

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第6276149号  
(P6276149)

(45) 発行日 平成30年2月7日 (2018.2.7)

(24) 登録日 平成30年1月19日 (2018.1.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/045 6 1 0

A 6 1 B 1/045 6 1 7

A 6 1 B 1/045 6 1 8

請求項の数 12 (全 26 頁)

|           |                              |           |                    |
|-----------|------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-186273 (P2014-186273) | (73) 特許権者 | 306037311          |
| (22) 出願日  | 平成26年9月12日 (2014. 9. 12)     |           | 富士フイルム株式会社         |
| (65) 公開番号 | 特開2016-55110 (P2016-55110A)  |           | 東京都港区西麻布2丁目26番30号  |
| (43) 公開日  | 平成28年4月21日 (2016. 4. 21)     | (74) 代理人  | 100075281          |
| 審査請求日     | 平成28年8月17日 (2016. 8. 17)     |           | 弁理士 小林 和憲          |
|           |                              | (72) 発明者  | 繁田 典雅              |
|           |                              |           | 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       | ▲高▼ 芳徳             |

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基準タイミングに基準波長帯域の光を発光し、前記基準タイミングと異なる基準外タイミングに前記基準波長帯域と異なる基準外波長帯域の光を少なくとも1つ発光する光源部と、

前記基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像し、前記基準外波長帯域の光で照明された観察対象を撮像する撮像センサと、

前記基準波長帯域の光で照明された観察対象を前記撮像センサで撮像したときに基準画像信号を取得し、前記基準外波長帯域の光で照明された観察対象を前記撮像センサで撮像したときに基準外画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記基準外画像信号を補正し、前記基準画像信号で表わされる前記観察対象と、前記基準外画像信号で表わされる前記観察対象との位置を合わせる位置補正部と、

前記観察対象の位置及び明るさが、前記基準タイミングにおいて前記基準外波長帯域の光を発光した場合に前記観察対象を前記撮像センサで撮像して得られると推測される推定画像信号を、前記位置補正部によって前記観察対象の位置が補正された位置補正済みの前記基準外画像信号から生成する推定画像生成部と、

前記基準画像信号と前記推定画像信号から第1の観察画像を生成する観察画像生成部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記基準外画像信号には、前記基準タイミングよりも前の第1の基準外タイミングに取得した第1の基準外画像信号と、前記基準タイミングよりも後の第2の基準外タイミングに取得した第2の基準外画像信号とがあり、

前記推定画像生成部は、前記第1及び第2の基準外画像信号に基づく演算により、前記推定画像信号を生成する請求項1記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記演算を行う場合には、前記基準タイミングと前記第1の基準外タイミングとの間で生じた前記観察対象の第1の位置ズレ量と、前記基準タイミングと前記第2の基準外タイミングとの間で生じた前記観察対象の第2の位置ズレ量とに基づく重み付けを行って加算平均を行う請求項2記載の内視鏡システム。

10

【請求項4】

前記演算を行う場合には、前記第1の基準外タイミングと前記基準タイミングとの時間間隔、及び前記第2の基準外タイミングと前記基準タイミングとの時間間隔に基づく重み付けを行う請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記推定画像生成部は、前記観察対象における動き量が一定範囲に入っている場合には、前記第1及び第2の基準外画像信号を加算平均して、前記推定画像信号を生成し、前記動き量が前記一定範囲から外れている場合には、前記基準波長帯域の光の発光時に参照光を同時に発光し、且つ前記基準外波長帯域の光の発光時に前記参照光を同時に発光し、前記基準タイミングのときの前記参照光の光量と前記基準外タイミングのときの前記参照光の光量の比を示す第1光量比に基づく明るさ補正を、前記第1の基準外画像信号に行って、前記推定画像信号を生成する請求項2ないし4いずれか1項記載の内視鏡システム。

20

【請求項6】

前記観察画像生成部は、前記観察対象における動き量が一定範囲に入っている場合には、前記基準画像信号と前記推定画像信号から前記第1の観察画像を生成し、前記動き量が前記一定範囲から外れている場合には、前記第1の観察画像の代わりに、前記推定画像信号を使用せずに、前記基準画像信号のみで、第2の観察画像を生成する請求項1ないし4いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記推定画像生成部は、第1の基準タイミングの時の前記基準波長帯域の光の光量と第2の基準タイミングの時の前記基準波長帯域の光の光量の比を示す第2光量比に基づく明るさ補正を、前記基準外画像信号に行って、前記推定画像信号を生成する請求項1記載の内視鏡システム。

30

【請求項8】

前記明るさ補正を行う場合には、前記基準外タイミングと前記第1の基準タイミングとの時間間隔に応じて決められる時間間隔調整係数が用いられる請求項7記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記基準タイミングで発光した基準波長帯域の光の発光量に基づいて、前記推定画像信号を補正する請求項1ないし8いずれか1項記載の内視鏡システム。

40

【請求項10】

前記観察画像生成部は、前記基準画像信号と前記推定画像信号から信号比を算出し、前記信号比から、前記第1の観察画像として、酸素飽和度画像を生成する請求項1ないし9いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記観察画像生成部は、前記基準画像信号と前記推定画像信号から差分画像を生成し、前記基準画像信号を輝度信号に割り当て、前記差分画像を色差信号に割り当てて、前記第1の観察画像として、血管抽出画像を生成する請求項1ないし9いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項12】

50

光源部が、基準タイミングに基準波長帯域の光を発光し、前記基準タイミングと異なる基準外タイミングに前記基準波長帯域と異なる基準外波長帯域の光を少なくとも1つ発光するステップと、

画像信号取得部が、前記基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサで撮像したときに基準画像信号を取得し、前記基準外波長帯域の光で照明された観察対象を前記撮像センサで撮像したときに基準外画像信号を取得するステップと、

位置補正部が、前記基準外画像信号を補正し、前記基準画像信号で表わされる前記観察対象と、前記基準外画像信号で表わされる前記観察対象との位置を合わせるステップと、

前記観察対象の位置及び明るさが、前記基準タイミングにおいて前記基準外波長帯域の光を発光した場合に前記観察対象を前記撮像センサで撮像して得られると推測される推定画像信号を、推定画像生成部が、前記位置補正部によって前記観察対象の位置が補正された位置補正済みの前記基準外画像信号から生成するステップと、

10

観察画像生成部が、前記基準画像信号と前記推定画像信号から第1の観察画像を生成するステップと、

を備え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、検体内の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度などの生体機能情報を求める内視鏡システム及びその作動方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

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て、診断することが一般的になっている。また、近年においては、白色光などの広帯域の光を用いて観察対象を観察する通常観察に加えて、特定波長に制限した狭帯域光など特殊光を用いて観察対象を観察する特殊観察も行われるようになってきている。

【0003】

特殊観察においては、1つの波長域の光だけでなく、複数の波長域の光を用いる場合がある。このように複数の波長域の光を用いる場合には、例えば、複数の波長の光を異なるタイミングで観察対象に照射・撮像して、各波長の光に対応する複数波長の画像信号を取得するとともに、その取得した複数波長の画像信号に基づく演算処理（差分処理等）により得られる演算情報から、特殊画像を生成する。

30

【0004】

上記のように、複数の波長の光を異なるタイミング（異なるフレーム）で取得した画像信号から演算処理を行い、その演算処理により得られる演算情報から観察対象の画像を生成する場合には、観察対象などに動きが生じない限り、精度良く演算処理を行うことができるため、観察対象の画像を正確に生成することができる。しかしながら、内視鏡先端部と検体との距離が急激に変化した場合などにより、観察対象との観察距離が変化し、また、観察対象などに動きが大きく生じた場合には、それら観察距離の変化や観察対象の動きにより、演算処理の精度を低下させることになる。例えば、演算情報として、複数波長の画像信号間の比率を示す信号比を用いて、酸素飽和度の算出を行うような場合には、観察対象などによる動きや観察距離の変化によって、信号比が増減することになる。この信号比の増減は、酸素飽和度の算出精度に影響を与えることになる。

40

【0005】

そこで、特許文献1では、観察対象などによる動きや観察距離の変化が生じた場合であっても、それら観察距離の変化や観察対象の動きにより信号比が変動しないように、信号比の算出に用いる複数波長の画像信号を補正している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

50

【特許文献１】特許５５５８３３１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

特許文献１では、信号比の算出に必要な信号用の波長の光を発光すると同時に、観察距離の変化や観察対象の動きによる明るさの変化を検出するための参照光を発光している。しかしながら、この参照光は、明るさの変化の検出のためだけに用いられものであり、酸素飽和度など演算処理に必要な波長情報を検出するのには用いられない。したがって、参照光の使用は、演算処理に必要な波長情報を検出するために発光する信号用の光の波長の選択の自由度を低くすることになる。

10

【０００８】

本発明は、複数波長の光をそれぞれ異なるタイミングで照射・撮像する場合において、信号用の波長の選択の自由度を低くすることなく、且つ、観察距離の変化や観察対象の動きの影響を抑えつつ精度良く演算処理を行って、観察対象内の画像を生成す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】

【０００９】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、基準タイミングに基準波長帯域の光を発光し、基準タイミングと異なる基準外タイミングに基準波長帯域と異なる基準外波長帯域の光を少なくとも１つ発光する光源部と、基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像し、基準外波長帯域の光で照明された観察対象を撮像する撮像センサと、基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサで撮像したときに基準画像信号を取得し、基準外波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサで撮像したときに基準外画像信号を取得する画像信号取得部と、基準外画像信号を補正し、基準画像信号で表わされる観察対象と、基準外画像信号で表わされる観察対象との位置を合わせる位置補正部と、観察対象の位置及び明るさが、基準タイミングにおいて基準外波長帯域の光を発光した場合に観察対象を撮像センサで撮像して得られると推測される推定画像信号を、位置補正部によって観察対象の位置が補正された位置補正済みの基準外画像信号から生成する推定画像生成部と、基準画像信号と推定画像信号から第１の観察画像を生成する観察画像生成部と、を備える。

20

30

【００１０】

基準外画像信号には、基準タイミングよりも前の第１の基準外タイミングに取得した第１の基準外画像信号と、基準タイミングよりも後の第２の基準外タイミングに取得した第２の基準外画像信号とがあり、推定画像生成部は、第１及び第２の基準外画像信号に基づく演算により、推定画像信号を生成することが好ましい。

【００１１】

演算を行う場合には、基準タイミングと第１の基準外タイミングとの間で生じた観察対象の第１の位置ズレ量と、基準タイミングと第２の基準外タイミングとの間で生じた観察対象の第２の位置ズレ量とに基づく重み付けを行って加算平均を行うことが好ましい。演算を行う場合には、第１の基準外タイミングと基準タイミングとの時間間隔、及び第２の基準外タイミングと基準タイミングとの時間間隔に基づく重み付けを行うことが好ましい。

40

【００１２】

推定画像生成部は、観察対象における動き量が一定範囲に入っている場合には、第１及び第２の基準外画像信号を加算平均して、推定画像信号を生成し、動き量が前記一定範囲から外れている場合には、基準波長帯域の光の発光時に参照光を同時に発光し、且つ基準外波長帯域の光の発光時に参照光を同時に発光し、基準タイミングのときの前記参照光の光量と基準外タイミングのときの参照光の光量の比を示す第１光量比に基づく明るさ補正を、第１の基準外画像信号に行って、推定画像信号を生成することが好ましい。

