

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-136412

(P2019-136412A)

(43) 公開日 令和1年8月22日(2019.8.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 3 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 5	
	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
	A 6 1 B 1/00 5 5 1	
	A 6 1 B 1/00 6 8 5	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 27 頁)		

(21) 出願番号 特願2018-24499 (P2018-24499)
 (22) 出願日 平成30年2月14日 (2018.2.14)

(71) 出願人 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 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
 Fターム(参考) 4C161 GG11 HH60 RR04 YY07

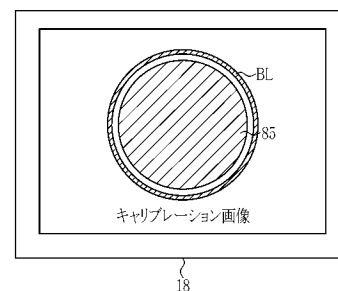
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡管理装置並びにキャリブレーション方法

(57) 【要約】

【課題】キャリブレーション画像におけるキャリブレーション用チャートの写り込みに関する判定を行うことによって、カラーバランスが適正か否かの判定を行うことができるようにする内視鏡システム及び内視鏡管理装置並びにキャリブレーション方法を提供する。

【解決手段】キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を用いてキャリブレーション用チャートの形状を解析し、キャリブレーション用チャートの形状を用いてキャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれているか否かを判定する。キャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれていると判定された場合に、キャリブレーション画像に基づいて、カラーバランスが適正か否かを判定する。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

キャリブレーション用チャートを撮像して得られるキャリブレーション画像を取得する画像取得部と、

前記キャリブレーション画像の空間的画像特徴量から前記キャリブレーション用チャートの形状を解析し、前記キャリブレーション用チャートの形状から前記キャリブレーション画像に前記キャリブレーション用チャートが含まれているか否かを判定するチャート有無判定部と、

前記キャリブレーション画像に前記キャリブレーション用チャートが含まれていると判定された場合に、前記キャリブレーション画像に基づいて、カラーバランスが適正か否かを判定するカラーバランス判定部とを有する内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記チャート有無判定部は、前記キャリブレーション用チャートの形状として、前記キャリブレーション画像における中央領域の形状を解析し、前記中央領域の形状が予め定めた基準形状を有するか否かによって、判定を行う請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記キャリブレーション用チャートは、円筒形状を有するキャリブレーション治具の内部に設けられており、前記基準形状は円形である請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を用いて前記キャリブレーション用チャートの傾きを解析し、前記キャリブレーション用チャートの傾きが、予め定めた基準範囲内に入っているか否かを判定するチャート傾き判定部を有し、

20

前記カラーバランス判定部は、前記キャリブレーション画像に前記キャリブレーション用チャートが含まれていると判定され、且つ、前記キャリブレーション用チャートの傾きが前記基準範囲内に入っていると判定された場合に、前記カラーバランスが適正か否かを判定する請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記チャート傾き判定部は、前記キャリブレーション画像の空間的画像特徴量として、明度分布を用いて、判定を行う請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

30

前記カラーバランス判定部は、前記キャリブレーション画像を用いてキャリブレーション用パラメータを算出し、前記キャリブレーション用パラメータと予め定められた基準パラメータとの差が特定のカラーバランス用範囲内である場合に、前記カラーバランスが適正であると判定する請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記カラーバランスが適正でない場合には、アラートが行われる請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記カラーバランスが適正でない場合には、前記カラーバランスの補正を行うカラーバランス補正部を有する請求項 6 または 7 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

複数のモードに対応する複数の照明光を、順次、前記キャリブレーション用チャートに照明して撮像することにより、前記複数のモードに対応する複数のキャリブレーション画像を取得する内視鏡を有し、

前記カラーバランス判定部は、前記複数のモードに対応する複数のキャリブレーション画像に基づいて、モード毎にカラーバランスが適正か否かを判定する請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システムとネットワークを介して接続され、

50

前記カラーバランス判定部での判定結果を含む内視鏡管理データを、前記ネットワークを介して受信し、前記内視鏡管理データを内視鏡データ管理部に保存する内視鏡管理装置。

【請求項 11】

画像取得部は、キャリブレーション用チャートを撮像して得られるキャリブレーション画像を取得するステップと、

チャート有無判定部は、前記キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を用いて前記キャリブレーション用チャートの形状を解析し、前記キャリブレーション用チャートの形状を用いて前記キャリブレーション画像に前記キャリブレーション用チャートが含まれているか否かを判定するステップと、

