは第2色の画像信号及び第3色の画像信号の信号レベルよりも大きいことが好ましい。

【0018】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源部が、赤色光、緑色光、青色光を第1発光比率で発光するステップと、体内の観察対象を撮像して、第1色の画像信号、第2色の画像信号、第3色の画像信号を含むカラーの画像信号を出力する撮像センサが、赤色光、緑色光、青色光が第1発光比率で照明された体内の観察対象を撮像して、第1のカラー画像信号を出力するステップと、制御部が、赤色光、緑色光、青色光の発光比率を第1発光比率から第2発光比率に変更して、第1のカラー画像信号において、第2色の画像信号又は第3色の画像信号の信号レベルが第1色の画像信号の信号レベルに合うように、赤色光、緑色光、青色光のうち少なくとも1色の光の光量を制御するステップと、を有する。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、ピオクタニン色素のようなヘモグロビン以外の吸光物質が混入された場合であっても、僅かな色調の差を強調して、観察対象上の注目部位の視認性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【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】紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4A】ピオクタニン色素を撒布した場合における第1のRGB画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【図4B】ピオクタニン色素を撒布した場合における第2のRGB画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【図5】特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図6A】ピオクタニン色素を撒布した場合における第2のRGB画像信号のヒストグラムを示すグラフであり、第2のG画像信号及び第2のB画像信号の画素値の平均値が特定の範囲内に入っている場合のグラフである。

【図6B】ピオクタニン色素を撒布した場合における第2のRGB画像信号のヒストグラムを示すグラフであり、第2のG画像信号及び第2のB画像信号の画素値の平均値が特定の範囲外である場合のグラフである。

【図7】ピオクタニン色素を撒布した場合の第1特殊画像を表す画像図である。

【図8】第2特殊画像を表す画像図である。

【図9】同時表示された第1特殊画像と第2特殊画像を表す画像図である。

【図10】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図11】図3と異なる紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 1 2】カプセル内視鏡の概略図である。

【図 1 3】R 画像信号における 1 0 % ピーク値を示す説明図である。

【図 1 4】インジゴカルミンを撒布した場合における第 1 の R G B 画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【図 1 5】インジゴカルミンを撒布した場合の第 1 特殊画像を表す画像図である。

【図 1 6】インジゴカルミンを撒布した場合における第 2 の R G B 画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【図 1 7】ヨードを撒布した場合における第 1 の R G B 画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【図 1 8】ヨードを撒布した場合の第 1 特殊画像を表す画像図である。

10

【図 1 9】ヨードを撒布した場合における第 2 の R G B 画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 1】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 (表示部)と、コンソール 1 9 とを有する。内視鏡 1 2 は光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられる湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

20

【0 0 2 2】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切替 S W 1 3 a、ズーム操作部 1 3 b が設けられている。モード切替 S W 1 3 a は、通常観察モードと、第 1 特殊観察モードと、第 2 特殊観察モード、同時観察モードの 4 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。第 1 特殊観察モードは、観察対象上のピットパターンを明瞭化した第 1 特殊画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。第 2 特殊観察モードは、第 1 特殊画像において粘膜の色を通常の色 (ピンク調の色) で表わした第 2 特殊画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。同時観察モードは、第 1 特殊画像と、第 2 特殊画像とを同時にモニタ 1 8 上に表示するモードである。

30

【0 0 2 3】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 1 9 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置 1 6 には、画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【0 0 2 4】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 2 0 b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 2 0 c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 2 0 d、これら 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動を制御する光源制御部 2 1、4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d から発せられる光の光路を結合する光路結合部 2 3 とを備えている。光路結合部 2 3 で結合された光は、挿入部 1 2 a 内に挿通されたライトガイド 4 1 及び照明レンズ 4 5 を介して、被検体内に照射される。なお、LED の代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。なお、本発明の「光源部」は、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、R-LED 2 0 d を少なくとも含む構成に対応している。

40

【0 0 2 5】

図 3 に示すように、V-LED 2 0 a は、中心波長 4 0 5 nm、波長範囲 3 8 0 ~ 4 2 0 nm の紫色光 V を発生する。B-LED 2 0 b は、中心波長 4 6 0 nm、波長範囲 4 2 0 ~ 5 0 0 nm の青色光 B を発生する。G-LED 2 0 c は、波長範囲が 4 8 0 ~ 6 0 0 nm に及ぶ緑色光 G を発生する。R-LED 2 0 d は、中心波長 6 2 0 ~ 6 3 0 nm で、波長範囲が 6 0 0 ~ 6 5 0 nm に

50

及ぶ赤色光 R を発生する。なお、各 LED 20a ~ 20d において、中心波長とピーク波長は同じであっても、異なってもよい。

【0026】

光源制御部 21 は、通常観察モード、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モード、同時観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20d を全て点灯してもよい。この場合、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の 4 色の光が、観察対象に照射される。なお、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の少なくとも 3 色の光を発光し、それら 3 色の光で観察対象を照明してもよい。

【0027】

また、光源制御部 21 は、通常観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の発光比率が通常観察用の発光比率となるように、各 LED 20a ~ 20d を制御する。通常観察用の発光比率は、通常観察モードに設定されている間は、変更されない。一方、光源制御部 21 は、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モード、同時観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の発光比率が特殊観察用の発光比率となるように、各 LED 20a ~ 20d を制御する。特殊観察用の発光比率は、観察対象を撮像して得られる RGB 画像信号に基づいて、決定される。

【0028】

図 2 に示すように、ライトガイド 41 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 とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部 23 で結合された光を内視鏡 12 の先端部 12d まで伝搬する。なお、ライトガイド 41 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5$ mm の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0029】

内視鏡 12 の先端部 12d には、照明光学系 30a と撮像光学系 30b が設けられている。照明光学系 30a は照明レンズ 45 を有しており、この照明レンズ 45 を介して、ライトガイド 41 からの光が観察対象に照射される。撮像光学系 30b は、対物レンズ 46、ズームレンズ 47、撮像センサ 48 を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介して、撮像センサ 48 に入射する。これにより、撮像センサ 48 に観察対象の反射像が結像される。なお、ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 13b を操作することで、テレ端とワイド端の間を移動する。拡大観察をしない場合（非拡大観察時）には、ズームレンズ 47 はワイド端に配置されている。そして、拡大観察を行う場合には、ズーム操作部 13b の操作によってズームレンズ 47 はワイド端からテレ端に移動する。

【0030】

撮像センサ 48 はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ 48 は、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ 48 は、R（赤）、G（緑）及び B（青）の 3 色の RGB 画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、R フィルタが設けられた R 画素、G フィルタが設けられた G 画素、B フィルタが設けられた B 画素を備えた、いわゆる RGB 撮像センサである。