【００１３】

50

観察画像生成部は、観察対象における動き量が一定範囲内の場合には、基準画像信号と推定画像信号から第1の観察画像を生成し、動き量が一定範囲外の場合には、第1の観察画像の代わりに、推定画像信号を使用せずに、基準画像信号のみで第2の観察画像を生成することが好ましい。推定画像生成部は、第1の基準タイミングの時の基準波長帯域の光の光量と第2の基準タイミングの時の基準波長帯域の光の光量の比を示す第2光量比に基づく明るさ補正を、基準外画像信号に行って、推定画像信号を生成することが好ましい。明るさ補正を行う場合には、基準外タイミングと第1の基準タイミングとの時間間隔に応じて決められる時間間隔調整係数が用いられることが好ましい。

【0014】

基準タイミングで発光した基準波長帯域の光の発光量に基づいて、推定画像信号を補正することが好ましい。

10

【0015】

観察画像生成部は、基準画像信号と推定画像信号から信号比を算出し、信号比から、第1の観察画像として、酸素飽和度画像を生成することが好ましい。観察画像生成部は、基準画像信号と推定画像信号から差分画像を生成し、基準画像信号を輝度信号に割り当て、差分画像を色差信号に割り当てて、第1の観察画像として、血管抽出画像を生成することが好ましい。

【0016】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源部が、基準タイミングに基準波長帯域の光を発光し、基準タイミングと異なる基準外タイミングに基準波長帯域と異なる基準外波長帯域の光を少なくとも1つ発光するステップと、画像信号取得部が、基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサで撮像したときに基準画像信号を取得し、基準外波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサで撮像したときに基準外画像信号を取得するステップと、位置補正部が、基準外画像信号を補正し、基準画像信号で表わされる観察対象と、基準外画像信号で表わされる観察対象との位置を合わせるステップと、観察対象の位置及び明るさが、基準タイミングにおいて基準外波長帯域の光を発光した場合に、観察対象を撮像センサで撮像して得られると推測される推定画像信号を、推定画像生成部が、位置補正部によって観察対象の位置が補正された位置補正済みの基準外画像信号から生成するステップと、観察画像生成部が、基準画像信号と推定画像信号から第1の観察画像を生成するステップと、を備える。

20

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、複数波長の光をそれぞれ異なるタイミングで照射・撮像する場合において、信号用の波長の選択の自由度を低くすることなく、且つ、観察距離の変化や観察対象の動きの影響を抑えつつ精度良く演算処理を行って、観察対象内の画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

40

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1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3】紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】帯域制限部の構成を示す説明図である。

【図5】通常観察用青色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図6】通常観察モード時の照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図7】酸素飽和度観察モード時の帯域制限部の配置を示す説明図である。

【図8】測定光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図9】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

50

【図 1 0】第 1 発光モードで照射する照明光の分光スペクトルを示すグラフである。  
【図 1 1】第 2 発光モードで照射する照明光の分光スペクトルを示すグラフである。  
【図 1 2】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。  
【図 1 3】第 1 実施形態の酸素飽和度画像生成部の機能を示すブロック図である。  
【図 1 4】第 1 実施形態において、各タイミング  $t_1 \sim t_5$  で実行する発光モードと取得する画像信号の種類を示す説明図である。  
【図 1 5】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。  
【図 1 6】第 1 実施形態のフローチャートである。  
【図 1 7】第 2 実施形態の酸素飽和度観察モードで実行する第 1 発光モード、第 3 発光モード、第 4 発光モードを示す説明図である。  
【図 1 8】第 2 実施形態において、各タイミング  $t_1 \sim t_7$  で実行する発光モードと取得する画像信号の種類を示す説明図である。  
【図 1 9】第 3 実施形態において、各タイミング  $t_1 \sim t_4$  で実行する発光モードと取得する画像信号の種類を示す説明図である。  
【図 2 0】第 3 実施形態の酸素飽和度画像生成部の機能を示すブロック図である。  
【図 2 1】第 4 実施形態で実行する第 5 発光モード、第 6 発光モードを示す説明図である。

10

【図 2 2】第 4 実施形態のプロセッサ装置の機能の一部を示すブロック図である。  
【図 2 3】第 4 実施形態において、各タイミング  $t_1 \sim t_5$  で実行する発光モードと取得する画像信号の種類を示す説明図である。  
【図 2 4】図 3 と異なる紫色光及び青色光の分光スペクトルを示すグラフである。  
【図 2 5】カプセル内視鏡の概略図である。  
【発明を実施するための形態】

20

【0019】

[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 と電気的に接続される。内視鏡 12 は、被検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 を有している。操作部 12b のアングルノブ 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。

30

【0020】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切り替えスイッチ（以下、モード切替 SW という）13a、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切替 SW 13a は、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム 10 は、観察モードとして通常観察モードと酸素飽和度観察モードとを有している。通常観察モードは、白色光の反射光によって撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ 18 に表示する。酸素飽和度観察モードは、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を観察対象に照射して観察対象の酸素飽和度を測定し、酸素飽和度の値に応じて色付けがされた酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示する。

40

【0021】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電気的に接続される。モニタ 18 は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等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。

【0022】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、四色の半導体光源を有し、観察対象に照射するための光を発生させる光源部 20 と、光源部 20 が発する光のうち青色の光の波長帯域を制

50

限する帯域制限部 2 1 と、光源部 2 0 及び帯域制限部 2 1 の駆動を制御する光源制御部 2 2 と、光源部 2 0 及び帯域制限部 2 1 によって生成さ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。

#### 【0023】

光源部 2 0 は、V - L E D (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B - L E D (Blue Light Emitting Diode) 2 0 b、G - L E D (Green Light Emitting Diode) 2 0 c、及び R - L E D (Red Light Emitting Diode) 2 0 d の四色の L E D を有する。図 3 に示すように、V - L E D 2 0 a は、中心波長 4 0 5 n m、波長帯域 3 8 0 ~ 4 2 0 n m の紫色光 V を発光する紫色光源である。B - L E D 2 0 b は、中心波長 4 6 0 n m、波長帯域 4 2 0 ~ 5 0 0 n m の青色光 B を発する青色光源である。G - L E D 2 0 c は、波長帯域が 4 8 0 ~ 6 0 0 n m に及ぶ緑色光 G を発する緑色光源である。R - L E D 2 0 d は、中心波長 6 2 0 ~ 6 3 0 n m で、波長帯域が 6 0 0 ~ 6 5 0 n m に及び赤色光 R を発光する赤色光源である。なお、V - L E D 2 0 a と B - L E D 2 0 b の中心波長は  $\pm 5$  n m から  $\pm 10$  n m 程度の幅を有する。

10

#### 【0024】

帯域制限部 2 1 は、B - L E D 2 0 b の光路上に設けられ、B - L E D 2 0 b が発する青色光から、特定波長帯域を有する光を生成する。具体的には、図 4 に示すように、帯域制限部 2 1 は、ショートパスフィルタ (S P F) 2 1 a とロングパスフィルタ (以下、L P F) 2 1 b とを有し、これらは選択された観察モードにしたがって切り替え自在である。S P F 2 1 a と L P F 2 1 b の切り替えは、光源制御部 2 2 によって制御される。

20

#### 【0025】

以下、光源制御部 2 2 による光源部 2 0 及び帯域制限部 2 1 の駆動制御について、通常観察モードに設定した場合と酸素飽和度観察モードに設定した場合とに分けて説明する。図 5 に示すように、通常観察モードに設定された場合には、S P F 2 1 a は B - L E D 2 0 b の光路上 (例えば B - L E D の前面) に配置される。S P F 2 1 a は、B - L E D 2 0 b が発する青色光 B のピーク波長を境に、短波長側の波長帯域 (波長 4 6 0 n m 未満) を透過し、長波長側の波長帯域 (波長 4 6 0 n m 以上) をカットする。すなわち、S P F 2 1 a は、青色光 B から、通常観察モード用の青色光 (以下、通常観察用青色光という)  $B_s$  を生成する。なお、S P F 2 1 a は、青色光 B のうち長波長側の波長帯域を完全にカットする (透過率を「0 %」にする) のではなく、僅かに透過させることが好ましい (例えば、透過率を「1 %」~「5 %」にする)。

30

#### 【0026】

また、通常観察モードの場合、S P F 2 1 a を B - L E D 2 0 b の光路上に配置した状態で、光源制御部 2 2 は、V - L E D 2 0 a、B - L E D 2 0 b、G - L E D 2 0 c、及び R - L E D 2 0 d を全て点灯させる。このため、通常観察モード時には、図 6 に示すように、通常観察用青色光  $B_s$  と緑色光 G と赤色光 R とが光路結合部 2 3 によって結合され、照明光として観察対象に照射される。通常観察用青色光  $B_s$  と緑色光 G と赤色光 R とからなる照明光は、ほぼ白色光 (以下、通常観察用白色光という) である。

#### 【0027】

この通常観察用白色光においては、血管のコントラストを低下させる 4 6 0 ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光の強度が、他の波長帯域と比べて極めて低くなっている。そのため通常観察用白色光を観察対象に照射したとしても、血管コントラストを低下させることがない。また、S P F 2 1 a のカット特性は、青色光 B の波長 4 6 0 n m 以上の波長帯域の光は僅かに強度を有していることから、通常観察用白色光の波長帯域において、離散的な強度でなく、連続的な強度を有している。そのため、通常観察用白色光は、同じく連続的な強度を有するキセノン光源と同じ又は類似する演色性を備えている。なお、本実施形態では、通常観察モードの場合、V - L E D 2 0 a を点灯させ、紫色光 V を含む通常観察用白色光を観察対象に照射させるが、通常観察モードでは V - L E D 2 0 a を消灯させても良い。

40

#### 【0028】

50

図 7 に示すように、酸素飽和度観察モードに設定された場合には、L P F 2 1 b が、B - L E D 2 0 b の光路上に配置される。そして、図 8 に示すように、B - L E D 2 0 b が発する青色光 B のピーク波長を境に、短波長側をカットし、長波長側を透過する。すなわち、L P F 2 1 b は、青色光 B から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光 B<sub>L</sub> を生成する。なお、L P F 2 1 b は、S P F 2 1 a と同様、青色光 B のうち短波長側の波長帯域を完全にカットする（透過率を「0 %」にする）のではなく、僅かに透過させることが好ましい（例えば、透過率を「1 %」～「5 %」にする）。

#### 【0029】

酸素飽和度を測定するための特定波長帯域とは、酸素飽和度によって吸光量に違いが生じる程度に酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長帯域である。図 9 に示すように、酸化ヘモグロビンの吸光係数（グラフ 30）と還元ヘモグロビンの吸光係数（グラフ 31）の大小関係は波長帯域によって異なり、複数の波長帯域でこれらの大小関係は逆転する。例えば、紫色から青色の波長帯域では、約 420 nm、約 450 nm、約 500 nm に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長があり、420～450 nm の波長帯域では、酸化ヘモグロビンの吸光係数は還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さく、450～500 nm の波長帯域では酸化ヘモグロビンの吸光係数は還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい。

#### 【0030】

これらの各波長帯域はどちらも酸素飽和度を測定するための特定波長帯域として利用することができるが、本実施形態の場合、B - L E D 2 0 b は波長帯域 420～500 nm の青色光 B を発し、L P F 2 1 b は波長 460 nm 以上を透過して測定光 B<sub>L</sub> を生成するので、測定光 B<sub>L</sub> は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以下である 460～500 nm の波長帯域を有する。L P F 2 1 b の代わりに、450 nm 以下の波長帯域を透過する S P F を用いれば、測定光 B<sub>L</sub> の波長帯域を、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以上である 420～450 nm の波長帯域にすることができる。