カラーバランス判定部は、前記キャリブレーション画像に前記キャリブレーション用チャートが含まれていると判定された場合に、前記キャリブレーション画像に基づいて、カラーバランスが適正か否かを判定するステップとを有するキャリブレーション方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カラーバランスが適正か否かなど内視鏡診断前のキャリブレーションを行う内視鏡システム及び内視鏡管理装置並びにキャリブレーション方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及び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。特に、単に観察対象を撮像するだけでなく、観察対象に照射する照明光の波長を工夫したり、観察対象を撮像して得た画像信号に分光推定処理等の信号処理を施したりすることによって、血管や腺管構造等の特定の組織や構造を強調した観察画像を得る内視鏡システムが普及している。

【0003】

また、内視鏡などには、観察対象の撮像に用いる撮像素子などの個体差があることから、内視鏡の診断前には、キャリブレーションを行って、ホワイトバランスなどのカラーバランスが適正か否かの判定を行うようにしている。カラーバランスが適正でない場合には、カラーバランスの補正が行われる。キャリブレーションに際しては、特許文献 1 及び 2 に示すように、キャリブレーション治具が用いられる。キャリブレーション治具にはキャリブレーション用チャートが設けられており、キャリブレーション用チャートを内視鏡によって撮像し、この撮像により得られたキャリブレーション画像に基づいて、カラーバランスが適正か否かの判定を行う。例えば、特許文献 1 及び 2 では、キャリブレーション用チャートとして蛍光発生面を設けることで、自家蛍光のカラーバランスが適正か否かを判定することができるようにしている。

【0004】

また、上記のように、内視鏡の個体差の他、内視鏡システムで用いるレンズや偏光素子などの光学部材の経時劣化によっても、カラーバランスが変化することから、特許文献 3 では、内視鏡の使用時間から、光学部材の劣化状態に基づくカラーバランスの変化量を算出し、その変化量が特定の閾値以上となる場合に、警告を行うようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許 4 9 2 2 6 2 2 号

【特許文献 2】特許 4 6 3 7 6 0 4 号

【特許文献 3】特許 5 5 2 6 3 0 0 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

上記のように、カラーバランスが適正か否かの判定を確実に行うためには、キャリブレーション画像に含まれるキャリブレーション用チャートの画像が、キャリブレーションを実行することができる最低限の条件、例えば、大きさや形状を満たすことが必要となる。これに関して、特許文献 1 には、キャリブレーション用チャートが写り込んでいるか否かの判定を行うようにしている。しかしながら、キャリブレーション用チャートが写り込んでいるかの判定を具体的にどのように行うかについては、記載及び示唆されていない。その他の特許文献 2 及び 3 についても、特許文献 1 と同様である。

【 0 0 0 7 】

本発明は、キャリブレーション画像におけるキャリブレーション用チャートの写り込みに関する判定を行うことによって、カラーバランスが適正か否かの判定を行うことができるようにする内視鏡システム及び内視鏡管理装置並びにキャリブレーション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】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡システムは、キャリブレーション用チャートを撮像して得られるキャリブレーション画像を取得する画像取得部と、キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を用いてキャリブレーション用チャートの形状を解析し、前記キャリブレーション用チャートの形状を用いてキャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれているか否かを判定するチャート有無判定部と、キャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれていると判定された場合に、キャリブレーション画像に基づいて、カラーバランスが適正か否かを判定するカラーバランス判定部とを有する。

【 0 0 0 9 】

チャート有無判定部は、キャリブレーション用チャートの形状として、キャリブレーション画像における中央領域の形状を解析し、中央領域の形状が予め定めた基準形状を有するか否かによって、判定を行うことが好ましい。キャリブレーション用チャートは、円筒形状を有するキャリブレーション治具の内部に設けられており、基準形状は円形であることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を用いてキャリブレーション用チャートの傾きを解析し、キャリブレーション用チャートの傾きが、予め定めた基準範囲内に入っているか否かを判定するチャート傾き判定部を有し、カラーバランス判定部は、キャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれていると判定され、且つ、キャリブレーション用チャートの傾きが基準範囲内に入っていると判定された場合に、カラーバランスが適正か否かを判定することが好ましい。チャート傾き判定部は、キャリブレーション画像の空間的画像特徴量として、明度分布を用いて、判定を行うことが好ましい。

【 0 0 1 1 】

カラーバランス判定部は、キャリブレーション画像を用いてキャリブレーション用パラメータを算出し、キャリブレーション用パラメータと予め定められた基準パラメータとの差が特定のカラーバランス用範囲内である場合に、カラーバランスが適正であると判定することが好ましい。カラーバランスが適正でない場合には、アラートが行われることが好ましい。カラーバランスが適正でない場合には、カラーバランスの補正を行うカラーバランス補正部を有することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

複数のモードに対応する複数の照明光を、順次、キャリブレーション用チャートに照明して撮像することにより、複数のモードに対応する複数のキャリブレーション画像を取得する内視鏡を有し、カラーバランス判定部は、複数のモードに対応する複数のキャリブレーション画像に基づいて、モード毎にカラーバランスが適正か否かを判定することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