【0031】

なお、撮像センサ 48 としては、RGB のカラーの撮像センサの代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及び G（緑）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYG の 4 色の画像信号が出力されるため、補色 - 原色色変換によって、CMYG の 4 色の画像信号を RGB の 3 色の画像信号に変換する必要がある。また、撮像センサ 48 はカラーフィルタを設けていないモノクロセンサであっても良い。この場合、光源制御部 21 は青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

【 0 0 3 2 】

撮像センサ 4 8 から出力される画像信号は、C D S ・ A G C 回路 5 0 に送信される。C D S ・ A G C 回路 5 0 は、アナログ信号である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 5 0 を経た画像信号は、A / D 変換器 (A / D コンバータ) 5 2 により、デジタル画像信号に変換される。A / D 変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置 1 6 に入力される。

【 0 0 3 3 】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 3 と、D S P 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、画像処理切替部 6 0 と、通常画像処理部 6 2 と、発光比率設定部 6 3 と、特殊画像処理部 6 4 と、映像信号生成部 6 6 とを備えている。受信部 5 3 は内視鏡 1 2 からのデジタルの R G B 画像信号を受信する。R 画像信号 (赤色画像信号) は撮像センサ 4 8 の R 画素から出力される信号に対応し、G 画像信号 (緑色画像信号) は撮像センサ 4 8 の G 画素から出力される信号に対応し、B 画像信号 (青色画像信号) は撮像センサ 4 8 の B 画素から出力される信号に対応している。

10

【 0 0 3 4 】

D S P 5 6 は、R G B 画像信号に対してガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でガンマ補正等が施された R G B 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等) を施すことによって、R G B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像処理切替部 6 0 に送信される。

20

【 0 0 3 5 】

画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a により、通常観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を通常画像処理部 6 2 に送信し、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モード、同時観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を発光比率設定部 6 3 及び特殊画像処理部 6 4 に送信する。

【 0 0 3 6 】

通常画像処理部 6 2 は、通常観察モードに設定されている場合に作動し、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルの R G B 画像信号に対しては、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理などを行い、色変換処理済みの R G B 画像信号に変換する。次に、色変換済 R G B 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みの R G B 画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施された R G B 画像信号は、通常画像の R G B 画像信号として、通常画像処理部 6 2 から映像信号生成部 6 6 に入力される。

30

【 0 0 3 7 】

発光比率設定部 6 3 は、R G B 画像信号に基づいて、特殊観察用の発光比率を設定する。設定された特殊観察用の発光比率に関する情報は、光源制御部 2 1 に送信される。発光比率設定部 6 3 の詳細については、後述する。

【 0 0 3 8 】

特殊画像処理部 6 4 は、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モード、同時観察モードに設定されている場合に作動し、第 1 特殊画像と、第 2 特殊画像と、第 1 特殊画像と第 2 特殊画像を同時表示するための同時表示用特殊画像を生成する。この特殊画像処理部 6 4 の詳細については、後述する。特殊画像処理部 6 4 で生成された第 1 特殊画像、第 2 特殊画像同時表示用特殊画像の R G B 画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。

40

【 0 0 3 9 】

映像信号生成部 6 6 は、通常画像処理部 6 2 又は特殊画像処理部 6 4 から入力された R G B 画像信号を、モニタ 1 8 で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号に基づいて、モニタ 1 8 は、通常画像、第 1 特殊画像、第 2 特殊画像をそれぞれ表示し、または第 1 特殊画像と第 2 特殊画像とを同時表示する。

【 0 0 4 0 】

50

発光比率設定部 6 3 は、平均値算出部 6 3 a と、差分値算出部 6 3 b と、発光比率記憶部 6 3 c とを有する。平均値算出部 6 3 a は、R G B 画像信号に基づいて、R 画像信号の画素値の平均値、G 画像信号の画素値の平均値、B 画像信号の画素値の平均値を算出する。次に、差分値算出部 6 3 b が、R 画像信号の画素値の平均値から G 画像信号の画素値の平均値を引いて R G 差分値を算出するとともに、R 画像信号の画素値の平均値から B 画像信号の画素値の平均値を引いて R B 差分値を算出する。

【 0 0 4 1 】

発光比率記憶部 6 3 c は、R G 差分値及び R B 差分値と紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の発光比率との対応関係を記憶する。この対応関係においては、R G 差分値が大きい程、緑色光 G の発光量を増加させるように設定されており、また、R B 差分値が大きい程、青色光 G の発光量を増加させるように設定されている。発光比率設定部 6 3 では、上記対応関係を参照して、算出された R G 差分値及び R B 差分値に対応する発光比率を、特殊観察用の発光比率として設定する。光源制御部 2 1 は、設定された特殊観察用の発光比率に基づいて各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御して、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の光量を制御する。なお、本発明の「制御部」は、「発光比率設定部 6 3」と「光源制御部 2 1」を含む構成に対応している。

10

【 0 0 4 2 】

以下、発光比率設定部 6 3 による発光比率の設定方法を説明する。まず、モード切替 S W 1 3 a により第 1 特殊観察モードに切り替えると、光源制御部 2 1 は、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を第 1 発光比率で発光するように制御する。この場合、第 1 発光比率に基づいて得られる第 1 の R G B 画像信号は、図 4 A に示すように、第 1 の R 画像信号の最頻値 P r 1 に比べて、第 1 の G 画像信号の最頻値 P g 1、第 1 の B 画像信号の最頻値 P b 1 はいずれも小さくなっている。即ち、第 1 の R 画像信号の信号レベルは、第 1 の G 画像信号又は第 1 の B 画像信号の信号レベルよりも、大きくなっている。

20

【 0 0 4 3 】

これは、観察対象に、ヘモグロビンが含まれていることが大きく影響している。また、ピオクタニン色素を観察対象に撒布した場合、観察対象には、ヘモグロビンと、ピオクタニン色素の 2 つの吸光物質が含まれることになる。このピオクタニン色素は、緑色光 G に吸収特性があることから、ピオクタニン色素の混入により、第 1 の R G B 画像信号のうち第 1 の G 画像信号の最頻値 P g 1 が特に小さくなる。この場合、第 1 の R G B 画像信号に基づいて得られる第 1 特殊画像上では、ピットパターンはピオクタニン色素の撒布により明瞭化しているが、第 1 の G 画像信号の画素値の低下に伴い、ピットパターンの明るさは若干暗くなっている。