#### 【0031】

また、酸素飽和度観察モード時には、光源制御部 22 は、第 1 発光モードと、第 2 発光モードとで光源部 20 を制御する。すなわち、光源制御部 22 は、発光モードを第 1 発光モードと第 2 発光モードとで切り替える制御をする。第 1 発光モードは、酸素飽和度の測定するための発光モードであり、光源制御部 22 は B - L E D 2 0 b を点灯させ、V - L E D 2 0 a、G - L E D 2 0 c、及び R - L E D 2 0 d を消灯させる。このため、図 10 に示すように、第 1 発光モードでは、測定光 B<sub>L</sub> が照明光として観察対象に照射される。

#### 【0032】

第 2 発光モードは、通常観察モードと同様にほぼ白色光を観察対象に照射するための発光モードであり、光源制御部 22 は四色の L E D 2 0 a～20 d を全て点灯させる。このため、第 1 発光モードでは、図 11 に示すように、紫色光 V と、L P F 2 1 b によって青色光 B から生成される測定光 B<sub>L</sub> 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、照明光として観察対象に照射される。

#### 【0033】

上記のように生成される各種照明光は、図 2 に示すように、光路結合部 23 を介して挿入部 12 a 内に挿通されたライトガイド 41 に入射される。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 から導光される照明光を内視鏡 12 の先端部 12 d 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 φ0.3～0.5 mm の細径なファイバケーブルを使用することができる。

#### 【0034】

内視鏡 12 の先端部 12 d には、照明光学系 30 a と撮像光学系 30 b が設けられてい

10

20

30

40

50

る。照明光学系 30 a 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 によって伝搬された照明光は観察対象に照射される。撮像光学系 30 b 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 13 b を操作することで、テレ端とワイド端の間で自在に移動され、撮像センサ 48 に結像する観察対象の反射像を拡大または縮小する。

#### 【0035】

撮像センサ 48 はカラー撮像センサであり、観察対象の反射像を撮像して画像信号を出力する。撮像センサ 48 としては、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサを利用可能である。また、撮像センサ 48 は、図 12 に示す R (赤色) カラーフィルタ、G (緑色) カラーフィルタ、及び B (青色) カラーフィルタの三色のカラーフィルタが画素毎に設けられており、観察対象の反射像を撮像して色毎の画像信号を出力する。すなわち、撮像センサ 48 は、R カラーフィルタが設けられた R 画素 (赤色画素) と、G カラーフィルタが設けられた G 画素 (緑色画素) と、B カラーフィルタが設けられた B 画素 (青色画素) とを有し、各画素からそれぞれ画像信号を出力することにより、RGB 画像信号を出力する。

#### 【0036】

より具体的には、通常観察モードの場合、観察対象には通常観察用白色光が照射されるので、撮像センサ 48 は、通常観察用白色光のうち紫色光 V と通常観察用青色光 B<sub>s</sub> の各反射光を B 画素で受光し、B 画像信号を出力する。同様に、通常観察用白色光のうち緑色光 G の反射光を G 画素で受光し、G 画像信号を出力し、赤色光 R の反射光を R 画素で受光し、R 画像信号を出力する。

#### 【0037】

酸素飽和度観察モードにおいて、光源制御部 22 が第 1 発光モードで光源部 20 を制御する場合には、観察対象には測定光 B<sub>L</sub> (本発明の「基準波長帯域の光」に相当する) が照射されるので、撮像センサ 48 は、B 画素で測定光 B<sub>L</sub> の反射光を受光し、B 1 画像信号を出力する。また、撮像センサ 48 は、第 1 発光モード時にも G 画素から G 1 画像信号を出力し、R 画素から R 1 画像信号を出力する。

#### 【0038】

また、酸素飽和度観察モードにおいて、光源制御部 22 が第 2 発光モードで光源部 20 を制御する場合、観察対象には、紫色光 V、測定光 B<sub>L</sub>、緑色光 G、赤色光 R を含む酸素飽和度観察用白色光 (本発明の「基準外波長帯域の光」に相当する) が照射されるので、撮像センサ 48 は、酸素飽和度観察用白色光のうち紫色光 V 及び測定光 B<sub>L</sub> の反射光を B 画素で受光して B 2 画像信号を出力する。同様に、撮像センサ 48 は、酸素飽和度観察用白色光のうち、緑色光 G の反射光を G 画素で受光し、G 2 画像信号を出力し、赤色光 R の反射光を R 画素で受光し、R 2 画像信号を出力する。

#### 【0039】

なお、原色のカラー撮像センサである撮像センサ 48 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補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYG の四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、CMYG の四色の画像信号を RGB の三色の画像信号に変換することにより、撮像センサ 48 と同様の RGB 画像信号を得ることができる。

#### 【0040】

撮像センサ 48 から出力される画像信号は、CDS / AGC 回路 50 に送信される。CDS / AGC 回路 50 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 (CDS ; Correlated Double Sampling) や自動利得制御 (AGC ; Automatic Gain Control) を行う。CDS / AGC 回路 50 を経た画像信号は、A / D コンバータ 51 により、デジタル画像信号に変換される。A / D 変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置 16 に入力される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 1 】

プロセッサ装置 1 6 は、撮像制御部 5 2 と、受信部 5 3 と、D S P (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、画像処理切替部 6 0 と、通常画像生成部 6 2 と、酸素飽和度画像生成部 6 4 と、映像信号生成部 6 6 とを備えている。なお、本発明の「画像信号取得部」は、プロセッサ装置 1 6 内の受信部 5 3 を含む構成に対応している。

## 【 0 0 4 2 】

撮像制御部 5 2 は、撮像センサ 4 8 による観察対象の撮像タイミングや、撮像センサ 4 8 からの画像信号の出力の制御をする。具体的には、撮像制御部 5 2 は、光源制御部 2 2 から同期信号を受け（あるいは光源制御部 2 2 に同期信号を入力することにより）、撮像センサ 4 8 によって第 1 発光モードの照明光の反射光で観察対象を撮像し、撮像センサ 4 8 から B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を出力させ、かつ、撮像センサ 4 8 によって第 2 発光モードの照明光の反射光で観察対象を撮像し、撮像センサ 4 8 から B 2 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を出力させる。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。

## 【 0 0 4 3 】

D S P 5 6 は、受信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、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 4 8 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 R G B 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 R G B 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。ゲイン補正処理後の R G B 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、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の R G B 画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、同時化処理とも言う）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 R G B 各色の信号を有するようになる。

## 【 0 0 4 4 】

ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でデモザイク処理等が施された 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による）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。画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a によって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生成部 6 2 に送信し、酸素飽和度観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を酸素飽和度画像生成部 6 4 に送信する。

## 【 0 0 4 5 】

通常画像生成部 6 2 は、通常観察モードにセット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、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、R G B 画像信号に対して  $3 \times 3$  のマトリクス処理、階調変換処理、及び 3 次元 L U T (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 R G B 画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等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 R G B 画像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した R G B 画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

## 【 0 0 4 6 】

酸素飽和度画像生成部 6 4 は、図 1 3 に示すように、位置補正部 6 8 と、推定画像生成部 6 9 と、信号比算出部 7 1 と、相関関係記憶部 7 2 と、酸素飽和度算出部 7 3 と、色変換処理部 7 6 と、色彩強調処理部 7 7 と、構造強調処理部 7 8 と、画像生成部 7 9 とを備える。

## 【 0 0 4 7 】

位置補正部 6 8 は、酸素飽和度観察モードで取得した画像信号のうち、酸素飽和度の算

10

20

30

40

50

出に用いる画像信号を補正して、観察対象の位置合わせを行う。酸素飽和度の算出に用いる画像信号としては、図14に示すように、基準タイミング $t_3$ で第1発光モードを行って得られる $B1$ 画像信号（以下、 $B1\_t_3$ 画像信号とする）と、基準タイミング $t_3$ よりも前の第1の基準外タイミング $t_2$ に第2発光モードを行って得られる $G2$ 画像信号（以下、 $G2\_t_2$ 画像信号とする）、 $R2$ 画像信号（以下、 $R2\_t_2$ 画像信号とする）と、基準タイミング $t_3$ よりも後の第2の基準外タイミング $t_4$ に第2発光モードを行って得られる $G2$ 画像信号（以下、 $G2\_t_4$ 画像信号とする）、 $R2$ 画像信号（以下、 $R2\_t_4$ 画像信号とする）とが用いられる。これら6種類の画像信号を用いた酸素飽和度の算出が完了した後は、基準タイミングをタイミング $t_5$ にして、同様の処理を行う。

【0048】

10

なお、本発明における「基準タイミング」とは、「基準波長帯域の光を発光し、その基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサ48で撮像するタイミング」のことをいう。また、本発明の「基準画像信号」は「 $B1\_t_3$ 画像信号」に対応し、本発明の「第1の基準外画像信号」は「 $G2\_t_2$ 画像信号」、「 $R2\_t_2$ 画像信号」に対応し、本発明の「第2の基準外画像信号」は「 $G2\_t_4$ 画像信号」、「 $R2\_t_4$ 画像信号」に対応している。

【0049】

位置補正部68では、 $B1\_t_3$ 画像信号と $G2\_t_2$ 画像信号（又は $B1\_t_3$ 画像信号と $R2\_t_2$ 画像信号）から、基準タイミング $t_3$ と第1の基準外タイミング $t_2$ の間で生ずる観察対象の第1の位置ズレ量を算出する。また、 $B1\_t_3$ 画像信号と $G2\_t_4$ 画像信号（又は $B1\_t_3$ 画像信号と $R2\_t_4$ 画像信号）から、基準タイミング $t_3$ と第2の基準外タイミング $t_4$ の間で生ずる観察対象の第2の位置ズレ量を算出する。

20

【0050】

次に、位置補正部68は、第1の位置ズレ量に基づいて、 $G2\_t_2$ 画像信号及び $R2\_t_2$ 画像信号を補正して、 $B1\_t_3$ 画像信号、 $G2\_t_2$ 画像信号、 $R2\_t_2$ 画像信号における観察対象の位置を合わせる。このように観察対象の位置を合わせることで、例えば、 $B1\_t_3$ 画像信号における観察対象OJの位置と、 $G2\_t_2$ 画像信号、 $R2\_t_2$ 画像信号における観察対象OJの位置とが一致する。

【0051】

同様にして、位置補正部68は、第2の位置ズレ量に基づいて、 $G2\_t_4$ 画像信号及び $R2\_t_4$ 画像信号を補正して、 $B1\_t_3$ 画像信号、 $G2\_t_4$ 画像信号、 $R2\_t_4$ 画像信号における観察対象の位置を合わせる。このように観察対象の位置を合わせることで、例えば、 $B1\_t_3$ 画像信号における観察対象OJの位置と、 $G2\_t_4$ 画像信号、 $R2\_t_4$ 画像信号における観察対象OJの位置とが一致する。なお、位置補正部68は、第1の位置ズレ量に基づいて $B1\_t_3$ 画像信号を補正し、第2の位置ズレ量に基づいて $B1\_t_3$ 画像信号を補正してもよい。