本発明の内視鏡管理装置は、上記記載の本発明の内視鏡システムとネットワークを介し

10

20

30

40

50

て接続され、カラーバランス判定部での判定結果を含む内視鏡管理データを、ネットワークを介して受信し、内視鏡管理データを内視鏡データ管理部に保存する。

【 0 0 1 4 】

本発明のキャリブレーション方法は、画像取得部は、キャリブレーション用チャートを撮像して得られるキャリブレーション画像を取得するステップと、チャート有無判定部は、前記キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を用いて前記キャリブレーション用チャートの形状を解析し、キャリブレーション用チャートの形状を用いてキャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれているか否かを判定するステップと、カラーバランス判定部は、キャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれていると判定された場合に、キャリブレーション画像に基づいて、カラーバランスが適正か否かを判定するステップとを有する。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、キャリブレーション画像におけるキャリブレーション用チャートの写り込みに関する判定を行うことによって、カラーバランスが適正か否かの判定を行うことができるようになる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 1 6 】

【 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。

20

【 図 3 】 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 4 】 縦軸が $\log(B_1/G_2)$ 、横軸が $\log(R_2/G_2)$ である第 1 特徴空間における酸素飽和度の等値線の位置を示すグラフである。

【 図 5 】 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。

【 図 6 】 酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

【 図 7 】 キャリブレーション治具と内視鏡の先端部を示す説明図である。

【 図 8 】 キャリブレーション用処理部の機能を示すブロック図である。

【 図 9 】 内視鏡の先端部の挿入を開始した場合のキャリブレーション画像を示す画像図である。

【 図 1 0 】 キャリブレーション用チャートの画像が基準ラインに一致している場合のキャリブレーション画像を示す画像図である。

30

【 図 1 1 】 キャリブレーション用チャートの傾き判定に用いるキャリブレーション用チャートの画像を示す画像図である。

【 図 1 2 】 キャリブレーション用チャートの傾きが基準範囲に入っていない場合のキャリブレーション用チャートの画像を示す画像図である。

【 図 1 3 】 キャリブレーションモード時においてキャリブレーション用チャートに照明する照明光の種類を示す説明図である。

【 図 1 4 】 カラーバランスが適正に行いえないと判定された場合に表示されるメッセージを示す画像図である。

【 図 1 5 】 通常モード用パラメータの算出方法を示す説明図である。

40

【 図 1 6 】 カラーバランスが適正であると判定される場合に表示されるメッセージを示す画像図である。

【 図 1 7 】 カラーバランスが適正でないと判定される場合に表示されるメッセージを示す画像図である。

【 図 1 8 】 酸素飽和度モード用パラメータの算出方法を示す説明図である。

【 図 1 9 】 血管強調モード用パラメータの算出方法を示す説明図である。

【 図 2 0 】 キャリブレーションモードの一連の流れを示すフローチャートである。

【 図 2 1 】 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 2 2 】 回転フィルタの平面図である。

【 図 2 3 】 第 3 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。

50

【図 2 4】第 1 広帯域光のスペクトルを示すグラフである。

【図 2 5】青緑色照明光のスペクトルを示すグラフである。

【図 2 6】第 2 広帯域光の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】

【0017】

[第 1 実施形態]

図 1 において、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、且つ、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。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。湾曲部 12c は、操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより湾曲動作する。先端部 12d は、湾曲部 12c の湾曲動作によって所望の方向に向けられる。

10

【0018】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モードの切り替え操作に用いるモード切替 SW (モード切替スイッチ) 12f と、観察対象の静止画の取得指示に用いられる静止画取得指示部 12g とが設けられている。

【0019】

なお、内視鏡システム 10 は、通常モード、酸素飽和度モード、血管強調モード、キャリブレーションモードの 4 つのモードを有している。通常モードは、通常モード用照明光を観察対象に照明して撮像することによって、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。酸素飽和度モードは、酸素飽和度モード用照明光を観察対象に照明して撮像することによって、観察対象に含まれる血管中の酸素飽和度を取得し、算出した酸素飽和度を擬似カラーなどで画像化した画像 (以下、酸素飽和度画像という) をモニタ 18 に表示する。血管強調モードは、血管強調モード用照明光を観察対象に照明して撮像することによって、観察対象に含まれる血管を強調した画像 (以下、血管強調画像という) をモニタ 18 に表示する。

20

【0020】

キャリブレーションモードは、内視鏡診断前の点検時に用いられるモードである。このキャリブレーションモードでは、各モードで用いる照明光を順次キャリブレーション用チャート 85 に照明し、各照明光の照明毎に得られるキャリブレーション画像から、カラーバランスが適正か否かの判定を行う。