30

【 0 0 4 4 】

なお、発光比率設定部 6 3 は、コンソール 1 9 等の指示によって発光比率変更指示を受けるまでの間は、特殊観察用の発光比率を第 1 発光比率に設定する。この第 1 発光比率は、通常観察用の発光比率と同じに設定することが好ましい。このように通常観察用の発光比率と同じに設定した場合には、次のようにして、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の光量制御を行う。まず、プロセッサ装置 1 6 内の輝度信号生成部（図示しない）が、第 1 の R G B 画像信号に基づいて Y（輝度）信号を作成し、Y 信号を光源制御部 2 1 に送信する。次に、光源制御部 2 1 は、Y 信号のヒストに基づいて、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を一定の比率で保ちながら制御して、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の強度を制御する。Y 信号のヒストに基づく制御としては、Y 信号のヒストグラムにおいて平均値や 1 0 % ピーク値（図 1 3 において横軸を「輝度」にした場合の「P V」に相当）が所定の基準に合うように、強度を調整する方法が考えられる。

40

【 0 0 4 5 】

次に、発光比率設定部 6 3 が発光比率変更指示を受信すると、平均値算出部 6 3 a は、第 1 の R G B 画像信号に基づいて、第 1 の R G B 画像信号の画素値の平均値を算出するとともに、差分値算出部 6 3 b で、算出した第 1 の R G B 画像信号の画素値に基づいて、R G 差分値及び R B 差分値を算出する。そして、発光比率設定部 6 3 が、算出した R G 差分

50

値及びR B差分値に基づいて、特殊観察用の発光比率として第2発光比率を設定する。

【0046】

そして、光源制御部21は、第1発光比率から第2発光比率に変更し、この第2発光比率で紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光を行う。この場合、光源制御部21は、第1のG画像信号及び第1のB画像信号の画素値の平均値が第1のR画像信号の画素値の平均値に合うように、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの光量を制御する。

【0047】

そして、第2発光比率に基づいて得られる第2のRGB画像信号は、図4Bに示すように、第2のG画像信号の最頻値Pg2と第2のB画像信号の最頻値Pb2とが、第2のR画像信号の最頻値Pr2に近づいている。また、第2のG画像信号及び第2のB画像信号のヒストグラムの幅も広がっている。これは、第2発光比率に基づく光源制御部21の光量制御によって、緑色光Gと青色光Bの光量が増加したためである。また、緑色光Gの光量増加させることによって、第2の画像信号の画素値を上げる、言い換えれば明るさを増加させることができるため、ピオクタニン色素の撒布時であっても、ビットパターン of 10
の明るさを向上させることができる。

【0048】

図5に示すように、特殊画像処理部64は、第1特殊画像生成部70と、第2特殊画像生成部72と、同時表示用画像生成部74とを有する。第1特殊画像生成部70は、第2発光比率で紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rを発光したときに得られる第2のRGB画像信号に基づいて、第1特殊画像を生成する。 20

【0049】

第1特殊画像生成部70は、平均値算出部70aと、第1補正部70bとを有する。平均値算出部70aは、第2のRGB画像信号に基づいて、第2のR画像信号の画素値の平均値、第2のG画像信号の画素値の平均値、第2のB画像信号の画素値の平均値を算出する。これら第2のG画像信号及び第2のB画像信号の画素値の平均値が特定の範囲内に入っている場合には、図6Aに示すように、第2のG画像信号の最頻値Pg2と第2のB画像信号の最頻値Pb2とが、第2のR画像信号の最頻値Pr2に近づいている。この場合、第1特殊画像生成部70は、第2のRGB画像信号に基づいて、第1特殊画像を生成する。図7に示すように、第1特殊画像80上のビットパターン82は、明るさが十分に向上している。なお、特定の範囲は、「第2のR画像信号の画素値の平均値から一定の画素値(ユーザーによって適宜設定する)を引いた値」から「第2のR画像信号の画素値の平均値に一定の画素値(ユーザーによって適宜設定する)を足した値」までの範囲とすることが好ましい。 30

【0050】

一方、第2のG画像信号及び第2のB画像信号の画素値の平均値が特定の範囲外である場合には、図6Bに示すように、第2のG画像信号の最頻値Pg2と第2のB画像信号の最頻値Pb2とが、第2のR画像信号の最頻値Pr2よりも小さくなっている。これは、光源制御部21による光量制御で第2のG画像信号又は第2のB画像信号の画素値を十分に増加させることができなくなったものと考えられる。 40

【0051】

この場合には、第1補正部70bで、第2のG画像信号の画素値の平均値と第2のB画像信号の画素値の平均値とが、第2のR画像信号の画素値の平均値に合うように、第2のG画像信号又は第2のB画像信号を補正する。この補正後の第2のRGB画像信号では、第2のG画像信号の最頻値Pg2と第2のB画像信号の最頻値Pb2とが、第2のR画像信号の最頻値Pr2とほぼ同じとなる。第1特殊画像生成部70は、第2のR画像信号と、補正後の第2のG画像信号と、補正後の第2のB画像信号に基づいて、第1特殊画像を生成する。これにより、第1特殊画像80上で、ビットパターンの明るさが十分に向上する。 40

【0052】

なお、第1補正部70bでの補正方法としては、第2のG画像信号の画素値の平均値と 50

第 2 の R 画像信号の画素値の平均値との差分値（又は第 2 の B 画像信号の画素値の平均値と第 2 の R 画像信号の画素値の平均値との差分値）を算出し、この差分値が小さくなるように、第 2 の G 画像信号（又は第 2 の B 画像信号）を補正する方法が考えられる。

【 0 0 5 3 】

図 5 に示す第 2 特殊画像生成部 7 2 は、第 2 発光比率で紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を発光したときに得られる第 2 の R G B 画像信号に基づいて、第 2 特殊画像を生成する。ここで、第 1 特殊画像生成部 7 0 で生成した第 1 特殊画像は、第 2 の G 画像信号及び第 2 の B 画像信号の画素値を増加させているため、第 1 特殊画像 8 0 上の粘膜 8 3 は、通常の色（ピンク色）ではなく、緑色又は青色などの通常の色以外の色で表示される（図 7 参照）。このように、粘膜の色が通常の色以外の色で表示された場合には、ドク

10

【 0 0 5 4 】

第 2 特殊画像生成部 7 2 は、信号レベル記憶部 7 2 a と、第 2 補正部 7 2 b とを有する。信号レベル記憶部 7 2 a は、第 1 発光比率で紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を発光したときに得られる第 1 の R G B 画像信号に基づいて、第 1 の R G B 画像信号の画素値の平均値を算出するとともに、算出した第 1 の R G B 画像信号の画素値の平均値を記憶する。