30

【0052】

推定画像生成部69は、位置補正済みの $G2\_t_2$ 画像信号と $G2\_t_4$ 画像信号に対して所定の係数で重み付けし、重み付けたものを加算平均することにより、基準タイミング $t_3$ のときに第2発光モードを行って得られると推測される $G2\_t_3$ 推定画像信号を生成する。同様にして、位置補正済みの $R2\_t_2$ 画像信号と $R2\_t_4$ 画像信号に対して所定の重み付け係数で重み付けし、重み付けたものを加算平均することにより、基準タイミング $t_3$ のときに第2発光モードを行って得られると推測される $R2\_t_3$ 推定画像信号を生成する。以上の $G2\_t_3$ 推定画像信号及び $R2\_t_3$ 推定画像信号は、基準タイミング $t_3$ に第2発光モードを行った場合とほぼ同等の明るさを有している。そのため、タイミング $t_1 \sim t_5$ の間で、観察対象との距離が変化して全体的な明るさが変化したとしても、 $G2\_t_3$ 推定画像信号及び $R2\_t_3$ 推定画像信号は、その全体的な明るさの変化に対応した明るさを備えている。

40

【0053】

なお、加算平均は、第1の位置ズレ量と第2の位置ズレ量に応じて、重み付けしたもの

50

に対して行うことが好ましい。例えば、第 1 の位置ずれ量と第 2 の位置ずれ量のうちズレ量が小さいほうの重み付け係数を大きくすることが好ましい。また、推定画像生成部 6 9 では、加算平均により得られた  $G2\_t3$  推定画像信号及び  $R2\_t3$  推定画像信号に対して、基準タイミング  $t3$  で発光した測定光  $B_L$  の発光量に基づく明るさ補正を行うことが好ましい。明るさ補正としては、例えば、基準タイミング  $t3$  で発光した測定光  $B_L$  の発光量  $EV3$  が基準タイミング  $t1$  で発光した測定光  $B_L$  の発光量  $EV1$  よりも大きい場合には、明るさが増加するように、 $G2\_t3$  推定画像信号及び  $R2\_t3$  推定画像信号を補正することが好ましい。反対に、 $EV3$  が  $EV1$  よりも小さい場合には、明るさが減少するように、 $G2\_t3$  推定画像信号及び  $R2\_t3$  推定画像信号を補正することが好ましい。

#### 【0054】

信号比算出部 7 1 は、酸素飽和度算出部 7 3 で酸素飽和度の算出のために用いる信号比を算出する。具体的には、信号比算出部 7 1 は、 $B1\_t3$  画像信号と  $G2\_t3$  推定画像信号の比（以下、信号比  $B1/G2$  という）をそれぞれ画素毎に算出する。ここで、 $B1\_t3$  画像信号と  $G2\_t3$  推定画像信号は、画素毎に明るさと観察対象の位置がほぼ一致しているので、算出した信号比  $B1/G2$  は、 $B1\_t3$  画像信号と  $G2\_t3$  推定画像信号の比をほぼ正確に表している。また、 $R2\_t3$  画像信号と  $R2\_t3$  推定画像信号の比（以下、信号比  $R2/G2$  という）をそれぞれ画素毎に算出する。 $R2\_t3$  画像信号と  $R2\_t3$  推定画像信号についても、画素毎に明るさと観察対象の位置がほぼ一致しているため、算出した信号比  $R2/G2$  は、 $B1\_t3$  画像信号と  $G2\_t3$  推定画像信号の比をほぼ正確に表している。したがって、これら 2 つの信号比  $B1/G2$ 、 $R2/G2$  を用いることで、酸素飽和度を正確に算出することができる。

#### 【0055】

相関関係記憶部 7 2 は、信号比算出部 7 1 が算出する各信号比と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図 1 5 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した二次元テーブルで記憶されている。信号比に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られる。各等値線の間隔は血液量を表す信号比  $R2/G2$  に応じて変化する。なお、信号比と酸素飽和度との相関関係は  $log$  スケールで記憶されている。

#### 【0056】

上記相関関係は、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸光特性（図 9 参照）や光散乱特性と密接に関連している。酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい測定光  $B_L$  の波長帯域では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすいが、測定光  $B_L$  に対応する  $B1$  画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、 $B2$  画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する  $G2$  画像信号と、酸素飽和度及び血液量に愛する依存度が低い  $R2$  画像信号とから求められる信号比  $R2/G2$  を用いることで血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができるようにしている。

#### 【0057】

酸素飽和度算出部 7 3 は、相関関係記憶部 7 2 に記憶された相関関係を参照して、信号比算出部 7 1 で算出される信号比  $B1/G2$  と信号比  $R2/G2$  に対応する酸素飽和度を算出する。例えば、特定画素において信号比が  $B1^*/G2^*$  と  $R2^*/G2^*$  である場合、相関関係を参照すると、これらに対応する酸素飽和度は「60%」である（図 1 5 参照）。このため、酸素飽和度算出部 7 3 は、この特定画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。

#### 【0058】

なお、信号比  $B1/G2$  及び信号比  $R2/G2$  が極めて大きくなってしまったり、極めて小さくなったりすることはほとんどない。すなわち、信号比  $B1/G2$ 、信号比  $R2/G2$  の組み合わせが、酸素飽和度 0% を表す下限等値線を上回ったり、酸素飽和度 100% を表す上限等値線を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限等値線を下回った場合、酸素飽和度算出部 7 3 は酸素飽和度を 0% と算出し、上限等

10

20

30

40

50

値線を上回ったりしてしまった場合には、酸素飽和度算出部 7 3 は酸素飽和度を 1 0 0 % と算出する。

#### 【 0 0 5 9 】

上記のように酸素飽和度を算出する一方で、酸素飽和度画像生成部 6 4 は、色変換処理部 7 6、色彩強調処理部 7 7、構造強調処理部 7 8 によって酸素飽和度画像のベースとなる画像（以下、ベース画像という）を生成する。色変換処理部 7 6 は、第 2 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に対して、 $3 \times 3$  のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理部 7 7 は、色変換処理済みの B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に対して色彩強調処理を施す。構造強調処理部 7 8 は、色彩強調処理済みの B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に対して、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する構造強調処理を施す。すなわち、ベース画像は、通常画像生成部 6 2 と同様の各種画像処理等を施した B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号によって形成される。

10

#### 【 0 0 6 0 】

画像生成部 7 9 は、酸素飽和度算出部 7 3 が算出する酸素飽和度と、上記各種画像処理等が施された B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号とを用いて、観察対象の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 7 9 は、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に対して酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施す。例えば、画像生成部 7 9 は、酸素飽和度が 6 0 % 以上の画素では B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に同じゲイン「1」を乗じる。これに対して、酸素飽和度が 6 0 % 未満の画素では、酸素飽和度の値を用いて、B 2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G 2 画像信号と R 2 画像信号に対しては「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後の B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を用いたカラー画像が酸素飽和度画像である。したがって、酸素飽和度画像では、高酸素の画素（酸素飽和度が 6 0 ~ 1 0 0 % の画素）では通常画像と同様の色で表されるが、低酸素の画素（酸素飽和度が 6 0 % 未満の画素）は通常画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

20

#### 【 0 0 6 1 】

なお、本実施形態では、画像生成部 7 9 は、低酸素の画素だけを疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素の画素も酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素の画素と高酸素の画素を酸素飽和度 6 0 % で分けているがこの境界は任意である。

30

#### 【 0 0 6 2 】

上記のように、通常画像生成部 6 2 が生成する通常画像、及び、酸素飽和度画像生成部 6 4 が生成する酸素飽和度画像は、映像信号生成部 6 6 に入力される。映像信号生成部 6 6 は通常画像や酸素飽和度画像をモニタ 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。この映像信号を用いて、モニタ 1 8 は、通常画像や酸素飽和度画像を表示する。

#### 【 0 0 6 3 】

次に、本実施形態における一連の流れを図 1 6 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（S 1 0）。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（以下、病変可能性部位という）を検出したときには（S 1 1）、ズーム操作部 1 3 b を操作して、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 SW 1 3 a を操作して、観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替える（S 1 2）。

40

#### 【 0 0 6 4 】

観察モードが酸素飽和度観察モードに切り替えられると、光源制御部 2 2 は、まず、帯域制限部 2 1 の LPF 2 1 b を B - LED 2 0 b の光路上に配置する。そして、光源制御部 2 2 は、第 1 発光モードで光源部 2 0 を制御し、測定光  $B_L$  を観察対象に照射させ（S

50

13)、撮像センサ48は測定光 $B_L$ の反射光で観察対象を撮像して、B1画像信号、G1画像信号、及びR1画像信号を出力する(S14)。

【0065】

その後、光源制御部22は、発光モードを自動的に切り替え、第2発光モードで光源部20を制御し、紫色光V、測定光 $B_L$ 、緑色光G、赤色光Rを含む酸素飽和度観察用白色光を観察対象に照射させ(S15)、撮像センサ48は酸素飽和度観察用白色光の反射光で観察対象を撮像して、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を出力する(S16)。

【0066】

こうして、第1発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像することによってB1画像信号、G1画像信号、及びR1画像信号が得られ、第2発光モードの測定光 $B_L$ の反射光によって観察対象を撮像することによってB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号が得られる。次に、位置補正部68は、基準タイミング $t_3$ に取得したB1\_\_ $t_3$ 画像信号と、基準タイミングよりも前の第1の基準外タイミング $t_2$ に取得したG2\_\_ $t_2$ 画像信号、R2\_\_ $t_2$ 画像信号と、基準タイミングよりも後の第2の基準外タイミング $t_4$ に取得したG2\_\_ $t_4$ 画像信号、R2\_\_ $t_4$ 画像信号について、観察対象の位置合わせを行う(S17)。

【0067】

まず、位置補正部68では、基準タイミング $t_3$ のB1\_\_ $t_3$ 画像信号と第1の基準外タイミング $t_2$ のG2\_\_ $t_2$ 画像信号から第1の位置ズレ量を求めた上で、第1の位置ズレ量に基づいて、第1の基準外タイミング $t_2$ のG2\_\_ $t_2$ 画像信号、R2\_\_ $t_2$ 画像信号を補正する。これにより、基準タイミング $t_3$ と第1の基準外タイミング $t_2$ の間で生じた観察対象の位置ズレが補正される。同様にして、基準タイミングのB1\_\_ $t_3$ 画像信号と第2の基準外タイミング $t_4$ のG2\_\_ $t_4$ 画像信号から第2の位置ズレ量を求めた上で、第2の位置ズレ量に基づいて、第2の基準外タイミング $t_4$ のG2\_\_ $t_4$ 画像信号、R2\_\_ $t_4$ 画像信号を補正する。これにより、基準タイミング $t_3$ と第2の基準外タイミング $t_4$ の間で生じた観察対象の位置ズレが補正される。

【0068】

位置補正部68で観察対象の位置合わせが完了すると、次に、推定画像生成部69は、位置補正済みの第1の基準外タイミング $t_2$ のG2\_\_ $t_2$ 画像信号と第2の基準外タイミング\_\_ $t_4$ のG2画像信号から、G2\_\_ $t_3$ 推定画像信号を生成する。同様にして、位置補正済みの第1の基準外タイミング $t_2$ のR2\_\_ $t_2$ 画像信号と第2の基準外タイミング $t_4$ のR2\_\_ $t_4$ 画像信号から、R2\_\_ $t_3$ 推定画像信号を生成する。