【 0 0 5 5 】

第 2 補正部 7 2 b は、信号レベル記憶部 7 2 a に記憶した第 1 の R G B 画像信号の画素値の平均値に基づいて、第 2 の R G B 画像信号を補正する。この第 2 補正部 7 2 b では、第 2 の G 画像信号の画素値の平均値が第 1 の G 画像信号の画素値の平均値となるように、第 2 の G 画像信号を補正し、又は、第 2 の B 画像信号の画素値の平均値が第 1 の B 画像信号の画素値の平均値となるように、第 2 の B 画像信号を補正する。なお、第 2 の G 画像信号の画素値の平均値は第 1 の G 画像信号の画素値の平均値よりも大きいことから、第 2 の G 画像信号は、補正によって、画素値の平均値が小さくなる（その他に、ヒストグラムの幅が小さくなる）。第 2 の B 画像信号についても、同様にして、補正により、画素値の平均値が小さくなる。

20

【 0 0 5 6 】

そして、第 2 特殊画像生成部 7 2 は、第 2 の R 画像信号、補正後の第 2 の G 画像信号、補正後の第 2 の B 画像信号に基づいて、第 2 特殊画像を生成する。図 8 に示すように、第 2 特殊画像 8 4 上の粘膜 8 6 の色は、通常の色であるピンク調の色で表示される。ただし、第 2 特殊画像 8 4 上では、ビットパターン 8 7 の明るさは第 1 特殊画像 8 0 と比較すると暗くなっている。

30

【 0 0 5 7 】

同時表示用画像生成部 7 4 は、第 1 特殊画像生成部 7 0 と第 2 特殊画像生成部 7 2 で生成された第 1 特殊画像と第 2 特殊画像に基づいて、同時表示用特殊画像を生成する。モニタ 1 8 は、図 9 に示すように、同時表示用特殊画像に基づいて、一方側に第 1 特殊画像 8 0 を表示し、他方側に第 2 特殊画像 8 4 を表示する。このように第 1 特殊画像 8 0 と第 2 特殊画像 8 4 を同時に表示することで、第 1 特殊画像 8 0 から明るさが向上したビットパターン 8 2 を把握しつつ、第 2 特殊画像 8 4 から粘膜 8 6 を通常の色（ピンク調の色）で把握することができるようになる。

40

【 0 0 5 8 】

次に、本実施形態における一連の流れを図 1 0 のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など病変の可能性がある部位（病変可能性部位）を検出したときには、ズーム操作部 1 3 b を操作して、その病変可能性部位を含む観察対象を拡大表示する拡大観察を行う。これに合わせて、モード切替 S W 1 3 a を操作して、第 1 特殊観察モードに切り替えるとともに、ピオクタニン色素を観察対象に対して撒布する。

【 0 0 5 9 】

50

まず、第1特殊観察モードでは、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rを第1発光比率で発光する。第1発光比率で発光した4色の光は、ピオクタニン色素が散布された観察対象に照射される。この観察対象を撮像センサ48で撮像して、第1のRGB画像信号を得る。発光比率設定部63が発光比率変更指示を受信するまでの間は、第1発光比率で発光を行う。そして、発光比率設定部63が発光比率変更指示を受信すると、発光比率設定部63は、第1のRGB画像信号に基づいて、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光比率を、第2発光比率として新たに設定する。この新たに設定された第2発光比率に関する情報は、光源制御部21に送られる。

【0060】

光源制御部21は、第2発光比率に基づいて各LED20a~20dを制御し、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの光量を調整する。この光源制御部21では、第1のG画像信号及び第1のB画像信号の画素値の平均値が、第1のR画像信号の画素値の平均値に合うように、青色光B、緑色光Gの光量が調整される。例えば、ピオクタニン散布時には、第1のG画像信号の画素値が低下するが、光源制御部21は、その第1のG画像信号の画素値の低下を補うように、緑色光Gの光量を少なくとも増加させる。次に、第2発光比率に基づいて得られる第2のRGB画像信号から、第1特殊画像を生成する。生成された第1特殊画像はモニタ18に表示される。第1特殊画像上では、ビットパターンの明るさが向上している。

【0061】

なお、粘膜の色を通常の色(ピンク調)で表示する場合には、モード切替SW13aを操作して、第2特殊観察モードに切り替えて、モニタ18に第2特殊画像を表示させる。また、明るい状態のビットパターンを表示しつつ、通常の色粘膜を表示させる場合には、モード切替SW13aを操作して、同時観察モードに切り替える。この切替操作により、第1特殊画像と第2特殊画像とがモニタ18に同時表示される。

【0062】

なお、上記実施形態では、発光比率設定部63で第2発光比率に設定した後は、特殊観察用の発光比率を第2発光比率に固定して紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光を行ってもよい。また、撮像センサ48で観察対象を撮像する毎に第2発光比率を変更し、変更後の第2発光比率に基づいて、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光を行ってもよい。

【0063】

なお、上記実施形態では、図3に示すような発光スペクトルを有する4色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図11に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては、図3と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光V*については、中心波長410~420nmで、図3の紫色光Vよりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光B*については、中心波長445~460nmで、図3の青色光Bよりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

【0064】

なお、上記実施形態では、撮像センサ48が設けられた内視鏡12を体内に挿入して観察を行う内視鏡システムで、本発明を実施しているが、その他に、カプセル内視鏡システムにおいて、本発明の実施を行ってもよい。例えば、カプセル内視鏡システムでは、図12に示すカプセル内視鏡100と、プロセッサ装置(図示しない)とを少なくとも有している。

【0065】

カプセル内視鏡100は、LED102と、光源制御部103と、撮像センサ104と、画像処理部106と、送受信アンテナ108とを備えている。LED102は、紫色光Vを発するV-LEDと、青色光Bを発するB-LEDと、緑色光Gを発するG-LEDと、赤色光Rを発するR-LEDとを有しており、これら4色のLEDから紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rを発する。LED102から発せられた紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rは、観察対象に対して照明される。なお、LEDに代えて、LD(Laser Diode)を用

10

20

30

40

50

いてもよい。

【 0 0 6 6 】

光源制御部 1 0 3 は、L E D 1 0 2 の駆動を制御する。この光源制御部 1 0 3 は、送受信アンテナ 1 0 8 によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記実施形態で示したプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様である。このカプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、発光比率設定部 6 3 で設定した発光比率に関する情報を、カプセル内視鏡 1 0 0 に送信する。光源制御部 1 0 3 は、受信した発光比率に関する情報に基づいて、L E D 1 0 2 の駆動を制御する。

【 0 0 6 7 】

撮像センサ 1 0 4 はカラーの撮像センサであり、白色光で照明された観察対象を撮像して、R G B の画像信号を出力する。ここで、撮像センサ 1 0 4 としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサを用いることが好ましい。撮像センサ 1 0 4 から出力された R G B 画像信号は、画像処理部 1 0 6 で、送受信アンテナ 1 0 8 で送信可能な信号にするための処理が施される。画像処理部 1 0 6 を経た R G B 画像信号は、送受信アンテナ 1 0 8 から、無線でカプセル内視鏡システムのプロセッサ装置に送信される。