【0069】

酸素飽和度画像生成部64は、信号比算出部71により、B1\_\_ $t_3$ 画像信号とG2\_\_ $t_3$ 推定画像信号から信号比 $B1/G2$ を算出するとともに、G2\_\_ $t_3$ 推定画像信号とR2\_\_ $t_3$ 推定画像信号から信号比 $R2/G2$ を算出する(S19)。これら信号比 $B1/G2$ 、 $G2/R2$ から、酸素飽和度算出部73によって酸素飽和度を算出する(S20)。一方で、酸素飽和度画像生成部64は、色変換処理部76や色彩強調処理部77、構造強調処理部78によってB2画像信号、G2画像信号、及びR2画像信号に対して各種画像処理等を施して酸素飽和度画像のベースとなる画像を生成する。そして、画像生成部79によって、各種画像処理等が施されたB2画像信号、G2画像信号、及びR2画像信号に酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度に応じたゲインを施したB2画像信号、G2画像信号、及びR2画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成する(S21)。上記のように生成された酸素飽和度画像は、映像信号生成部66で映像信号に変換され、モニタ18に表示される(S22)。モニタ18に1フレーム分の酸素飽和度画像を表示後は、基準タイミングをタイミング $t_5$ にして、上記と同様の処理を行う。

【0070】

上記酸素飽和度観察モードの各ステップは、通常観察モードに切り替えられるか(S23)、診断終了(S24)まで繰り返し行われる。なお、上記観察フローは一つの例であり、これ以外のフローで酸素飽和度観察モードを用いた観察及び診断を行って良い。例え

10

20

30

40

50

ば、上記観察フローでは、近景観察時に酸素飽和度観察モードによって観察をしているが、スクリーニング等のために遠景観察をする場合にも酸素飽和度観察モードを使用して観察してよい。また、上記実施形態では、第1発光モードで観察対象を撮像した後に第2発光モードで観察対象を撮像しているが、第2発光モードで観察対象を撮像した後に第1発光モードで観察対象を撮像してもよい。

【0071】

なお、上記実施形態では、基準タイミングの画像信号と、第1の基準外タイミングの画像信号と、第2の基準外タイミングの画像信号の3つのタイミング(3フレーム分)の画像信号を用いて酸素飽和度を算出しているが、基準外タイミングの画像信号のみ、即ち、1つのタイミングの画像信号のみで酸素飽和度を算出してもよい。この場合には、観察対象の位置ズレが生じないので、動きが酸素飽和度の算出に影響を与えることが無い。ここで、基準外タイミングの画像信号(B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号)で酸素飽和度を算出する場合は、B2画像信号とG2画像信号の比を示す信号比 $B2/G2$ と、信号比 $G2/R2$ とから、酸素飽和度の算出を行う。

【0072】

また、酸素飽和度観察モード時に取得した画像信号から、動き量を算出する動き算出部を酸素飽和度画像生成部64内に設け、動き量が一定範囲内で観察対象などに動きがほとんど無い場合には、基準タイミングの画像信号と、第1の基準外タイミングの画像信号と、第2の基準外タイミングの画像信号の3つのタイミング(3フレーム分)の画像信号を用いて、酸素飽和度の算出を精度良く行う。この酸素飽和度に基づいて得られる酸素飽和度画像(本発明の「第1の観察画像」に対応する)は、観察対象の酸素飽和度を正確に表している。一方、動き量が一定範囲外となって観察対象に動きが生じた場合には、基準タイミングの画像信号のみで酸素飽和度の算出を行う。この酸素飽和度に基づいて得られる酸素飽和度画像(本発明の「第2の観察画像」に対応する)は、観察対象の動きの影響を受けない高画質の画像となっている。

【0073】

または、動き量が一定範囲外となった場合には、基準タイミング時に実行する第1発光モードにおいて、測定光 $B_L$ に加えて、基準外タイミング時に実行する第2発光モードでも発光する赤色光R(本発明の「参照光」に対応する)発光するとともに、第1発光モードのときに得られるR1画像信号と第2発光モードのときに得られるR2画像信号から第1光量比 $R1/R2$ を算出する。この第1光量比 $R1/R2$ は、第1発光モード時の参照光の光量と第2発光モード時の参照光の光量の比を表している。

【0074】

そして、算出した第1光量比 $R1/R2$ に基づく明るさ補正により、G2推定画像信号を生成するとともに、R2推定画像信号を生成する(詳細は特許文献1参照)。そして、第1発光モードのときに得られるB1画像信号とG2推定画像信号から信号比 $B1/G2$ を算出し、B1画像信号とR2推定画像信号から信号比 $G2/R2$ を算出する。これら信号比 $B1/G2$ 、 $G2/R2$ による酸素飽和度算出方法は、上記と同様の方法で行う。なお、第1光量比を算出する第1光量比算出部(図示しない)は酸素飽和度画像生成部64内に設けられている。

【0075】

また、第1発光モードと第2発光モードにおいて参照光を発光している状況下において、動き量が一定範囲内となった場合には、それ以降は第1発光モードで参照光を発光しないようにしてもよい。または、第1発光モードにおいて、測定光 $B_L$ と参照光の同時発光を行う混色モードと、測定光 $B_L$ のみを発光する単色モードの2つに分け、第1発光モードの混色モード、単色モード、第2発光モードの3つのモードを繰り返し行うようにしてもよい。この場合には、動き量が一定範囲内の場合に、第1発光モードの単色モードで得られた画像信号と、第2発光モードで得られる画像信号とから、上記実施形態と同様の方法で、酸素飽和度を算出する。一方、動き量が一定範囲外の場合に、第1発光モードの混色モードで得られた画像信号と、第2発光モードで得られる画像信号を用い、上記したよ

うな第1光量比に基づく明るさ補正を行ってから、酸素飽和度を算出する。

【0076】

[第2実施形態]

第1実施形態では、測定光 $B_L$ を第1発光モードで発光し、紫色光V、測定光 $B_L$ 、緑色光G、赤色光Rの混色光を第2発光モードで行っているが、第2実施形態では、図17に示すように、測定光 $B_L$ （本発明の「基準波長帯域の光」に対応）を第1発光モードで発光するとともに、緑色光Gの単色光（本発明の「基準外波長帯域の光に対応」）を第3発光モードで発光し、赤色光Rの単色光（本発明の「基準外波長帯域の光に対応」）を第4発光モードで発光するようにし、第1発光モード、第3発光モード、第4発光モードの3つの発光モードを繰り返し行う。

10

【0077】

ここで、第1発光モードで発光・撮像して得られる画像信号については、第1実施形態と同様、B1画像信号、G1画像信号、R1画像信号とする一方、第3発光モードで発光・撮像して得られる画像信号についてはB3画像信号、G3画像信号、R3画像信号とし、第4発光モードで発光・撮像して得られる画像信号については、B4画像信号、G4画像信号、R4画像信号とする。

【0078】

第2実施形態では、図18に示すように、酸素飽和度の算出に、基準タイミング $t_4$ で第1発光モードを行って得られる $B1\_t_4$ 画像信号と、基準タイミングよりも前の第1の基準外タイミング $t_3$ で第4発光モードを行って得られる $R4\_t_3$ 画像信号と、基準タイミングよりも前の第1の基準外タイミング $t_2$ で第3発光モードを行って得られる $G3\_t_2$ 画像信号と、基準タイミングよりも後の第2の基準外タイミング $t_5$ で第3発光モードを行って得られる $G3\_t_5$ 画像信号と、基準タイミングよりも後の第2の基準外タイミング $t_6$ で第4発光モードを行って得られる $R4\_t_6$ 画像信号とが用いられる。これら5種類の画像信号に基づいて酸素飽和度の算出が完了した後は、基準タイミングをタイミング $t_7$ にして、同様の処理を行う。

20

【0079】

なお、本発明の「基準画像信号」は「 $B1\_t_4$ 画像信号」に対応し、本発明の「第1の基準外画像信号」は「 $R4\_t_3$ 画像信号」、「 $G3\_t_2$ 画像信号」に対応し、本発明の「第2の基準外画像信号」は「 $G3\_t_5$ 画像信号」、「 $R4\_t_6$ 画像信号」に対応している。

30

【0080】

位置補正部68では、 $B1\_t_4$ 画像信号と $R4\_t_3$ 画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、 $R4\_t_3$ 画像信号を補正するとともに、 $B1\_t_4$ 画像信号と $R4\_t_6$ 画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、 $R4\_t_6$ 画像信号を補正する。同様にして、位置補正部68は、 $B1\_t_4$ 画像信号と $G3\_t_2$ 画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、 $G3\_t_2$ 画像信号を補正するとともに、 $B1\_t_4$ 画像信号と $G3\_t_5$ 画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、 $G3\_t_5$ 画像信号を補正する。

【0081】

40

推定画像生成部69は、位置補正済みの $R4\_t_3$ 画像信号と $R4\_t_6$ 画像信号を加算平均して、基準タイミング $t_4$ のときに第4発光モードを行って得られると推測される $R4\_t_4$ 推定画像信号を生成する。同様にして、位置補正済みの $G3\_t_2$ 画像信号と $G3\_t_5$ 画像信号を加算平均して、基準タイミング $t_4$ のときに第3発光モードを行って得られると推測される $G3\_t_4$ 推定画像信号を生成する。以上の $G3\_t_4$ 推定画像信号及び $R4\_t_4$ 推定画像信号は、基準タイミング $t_4$ に第3、第4発光モードを行った場合とほぼ同等の明るさを有している。そのため、タイミング $t_2 \sim t_6$ の間で、観察対象との距離が変化して全体的な明るさが変化したとしても、 $G3\_t_4$ 推定画像信号及び $R4\_t_4$ 推定画像信号は、その全体的な明るさの変化に対応した明るさを備えている。

【0082】

50

なお、加算平均は、基準タイミングからの時間間隔の大きさに応じて重み付けすることが好ましい。例えば、 $R4\_t3$  画像信号と  $R4\_t6$  画像信号から  $R4\_t4$  推定画像信号を加算平均で求める際、 $R4\_t3$  画像信号を取得したタイミング  $t3$  と基準タイミング  $t4$  との時間間隔は、 $R4\_t6$  画像信号を取得したタイミング  $t6$  と基準タイミング  $t4$  との時間間隔よりも小さい。そのため、 $R4\_t3$  画像信号に対する重み付けについては、 $R4\_t6$  画像信号に対する重み付けよりも大きくすることが好ましい。 $G3\_t2$  画像信号と  $G3\_t5$  画像信号から  $G3\_t4$  推定画像信号を加算平均で求める場合においても、同様に重み付けすることが好ましい。

#### 【0083】

また、上記第1実施形態と同様、加算平均の際には、観察対象の位置ズレ量に応じて重み付けすることが好ましい。また、推定画像生成部69では、上記第1実施形態と同様、加算平均により得られた  $G3\_t4$  推定画像信号及び  $R4\_t4$  推定画像信号に対して、基準タイミング  $t4$  で発光した測定光  $B_L$  の発光量に基づく明るさ補正を行うことが好ましい。