【 0 0 6 8 】

なお、上記実施形態においては、R G B 画像信号の信号レベルを表すものとして、R G B 画像信号の画素値の平均値の他、R G B 画像信号のヒストグラムにおける最頻値や、R G B 画像信号のヒストグラムにおいて、高画素値側からみて累積度数が 1 0 % となる画素値 (例えば、図 1 3 の場合であれば、画素値 P V) を示す 1 0 % ピーク値などを用いてもよい。

【 0 0 6 9 】

なお、上記実施形態においては、ピオクタニン色素撒布時におけるビットパターンの明るさ向上のために、第 1 の G 画像信号又は第 1 の B 画像信号の信号レベルが第 1 の R 画像信号に合うように、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の強度を調整しているが、その他、各種の目的に応じて、第 1 の R 画像信号又は第 1 の B 画像信号の信号レベルが第 1 の G 画像信号に合うように、各色の光の強度を調整してもよく、また、第 1 の R 画像信号又は第 1 の G 画像信号の信号レベルが第 1 の B 画像信号に合うように、各色の光の強度を調整してもよい。即ち、各種目的に応じて、第 2 色の画像信号又は第 3 色の画像信号の信号レベルが第 1 色の画像信号の信号レベルに合うように、各色の光の強度を調整する。

【 0 0 7 0 】

例えば、ピオクタニン色素撒布時において、ビットパターンの明るさを向上させるだけでなく、ピオクタニン色素撒布時の色を多少残しておく場合には、R 画像信号の目標値 $\times \alpha = G$ 画像信号の目標値、R 画像信号の目標値 $\times \beta = B$ 画像信号の目標値となるように、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の強度を調整することが好ましい。この場合には、上記のような強度調整を行うために、観察モードとして、ピオクタニン染色強調モードを新たに設けることが好ましい。

【 0 0 7 1 】

また、上記実施形態では、ピオクタニン色素撒布時に紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の強度を調整しているが、ヨード (照明光うち青を吸収し、緑もやや吸収してオレンジを発する) やインジゴカルミン (照明光のうち赤、緑を吸収して青を発する) を撒布したときに、第 2 色の画像信号又は第 3 色の画像信号の信号レベルが第 1 色の画像信号の信号レベルに合うように、各色の光の強度を調整してもよい。

【 0 0 7 2 】

例えば、インジゴカルミンを撒布した場合において、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を第 1 発光比率で発光したときには、図 1 4 に示すようなヒストグラムを有する第 1 の R G B 画像信号が得られる。第 1 の R 画像信号においては、高画素値から低画素値にかけてほぼまんべんなく分布している。この第 1 の R 画像信号の画素値の平均値は「1

10

20

30

40

50

00」付近であり、ヨードやピオクタニンなど他の色素を用いた場合のR画像信号の平均値と比較すると、やや低くなっている。これは、インジゴカルミンが照明光の赤色成分を吸収するためである。一方、第1のG画像信号と第1のB画像信号については、中画素値から低画素値に分布している。第1のG画像信号の画素値の平均値は「85」付近であり、第1のB画像信号の画素値の平均値は「80」付近である。

【0073】

以上のように、インジゴカルミンを撒布した場合においても、ピオクタニンを撒布した場合と同様に、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光比率を第1発光比率から第2発光比率に変更して光量制御を行うことによって、第1のG画像信号及び第1のB画像信号の平均値が第1のR画像信号の平均値に合うようにすることが好ましい。発光比率の設定方法や第2発光比率に基づく光量制御については、上記実施形態と同様である。以上のような、第2の発光比率に基づく光量制御により得られる第2のRGB画像信号においては、第2のG画像信号と第2のB画像信号の画素値が増加することで、図15に示すように、インジゴカルミンが流れ込んだビットパターン200のコントラストが向上する。

10

【0074】

また、第1のG画像信号及び第1のB画像信号の平均値が第1のR画像信号の平均値に合うように、第2発光比率を設定する代わりに、第1のR画像信号から第1目標値を定め、この第1目標値に第1のR画像信号、第1のG画像信号、及び第1のB画像信号の平均値が合うように、第3発光比率を設定してもよい。第1目標値としては、第1のR画像信号の平均値を若干小さくした値に設定することが好ましい。なお、第1目標値の設定は、発光比率設定部63の内部に設けた目標値設定部（図示しない）により行う。

20

【0075】

例えば、第1のR画像信号の平均値が「100」付近の場合には、第1目標値を「90」付近に設定し、この第1目標値「90」付近に第1のR画像信号、第1のG画像信号、及び第1のB画像信号の平均値が近づくように、第3発光比率を設定する。この設定された第3発光比率に基づいて紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの光量制御を行うことにより、図16に示すようなヒストグラムを有する第2のRGB画像信号が得られる。これら第2のRGB画像信号において、第2のG画像信号と第2のB画像信号は、上記と同様に、第1のRGB画像信号よりも画素値が大きくなっている。その一方で、第2のR画像信号については、第1のRGB画像信号よりも平均値が小さくなっているため、高画素値の画素分布が少なくなつて、分布範囲が狭くなっている。これにより、第2発光比率に基づいて光量制御を行った場合と比較して、インジゴカルミンが流れ込んだビットパターン200のコントラストを更に向上させることができる。

30

【0076】

また、ヨードを撒布した場合において、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rを第1発光比率で発光したときには、図17に示すようなヒストグラムを有する第1のRGB画像信号が得られる。第1のR画像信号においては、高画素値から中画素値にかけて分布しているとともに、高画素値の部分の頻度が特に大きくなっている。この第1のR画像信号の画素値の平均値は「156」付近である。一方、第1のG画像信号については、中画素値から低画素値にかけて分布しており、低画素値の部分の頻度が大きくなっている。第1のG画像信号の画素値の平均値は「60」付近である。また、第1のB画像信号についても、第1のG画像信号と同様、中画素値から低画素値に分布しているが、低画素値の部分の頻度が極めて大きくなっている。これは、照明光の青色成分に対するヨードの吸収が大きいためである。なお、第1のB画像信号の画素値の平均値は「10」付近である。

40

【0077】

以上のように、インジゴカルミンを撒布した場合においても、ピオクタニンを撒布した場合と同様に、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの発光比率を第1発光比率から第2発光比率に変更して光量制御を行うことによって、第1のG画像信号及び第1のB画像信号の平均値が第1のR画像信号の平均値に合うようにすることが好ましい。発光比率