#### 【0084】

第2実施形態の酸素飽和度画像生成部64では、 $B1\_t4$  画像信号と  $G3\_t4$  推定画像信号から信号比  $B1/G3$  を求めるとともに、 $G3\_t4$  推定画像信号と  $R4\_t4$  推定画像信号とから信号比  $G3/R4$  を求める。「 $B1/G3$ 」は第1実施形態の「 $B1/G2$ 」に対応しており、「 $G3/R4$ 」は第1実施形態の「 $G2/R2$ 」に対応する。酸素飽和度の算出方法は第1実施形態と同様である。また、ベース画像については、 $B1\_t4$  画像信号、 $G3\_t4$  推定画像信号、及び  $R4\_t4$  推定画像信号から生成することが好ましい。

#### 【0085】

なお、第2実施形態では、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dにより第1、第3、第4発光モードを行うが、これに代えて、キセノンランプや白色LEDなどの広帯域光源と、回転フィルタを用いて、第1、第3、第4発光モードを行ってもよい。この場合、回転フィルタには、広帯域光源からの広帯域光（400～700nm）のうち測定光  $B_L$  を透過させる第1フィルタと、広帯域光のうち緑色光  $G$  を透過させる第2フィルタと、広帯域光のうち赤色光  $R$  を透過させる第3フィルタとが周方向に沿って設ける。そして、広帯域光源の光路上に、回転フィルタの第1～第3フィルタが順次挿入されるように、回転フィルタを回転させる。これにより、測定光  $B_L$ 、緑色光  $G$ 、赤色光  $R$  が順に、観察対象に照射される。また、第2実施形態では、カラーの撮像センサで観察対象を撮像することに代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行ってもよい。

#### 【0086】

##### [第3実施形態]

第2実施形態では、基準タイミング  $t4$  の画像信号と、この基準タイミング前後の基準外タイミング  $t2$ 、 $t3$ 、 $t5$ 、 $t6$  に取得した画像信号を用いて酸素飽和度の算出を行っているが、第3実施形態では、図19に示すように、第1の基準タイミング  $t4$  の画像信号と、この第1の基準タイミング  $t4$  よりも前の第1の基準外タイミング  $t2$ 、 $t3$  の画像信号と、第1の基準タイミング  $t4$  よりも前の第2の基準タイミング  $t1$  の画像信号を用いて酸素飽和度の算出を行う。その他については、第2実施形態とほぼ同様である。

#### 【0087】

第3実施形態では、第1の基準タイミング  $t4$  で第1発光モードを行って得られる  $B1\_t4$  画像信号と、第1の基準タイミング  $t4$  よりも前の第1の基準外タイミング  $t3$  で第4発光モードを行って得られる  $R4\_t3$  画像信号と、第1の基準タイミングより前の第1の基準外タイミング  $t2$  で第3発光モードを行って得られる  $G3\_t2$  画像信号と、第1の基準タイミング  $t4$  よりも前の第2の基準タイミング  $t1$  で第1発光モードを行って得られる  $B1\_t1$  画像信号とが用いられる。これら4種類の画像信号に基づいて酸素飽和度の算出が完了した後は、第1の基準タイミングをタイミング  $t7$  にして、同様の処理を行う。

#### 【0088】

10

20

30

40

50

なお、本発明における「第１の基準タイミング」及び「第２の基準タイミング」とは、いずれも、上記で定義したように、「基準波長帯域の光を発光し、その基準波長帯域の光で照明された観察対象を撮像センサ４８で撮像するタイミング」であり、「第１の基準タイミング」及び「第２の基準タイミング」は、「第２の基準タイミング」→「第１の基準タイミング」→「第２の基準タイミング」・・・のように、それぞれが交互に入れ替わるように、定められている。また、また、本発明の「第１の基準画像信号」は「B１\_\_t４画像信号」に対応し、本発明の「第１の基準外画像信号」は「R４\_\_t３画像信号」、「G３\_\_t２画像信号」に対応し、本発明の「第２の基準画像信号」は「B１\_\_t１画像信号」に対応している。

【００８９】

10

第３実施形態の酸素飽和度画像生成部１００は、図２０に示すように、第１実施形態の酸素飽和度画像生成部６４と同じ構成を有するとともに、位置補正部６８と推定画像生成部６９の間に、第２光量比算出部１０２が設けられている。位置補正部６８では、B１\_\_t４画像信号とR４\_\_t３画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、R４\_\_t３画像信号を補正する。同様にして、位置補正部６８は、B１\_\_t４画像信号とG３\_\_t２画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、G３\_\_t２画像信号を補正する。更に、位置補正部６８は、B１\_\_t４画像信号とB１\_\_t１画像信号との間で、観察対象の位置が合うように、B１\_\_t１画像信号を補正する。

【００９０】

第２光量比算出部１０２は、位置補正済みのB１\_\_t４画像信号とB１\_\_t１画像信号との比を示す第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ を画素毎に求める。第２光量比は、第１の基準タイミングt４のときの測定光 $B_L$ の光量と第２の基準タイミングt１のときの測定光 $B_L$ の光量の比を表している。この第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ は、タイミングt１～t４の間において、観察対象との距離が変わらず、全体的な明るさにも変化が無い場合には、ほぼ「１」になる。一方、観察対象との距離が変わって全体的な明るさが変化した場合には、この明るさの変化に合わせて光量比も変化する。したがって、第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ は、タイミングt１～t４における明るさの変化を表す値となる。

20

【００９１】

推定画像生成部６９は、第２光量比算出部１０２で求めた第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ に基づくR画像信号用の明るさ補正を行って、第１の基準タイミングt４のときに第４発光モードを行って得られると推測されるR４\_\_t４推定画像信号を生成する。R画像信号用の明るさ補正は、第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ に時間間隔調整係数 $2 / 3$ を乗じてR画像信号用の補正係数を算出し、このR画像信号用の補正係数を位置補正済みのR４\_\_t３画像信号の各画素に掛け合わせるにより行われる。

30

【００９２】

また、推定画像生成部６９は、第２光量比算出部１０２で求めた第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ に基づくG画像信号用の明るさ補正を行って、第１の基準タイミングt４のときに第３発光モードを行って得られると推測されるG３\_\_t４推定画像信号を生成する。G画像信号用の明るさ補正は、第２光量比 $B1\_t4 / B1\_t1$ に時間間隔調整係数 $1 / 3$ を乗じてG画像信号用の補正係数を算出し、このG画像信号用の補正係数を位置補正済みのG３\_\_t２画像信号の各画素に掛け合わせるにより行われる。

40

【００９３】

以上のG３\_\_t４推定画像信号及びR４\_\_t４推定画像信号は、第１の基準タイミングt４に第３、第４発光モードを行った場合とほぼ同等の明るさを有している。そのため、タイミングt２～t４の間で、観察対象との距離が変化して全体的な明るさが変化したとしても、G３\_\_t４推定画像信号及びR４\_\_t４推定画像信号は、その全体的な明るさの変化に対応した明るさを備えている。また、第２実施形態では、基準タイミングの前のタイミングに取得した画像信号だけでなく、基準タイミングの後のタイミングに取得した画像信号に対しても位置補正を行っているが、第３実施形態では、第１の基準タイミングの前の第２の基準タイミングに取得した画像信号だけに位置補正を行っているため、第２実施形態

50

と比較して、位置合わせ回数を少なくして推定画像信号の生成を行うことができる。

【0094】

なお、時間間隔調整係数は、基準タイミング  $t_4$  との時間間隔で決められる係数であり、この時間間隔が大きいほど、時間間隔調整係数が小さく設定される。本実施形態では、第1の基準外タイミング  $t_2$  と基準タイミング  $t_4$  との時間間隔は、第1の基準外タイミング  $t_3$  と基準タイミング  $t_4$  との時間間隔よりも大きいいため、第1の基準外タイミング  $t_2$  の場合の時間調整係数  $1/3$  は、第1の基準外タイミング  $t_3$  の場合の時間調整係数  $2/3$  よりも小さく設定されている。

【0095】

なお、第2光量比算出部102では、平滑化フィルタを  $B1\_t_4$  画像信号と  $B1\_t_1$  画像信号に施してから、光量比を求めることが好ましい。また、光量比については、 $G3\_t_2$  画像信号と  $G3\_t_5$  画像信号から求めても良く、 $R4\_t_3$  画像信号と  $R4\_t_6$  画像信号から求めてもよい。

【0096】

[第4実施形態]

第1～第3実施形態では、複数の異なるタイミングで取得した画像信号から酸素飽和度を算出し、その算出した酸素飽和度に基づいて酸素飽和度画像の生成を行っているが、第4実施形態では、図21に示すように、紫色光  $V$  の単色光を発光する第5発光モードと、通常観察用青色光  $B_s$  の単色光を発光する第6発光モードを交互に行って得られる画像信号から、観察対象における極表層血管とこの極表層血管よりも深い部分に位置する表層血管とを抽出した血管抽出画像を生成する。

【0097】

ここで、第5発光モードで発光・撮像して得られる画像信号については、 $B5$  画像信号、 $G5$  画像信号、 $R5$  画像信号とし、第6発光モードで発光・撮像して得られる画像信号については  $B6$  画像信号、 $G6$  画像信号、 $R6$  画像信号とする。なお、第4実施形態では、血管抽出画像の生成に用いる画像信号は  $B5$  画像信号と  $B6$  画像信号であり、これらはいずれも単色の画像信号であるので、カラーの撮像センサの代わりに、モノクロの撮像センサを用いてもよい。

【0098】

第4実施形態では、図22に示すように、プロセッサ装置16内において、画像処理切替部60と映像信号生成部66との間に、血管抽出画像生成部200が設けられている。血管抽出画像生成部200は、位置補正部68と、推定画像生成部69と、差分画像生成部202と、輝度・色差割り当て部204とを備えている。

【0099】

血管抽出画像生成部200では、表層血管よりも極表層血管を強調した極表層血管抽出画像を生成する場合には、第6発光モードで取得した  $B6$  画像信号の位置と明るさが、第5発光モードで取得した  $B5$  画像信号の明るさと位置に合うように、 $B6$  画像信号を補正する。一方、極表層血管よりも表層血管を強調した表層血管抽出画像を生成する場合には、第5発光モードで取得した  $B5$  画像信号の位置と明るさが、第6発光モードで取得した  $B6$  画像信号の明るさと位置に合うように、 $B5$  画像信号を補正する。

【0100】

以下、極表層血管抽出画像を生成する場合の画像処理方法について説明するが、表層血管抽出画像を生成する場合についても同様の手順で行われる。なお、以下においては、本発明の「基準波長帯域の光」は「第5発光モードで発光する紫色光  $V$ 」であり、「基準外波長帯域の光」は「第6発光モードで発光する通常観察用青色光  $B_s$  の単色光」に対応する。

【0101】

血管抽出画像生成部200では、極表層血管抽出画像の生成に、図23に示すように、基準タイミング  $t_3$  で第5発光モードを行って得られる  $B5$  画像信号（以下、 $B5\_t_3$  画像信号とする）と、基準タイミング  $t_3$  よりも前の第1の基準外タイミング  $t_2$  に第6発

10

20

30

40

50

光モードを行って得られる B 6 画像信号（以下、B 6 \_\_ t 2 画像信号とする）と、基準タイミング t 3 よりも後の第 2 の基準外タイミング t 4 に第 6 発光モードを行って得られる B 6 画像信号（以下、B 6 \_\_ t 4 画像信号とする）が用いられる。これら 3 種類の画像信号を用いて極表層血管の生成を行った後は、基準タイミングをタイミング t 5 にして、同様の処理を行う。なお、本発明の「基準画像信号」は「B 5 \_\_ t 3 画像信号」に対応し、「基準外画像信号」は「B 6 \_\_ t 2 画像信号」、「B 6 \_\_ t 4 画像信号」に対応する。

#### 【0102】

位置補正部 6 8 では、B 5 \_\_ t 3 画像信号と B 6 \_\_ t 2 画像信号の間で、観察対象の位置が合うように、B 6 \_\_ t 2 画像信号を補正する。同様に、B 5 \_\_ t 3 画像信号と B 6 \_\_ t 4 画像信号の間で、観察対象の位置が合うように、B 6 \_\_ t 4 画像信号を補正する。推定画像生成部 6 9 は、位置補正済みの B 6 \_\_ t 2 画像信号と B 6 \_\_ t 4 画像信号を加算平均することにより、基準タイミング t 3 のときに第 6 発光モードを行って得られると推測される B 6 \_\_ t 3 推定画像信号を生成する。この B 6 \_\_ t 3 推定画像信号は、基準タイミング t 3 に第 6 発光モードを行った場合とほぼ同等の明るさを有している。そのため、タイミング t 2 ~ t 4 の間で、観察対象との距離が変化して全体的な明るさが変化したとしても、B 6 \_\_ t 3 推定画像信号は、その全体的な明るさの変化に対応した明るさを備えている。なお、加算平均処理については、第 1 実施形態と同様、位置ズレ量などに応じた重み付けを行ってもよい。

#### 【0103】

差分画像生成部 2 0 2 は、B 5 \_\_ t 3 画像信号と推定画像信号 B 6 \_\_ t 3 とから差分処理を行って、差分画像を生成する。この差分画像生成部 2 0 2 では、B 5 \_\_ t 3 画像信号と推定画像信号 B 6 \_\_ t 3 のそれぞれについて対数化した上で、対数化済みの B 5 \_\_ t 3 画像信号及び推定画像信号 B 6 \_\_ t 3 から差分画像を生成する。輝度・色差割り当て部 2 0 4 は、輝度信号 Y に B 5 \_\_ t 3 画像信号を割り当て、色差信号 C b に所定係数（例えば 0.169）を乗じた差分画像を割り当て、色差信号 C r に所定係数（例えば 0.5）を乗じた差分画像を割り当て、極表層血管抽出画像を生成する。この極表層血管抽出画像は、映像信号生成部 6 6 で映像信号に変換されて、モニタに送られる。

#### 【0104】

上記第 1，第 2 実施形態では、図 3 に示す分光スペクトルを有する四色の光を用いているが、他の分光スペクトルを有する四色の光を用いても良い。例えば、図 2 4 に示すように、緑色光 G 及び赤色光 R は上記各実施形態と同様の分光スペクトルを有する一方で、紫色光については、紫色光 V \* のように中心波長 4 1 0 ~ 4 2 0 nm で、上記各実施形態の紫色光 V よりもやや長波長側によった波長帯域を有する光を用いても良い。また、青色光 B については、青色光 B \* のように、中心波長 4 4 5 ~ 4 6 0 nm で、上記各実施形態よりもやや短波長側によった波長帯域を有する光を用いても良い。また、図 3 や図 2 4 に示す照明光の分光スペクトルは一例であり、画像の所望の色味等に応じて各 LED 2 0 a ~ 2 0 d の相対的な発光量を変更してもよい。具体的には、各 LED 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電流値等を変更することにより、各 LED 2 0 a ~ 2 0 d の発光量の割合を変えることができる。

#### 【0105】

また、通常観察用青色光 B<sub>s</sub> と測定光 B<sub>L</sub> が得られれば、上記第 1，第 2 実施形態の帯域制限部 2 1 が備える S P F 2 1 a と L P F 2 1 b の特性は任意にして良い。

#### 【0106】

なお、上記第 1 ~ 第 4 実施形態では、撮像センサ 4 8 が設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムにおいて本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図 2 5 に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡 3 0 0 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

#### 【0107】

カプセル内視鏡 3 0 0 は、光源 3 0 2 と光源制御部 3 0 3 と、撮像センサ 3 0 4 と、送

10

20

30

40

50

受信アンテナ 306 とを備えている。光源 302 は、紫色光 V を発する V - L E D と、青色光 B を発する B - L E D と、緑色光 G を発する G - L E D と、赤色光 R を発する R - L E D と、青色光 B から通常観察用青色光 B<sub>s</sub> 又は測定光 B<sub>L</sub> を生成する帯域制限部とを有している。

#### 【 0 1 0 8 】

光源制御部 303 は、上記実施形態の光源制御部 22 と同様にして光源 302 の駆動を制御する。また、光源制御部 303 は、送受信アンテナ 306 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、送受信アンテナ 306 から送信される画像信号を受信する受信部（図示しない）を備える以外については、上記実施形態のプロセッサ装置 16 とほぼ同様である。撮像センサ 304 は上記実施形態の撮像センサ 48 と同様に構成される。