50

の設定方法や第2発光比率に基づく光量制御については、上記実施形態と同様である。以上のような、第2の発光比率に基づく光量制御により得られる第2のRGB画像信号においては、第2のG画像信号と第2のB画像信号の画素値が増加することで、図18に示すように、ヨードが染色されたヨード染色エリア202とヨードが染色されていないヨード不染エリア204との違いが明瞭化する。

【0078】

また、第1のG画像信号及び第1のB画像信号の平均値が第1のR画像信号の平均値に合うように、第2発光比率を設定する代わりに、第1のR画像信号から第1目標値を、第1のG画像信号から第2目標値を、第1のB画像信号から第3目標値を定めた上で、第1目標値に第1のR画像信号の平均値が、第2目標値に第1のG画像信号の平均値が、第3目標値に第1のB画像信号の平均値が、それぞれ合うように、第4発光比率を設定してもよい。なお、第1～第3目標値の設定は、発光比率設定部63の内部に設けた目標値設定部(図示しない)により行う。

10

【0079】

第1目標値としては、第1のR画像信号の平均値を若干小さくした値に設定することが好ましい。一方、第2目標値としては、第1のG画像信号の平均値よりも大きく、且つ第1目標値よりも小さく設定することが好ましい。また、第3目標値についても、第1のB画像信号の平均値よりも大きく、且つ第1目標値よりも小さく設定することが好ましい。ただし、第3目標値については、大きく設定しすぎると、ヨード染色エリア202とヨード不染エリア204との違いがわかりにくくなるので、第1のB画像信号の平均値に対して「10」～「20」の範囲内の値を加えたものを第3目標値とすることが好ましい。

20

【0080】

例えば、第1のR画像信号の平均値が「155」付近の場合には、第1目標値を「100」付近に設定し、第1のG画像信号の平均値が「60」付近の場合には、第2目標値を「80」に設定し、第1のB画像信号の平均値が「10」付近の場合には、第3目標値を25に設定する。そして、第1目標値に第1のR画像信号の平均値が、第2目標値に第1のG画像信号の平均値が、第3目標値に第1のB画像信号の平均値が、それぞれ合うように、第4発光比率を設定する。この設定された第4発光比率に基づいて紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの光量制御を行うことにより、図19に示すようなヒストグラムを有する第2のRGB画像信号が得られる。

30

【0081】

これら第2のRGB画像信号において、第2のG画像信号と第2のB画像信号は、第1のG画像信号と第2のB画像信号よりも画素値が大きくなるとともに、第1のG画像信号と第1のB画像信号と比較して、画素値の分布範囲が広がっている。その一方で、第2のR画像信号については、高画素値の画素分布が無くなって、分布範囲が狭くなっているとともに、最頻値が高画素値の部分から中画素値の部分にシフトしている。これにより、第2発光比率に基づいて光量制御を行った場合と比較して、ヨードが染色されたヨード染色エリア202とヨードが染色されていないヨード不染エリア204との違いを更に明瞭化することができる。

40

【0082】

[付記項]

赤色光、緑色光、青色光を発光する光源部と、

前記赤色光、前記緑色光、前記青色光で照明された体内の観察対象を撮像して、第1色の画像信号、第2色の画像信号、第3色の画像信号を出力する撮像センサと、

前記第2色の画像信号又は前記第3色の画像信号の信号レベルを前記第1色の画像信号の信号レベルに合わせるための発光比率を設定する発光比率設定部と、

前記発光比率設定部で設定された発光比率に基づいて、前記赤色光、前記緑色光、前記青色光のうち少なくとも1色の光の光量を制御する光源制御部と、
を備える内視鏡システム。

【符号の説明】

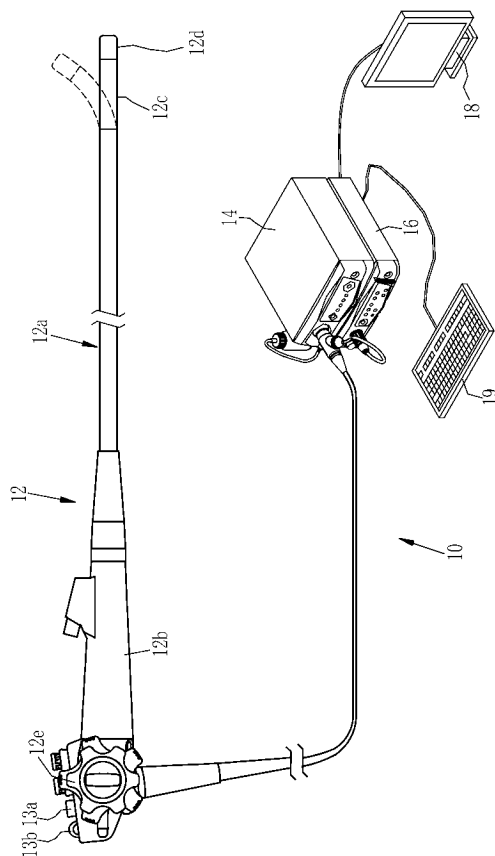
50

【 0 0 8 3 】

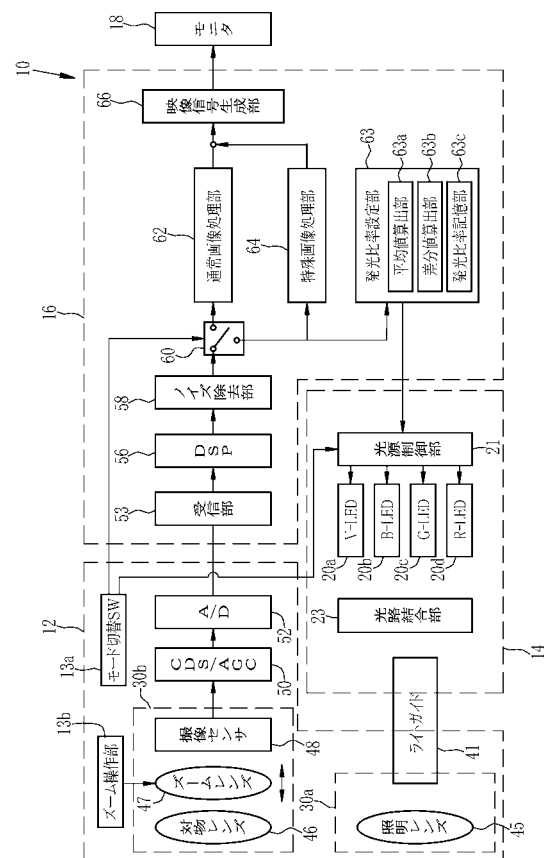
- | | |
|-------------|----------|
| 1 0 | 内視鏡システム |
| 1 8 | モニタ（表示部） |
| 2 0 b | B-LED |
| 2 0 c | G-LED |
| 2 0 d | R-LED |
| 2 1 | 光源制御部 |
| 4 8 , 1 0 4 | 撮像センサ |
| 6 3 a | 平均値算出部 |
| 7 0 b | 第1補正部 |
| 7 2 a | 信号レベル記憶部 |
| 7 2 b | 第2補正部 |