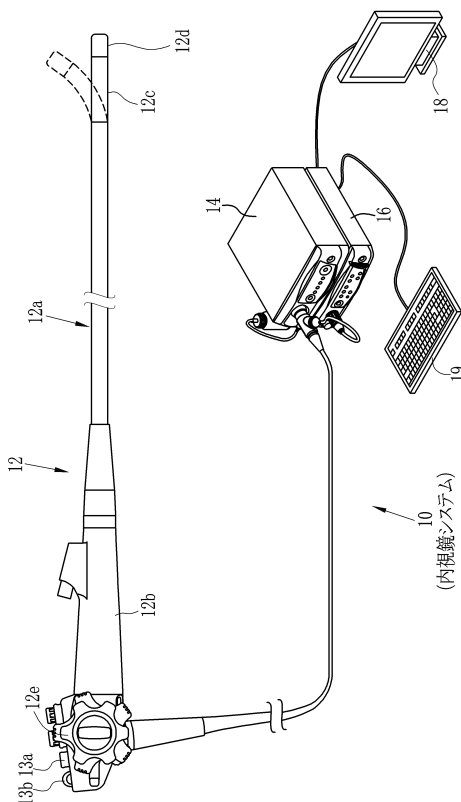
10

#### 【 符号の説明 】

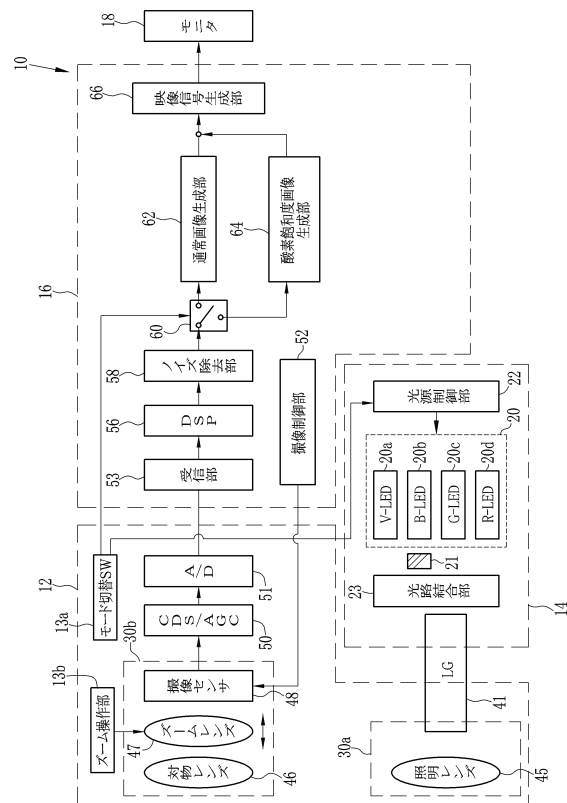
#### 【 0 1 0 9 】

- 10 内視鏡システム
- 20 光源部
- 64 酸素飽和度画像生成部
- 68 位置補正部
- 69 推定画像生成部

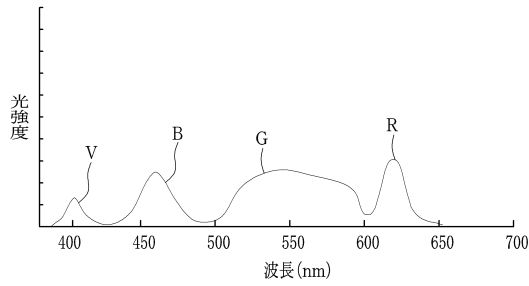
【 図 1 】



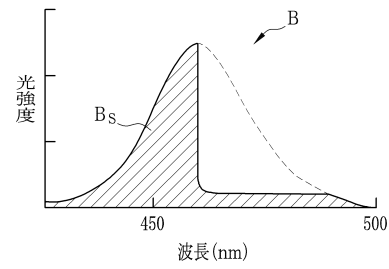
【 図 2 】



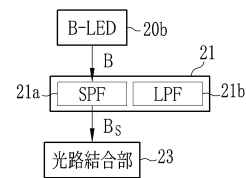
【図 3】



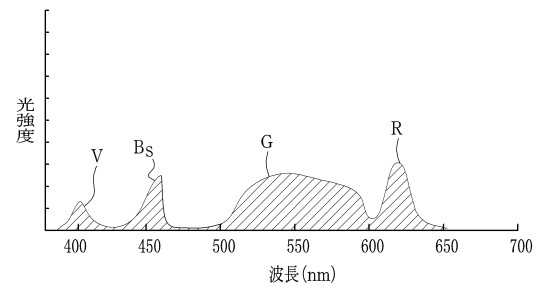
【図 5】



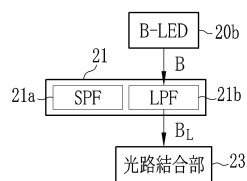
【図 4】



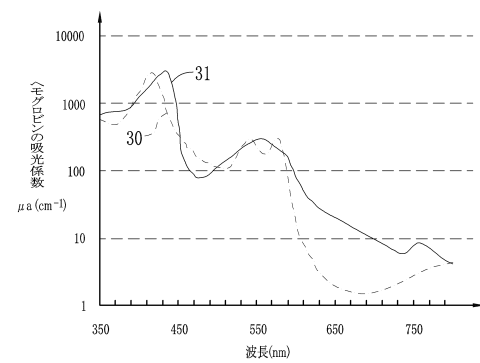
【図 6】



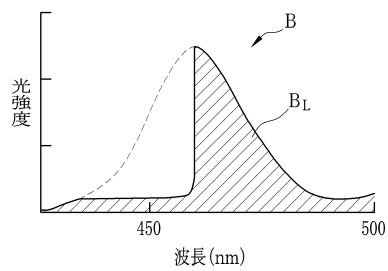
【図 7】



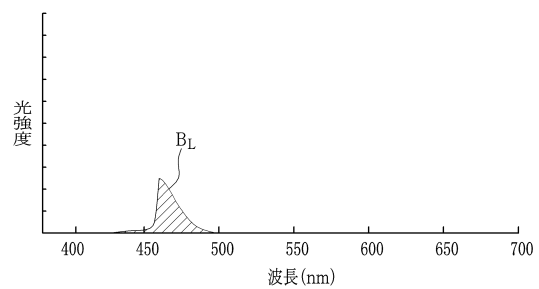
【図 9】



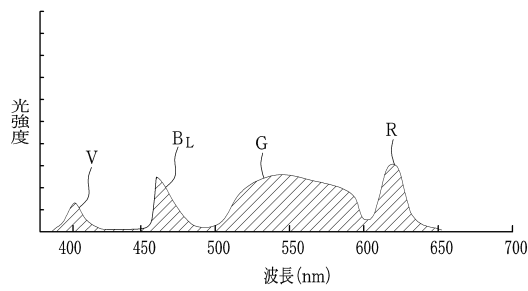
【図 8】



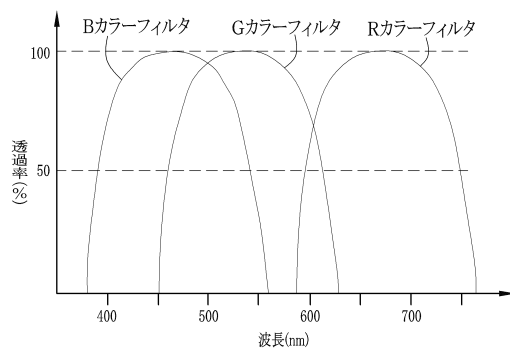
【図 10】



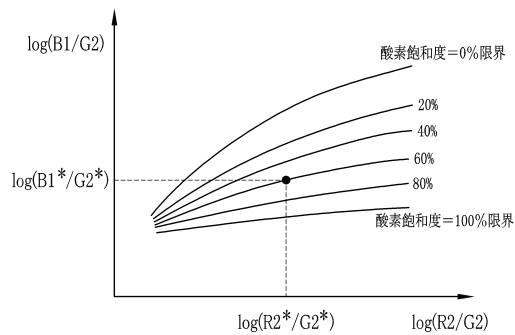
【図 1 1】



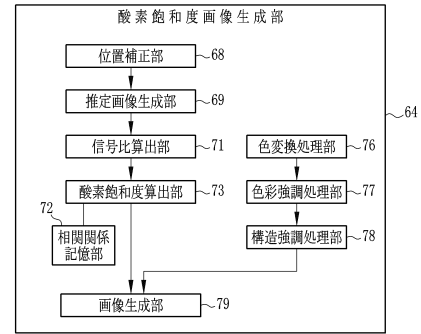
【図 1 2】



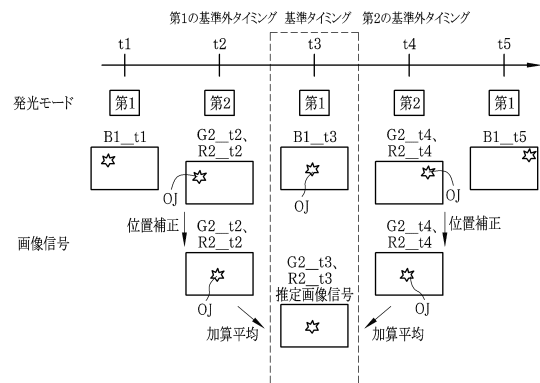
【図 1 5】



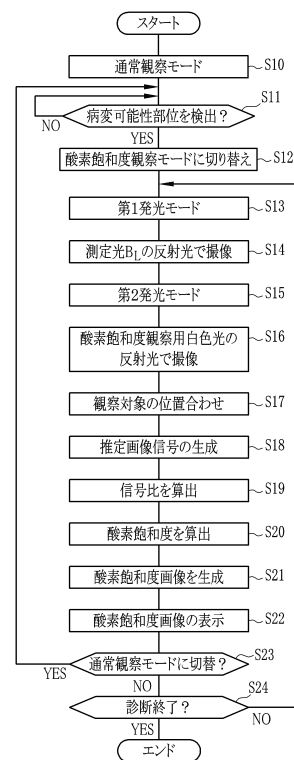
【図 1 3】



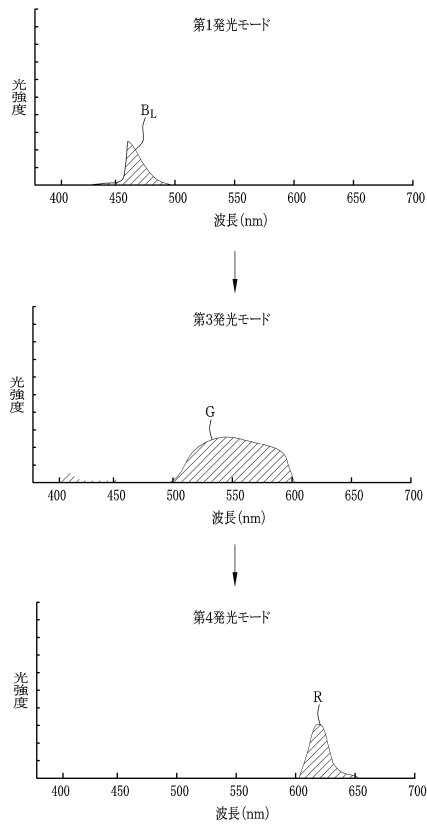
【図 1 4】



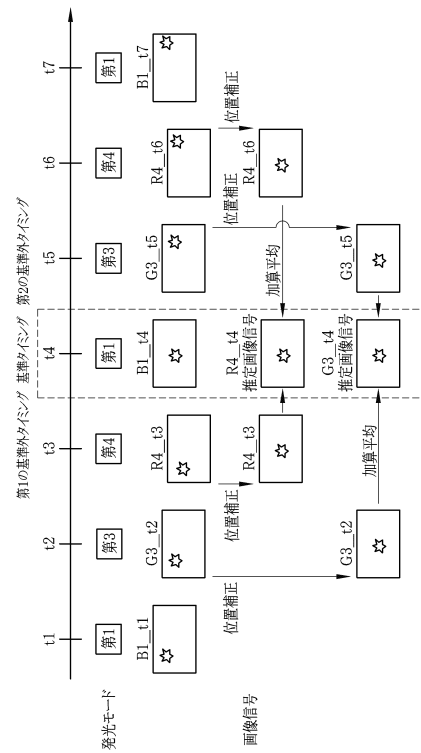
【図 1 6】



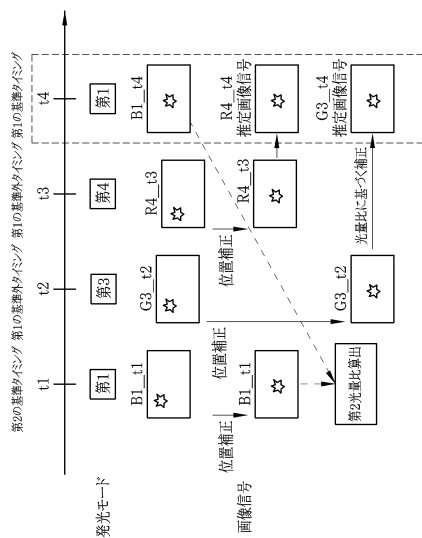
【図 17】



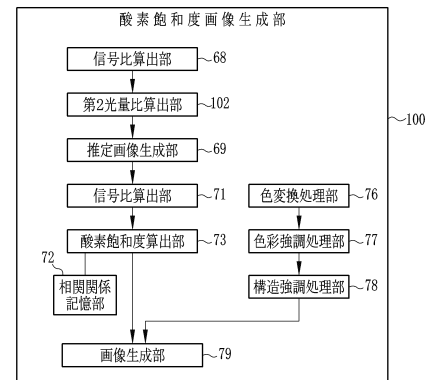
【図 18】



【図 19】



【図 20】





---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2009 - 135907 (JP, A)  
特開 2012 - 125402 (JP, A)  
特開 2013 - 215471 (JP, A)  
特開 2012 - 125501 (JP, A)  
特開 2013 - 188244 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

|        |         |   |         |
|--------|---------|---|---------|
| A 61 B | 1 / 00  | - | 1 / 32  |
| G 02 B | 23 / 24 | - | 23 / 26 |

|                |                                                                                                                                                                                         |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统及其操作方法                                                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6276149B2</a>                                                                                                                                                             | 公开(公告)日 | 2018-02-07 |
| 申请号            | JP2014186273                                                                                                                                                                            | 申请日     | 2014-09-12 |
| [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         | 繁田典雅                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 发明人            | 繁田 典雅                                                                                                                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/045                                                                                                                                                                               |         |            |
| FI分类号          | A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.631 A61B1/06.A A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.731 |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT15 4C161/WW15                    |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 其他公开文献         | JP2016055110A                                                                                                                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                               |         |            |

## 摘要(译)

甲不降低的自由度在选择信号的波长，并同时抑制的观看距离的变化和观察对象移动的影响精确地执行处理，生成所述观察目标的图像。在参考定时t<sub>3</sub>发射测量光B<sub>L</sub>。并且在第一非参考定时t<sub>2</sub>和第二非参考定时t<sub>4</sub>发射包括绿光G和红光R的照明光。和G<sub>2</sub>\_t<sub>2</sub>图像信号中的第一参考出时刻t<sub>2</sub>获取，从所述第二非基准时刻t<sub>4</sub>获取G<sub>2</sub>\_t<sub>4</sub>的图像信号，生成一个G<sub>2</sub>\_t<sub>3</sub>估计图像信号。和R<sub>2</sub>\_t<sub>2</sub>图像信号中的第一参考出时刻t<sub>2</sub>获取，从所述第二非基准时刻t<sub>4</sub>获取R<sub>2</sub>\_t<sub>4</sub>的图像信号，生成一个R<sub>2</sub>\_t<sub>3</sub>估计图像信号。和在基准时刻t<sub>3</sub>获取B<sub>1</sub>\_t<sub>3</sub>图像信号，并且G<sub>2</sub>\_t<sub>3</sub>估计图像信号，计算出从R<sub>2</sub>\_t<sub>3</sub>估计图像信号氧饱和度，根据氧饱和度产生氧饱和度图像。The 14

|                                         |  |                                                                          |  |                                        |  |
|-----------------------------------------|--|--------------------------------------------------------------------------|--|----------------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁(JP)                         |  | (12) 特 許 公 報(B2)                                                         |  | (11) 特許番号<br>特許第6276149号<br>(P6276149) |  |
| (45) 発行日 平成30年2月7日(2018.2.7)            |  | (24) 登録日 平成30年1月19日(2018.1.19)                                           |  |                                        |  |
| (51) Int.Cl.<br>A 6 1 B 1/045 (2006.01) |  | F 1<br>A 6 1 B 1/045 6 1 0<br>A 6 1 B 1/045 6 1 7<br>A 6 1 B 1/045 6 1 8 |  |                                        |  |
| 請求項の数 12 (全 26 頁)                       |  |                                                                          |  |                                        |  |
| (21) 出願番号 特願2014-186273 (P2014-186273)  |  | (73) 特許権者 306037311<br>富士フイルム株式会社<br>東京都港区西麻布2丁目2番30号                    |  |                                        |  |
| (22) 出願日 平成26年9月12日(2014.9.12)          |  | (74) 代理人 100075281<br>弁理士 小林 和憲                                          |  |                                        |  |
| (65) 公開番号 特願2016-55110 (P2016-55110A)   |  | (72) 発明者 繁田 典雅<br>神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地<br>富士フイルム株式会社内                      |  |                                        |  |
| (43) 公開日 平成28年4月21日(2016.4.21)          |  | 審査官 ▲高▼ 芳徳                                                               |  |                                        |  |
| 審査請求日 平成28年8月17日(2016.8.17)             |  |                                                                          |  |                                        |  |
| 最終頁に続く                                  |  |                                                                          |  |                                        |  |
| (54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその操作方法            |  |                                                                          |  |                                        |  |

請求項の数 12 (全 26 頁)