10

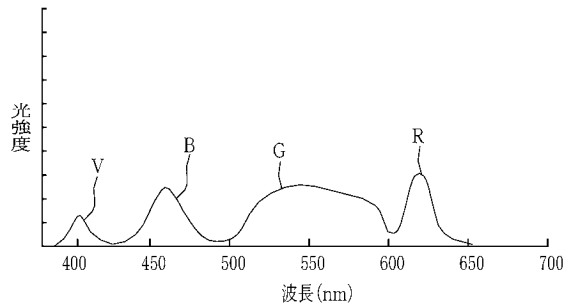
【 図 1 】



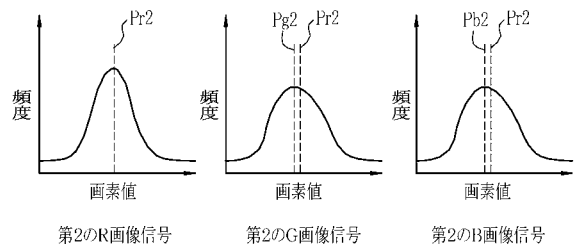
【 図 2 】



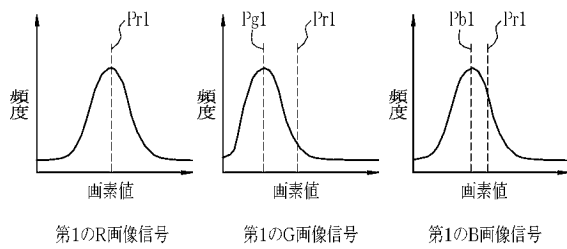
【図 3】



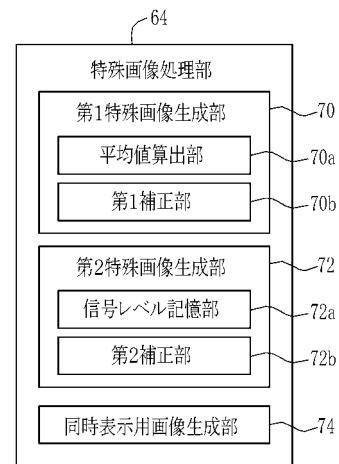
【図 4 B】



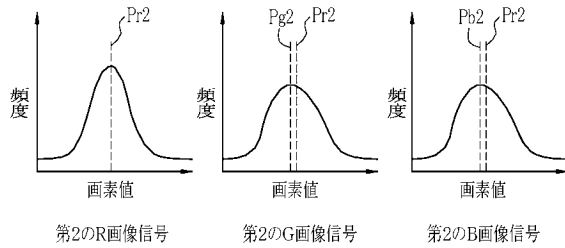
【図 4 A】



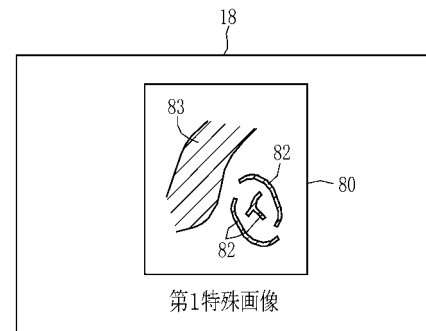
【図 5】



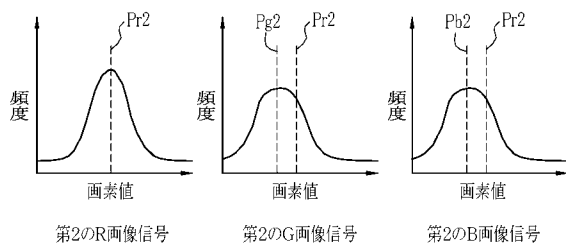
【図 6 A】



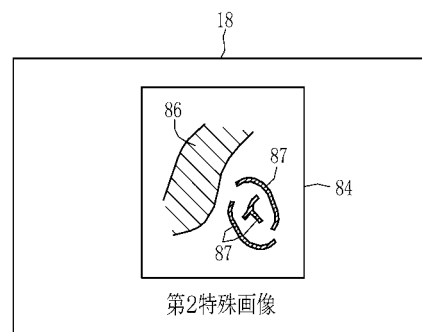
【図 7】



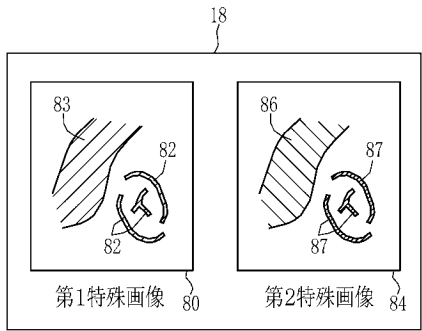
【図 6 B】



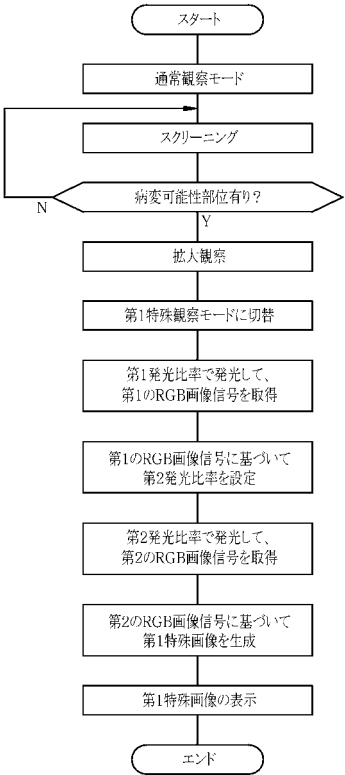
【図 8】



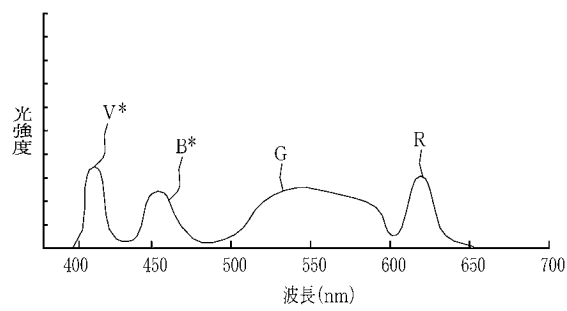
【 図 9 】



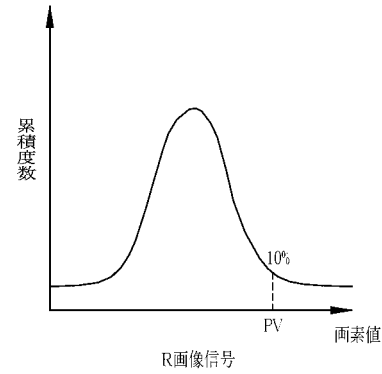
【 図 1 0 】



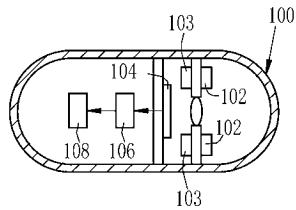
【 図 1 1 】



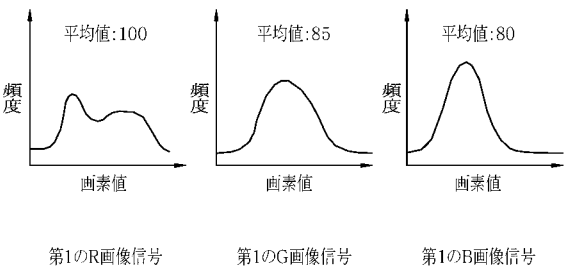
【 図 1 3 】



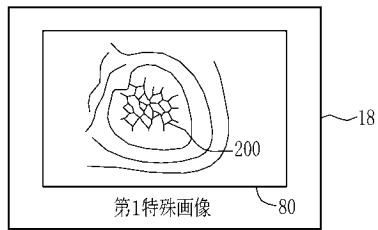
【 図 1 2 】



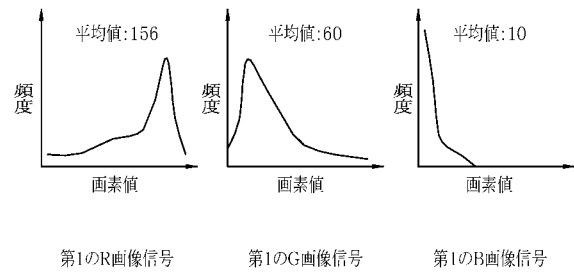
【 図 1 4 】



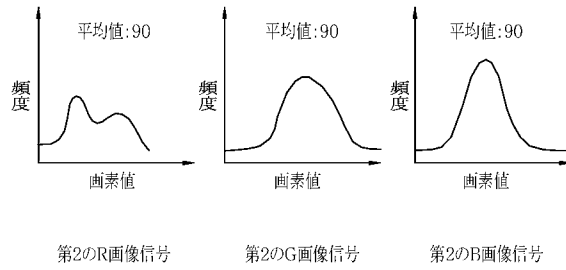
【図 15】



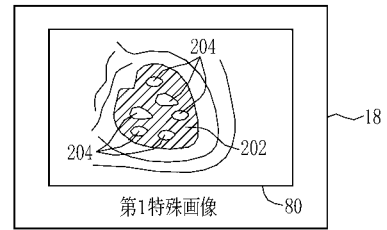
【図 17】



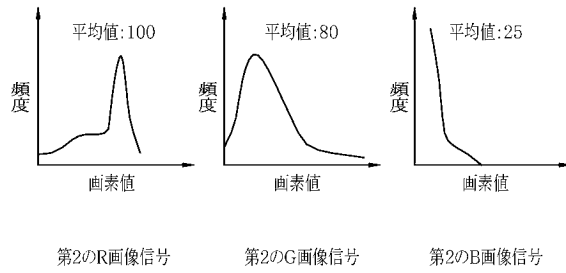
【図 16】



【図 18】



【図 19】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/056359
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)n, G02B23/26(2006.01)n 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 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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-010998 A (Fujifilm Corp.), 20 January 2011 (20.01.2011), paragraphs [0031], [0032] & US 2012/0116159 A1 & WO 2011/004801 A1 & EP 2452610 A1 & CN 102469931 A	1-14
A	JP 2011-036361 A (Fujifilm Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), fig. 23; paragraphs [0082], [0083] & US 2011/0034770 A1 & EP 2283769 A1	1-14
A	JP 2013-000176 A (Fujifilm Corp.), 07 January 2013 (07.01.2013), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
☒ 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 12 May 2015 (12.05.15)		Date of mailing of the international search report 19 May 2015 (19.05.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/056359

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-244681 A (Olympus Medical Systems Corp.), 27 September 2007 (27.09.2007), entire text; all drawings & US 2009/0040298 A1 & WO 2007/108270 A1 & EP 1994875 A1 & CN 101400294 A & KR 10-1022585 B1	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 6 3 5 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)n, G02B23/26(2006.01)n			
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. A61B1/00-1/32			
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
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	
A	JP 2011-010998 A (富士フイルム株式会社) 2011.01.20, 第31、 32段落 & US 2012/0116159 A1 & WO 2011/004801 A1 & EP 2452610 A1 & CN 102469931 A	1-14	
A	JP 2011-036361 A (富士フイルム株式会社) 2011.02.24, 第23図、 第82、83段落 & US 2011/0034770 A1 & EP 2283769 A1	1-14	
☒ 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 12.05.2015		国際調査報告の発送日 19.05.2015	
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) 後藤 順也	2Q 3101 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 5 / 0 5 6 3 5 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*	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
A	JP 2013-000176 A (富士フイルム株式会社) 2013.01.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2007-244681 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.09.27, 全文、全図 & US 2009/0040298 A1 & WO 2007/108270 A1 & EP 1994875 A1 & CN 101400294 A & KR 10-1022585 B1	1-14

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, ST, 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, KM, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(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)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JPWO2015151703A1	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2016511480	申请日	2015-03-04
[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		
[标]发明人	藏本昌之		
发明人	藏本 昌之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/041 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/0002 A61B1/00117 A61B1/043 A61B5/14556 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT13 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15		
优先权	2014074280 2014-03-31 JP 2014168449 2014-08-21 JP		
其他公开文献	JP6206691B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甚至当混合除血红蛋白以外的吸光物质如二十碳四烯酸染料时，也强调了色调的细微差异，并且内窥镜系统能够改善观察对象上的关注区域的可见性，并且 提供了操作方法。从R-LED 20d，G-LED 20c和B-LED 20b以第一发射率发射红光R，绿光G和蓝光B。用成像传感器48对红光R，绿光G和蓝光B成像，以观察由第一发射比照明的身体内部，以及第一颜色的图像信号，第二颜色的图像信号，第三颜色的图像信号。输出的图像信号。红光R，绿光G和蓝光B的发光率从第一发光率改变为第二发光率，并且第二颜色的图像信号或第三颜色的图像信号为第一颜色。控制红光R，绿光G和蓝光B的光量以匹配图像信号的信号电平。