30

【0021】

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。

【0022】

図 2 において、光源装置 14 は、光源 20 と、光源 20 を制御する光源制御部 21 とを備えている。光源 20 は、例えば、複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、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り、観察対象を照明する照明光を発する。本実施形態では、光源 20 は、V - LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、BS - LED (Blue Short -wavelength Light Emitting Diode) 20b、BL - LED (Blue Long-wavelength Light Emitting Diode) 20c、G - LED (Green Light Emitting Diode) 20d、及び R - LED (Red Light Emitting Diode) 20e の 5 色の LED を有する。

40

【0023】

V-LED 20a は、波長帯域 405 ± 10 nm の紫色光 V を発する。BS-LED 20b は、波長帯域 450 ± 10 nm の第 1 青色光 BS を発する。BL-LED 20c は、波長帯域 470 ± 10

50

n mの第2青色光BLを発する。G-LED 20 dは、波長帯域 540 ± 10 nmの緑色光Gを発する。R-LED 20 eは、波長帯域 640 ± 20 nmの赤色光Rを発する。なお、各LED 20 a ~ 20 eにおける中心波長とピーク波長は、同じであってもよく、異なっても良い。

【0024】

光源制御部 21は、各LED 20 a ~ 20 eに対して独立に制御信号を入力することによって、各LED 20 a ~ 20 eの点灯や消灯、点灯時の発光量などを独立に制御する。光源制御部 21における点灯又は消灯制御は、各モードによって異なっている。通常モードでは、BS-LED 20 b、G-LED 20 d、R-LED 20 eを同時に点灯することによって、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rを同時に発光する。これにより、通常モード用照明光が発光される。

10

【0025】

酸素飽和度モードでは、酸素飽和度モード用照明光として、第1酸素飽和度モード用照明光と第2酸素飽和度モード用照明光を、特定の間隔で繰り返し発光を行う。具体的には、酸素飽和度モードでは、BL-LED 20 cを点灯することにより、第1酸素飽和度モード用照明光として、第2青色光BLを発光する。また、BS-LED 20 b、G-LED 20 d、R-LED 20 eを同時に点灯することによって、第2酸素飽和度モード用照明光として、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rを同時に発光する。血管強調モードでは、BS-LED 20 b、G-LED 20 d、R-LED 20 eを同時に点灯することによって、血管強調モード用照明光として、紫色光V、緑色光G、赤色光Rを同時に発光する。

【0026】

20

キャリブレーションモードでは、各LED 20 a ~ 20 eを制御することによって、通常モード用照明光、酸素飽和度モード用照明光、血管強調モード用照明光を、順次発光する。発光する間隔は、特定の時間、例えば1秒間隔で発光することが好ましい。これら4種類の照明光は、順次、キャリブレーション用チャート 85 (図7参照)に照射される。具体的には、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rを含む通常モード用照明光、第2青色光BLを含む第1酸素飽和度モード用照明光、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rを含む第2酸素飽和度モード用照明光、紫色光V、緑色光G、赤色光Rを含む血管強調モード用照明光が、順次、キャリブレーション用チャート 85 (図7参照)に照射される。

【0027】

各LED 20 a ~ 20 eが発する光は、ミラーやレンズなどで構成される光路結合部 23を介して、ライトガイド 25に入射される。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からの光を、内視鏡 12の先端部 12 dまで伝搬する。

30

【0028】

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が設けられている。照明光学系 30 aは照明レンズ 32を有しており、ライトガイド 25によって伝搬した照明光は照明レンズ 32を介して観察対象に照射される。撮像光学系 30 bは、対物レンズ 42、撮像センサ 44を有している。照明光を照射したことによる観察対象からの光は、対物レンズ 42を介して撮像センサ 44に入射する。これにより、撮像センサ 44に観察対象の像が結像される。

40

【0029】

撮像センサ 44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、原色の撮像センサ 44の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及びG (グリーン) 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、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ 44と同様のRGB各色の画像信号を得ることができる。

【0030】

50

撮像センサ４４は、撮像制御部４５によって駆動制御される。撮像制御部４５における制御は、各モードによって異なっている。通常モードでは、撮像制御部４５は、通常モード用照明光で照明中の観察対象を１フレーム毎に撮像するように、撮像センサ４４を制御する。これにより、撮像センサ４４のＢ画素からＢｃ画像信号が出力され、Ｇ画素からＧｃ画像信号が出力され、Ｒ画素からＲc画像信号が出力される。

【００３１】

酸素飽和度モードでは、撮像制御部４５は撮像センサ４４を制御して、第１酸素飽和度モード用照明光で照明中の観察対象を撮像する制御と、第２酸素飽和度モード用照明光で照明中の観察対象を撮像する制御とを、特定のフレーム間隔で交互に繰り返すように行う。これにより、第１酸素飽和度モード用照明光の照明時には、撮像センサ４４のＢ画素からＢ１画像信号が出力され、Ｇ画素からＧ１画像信号が出力され、Ｒ画素からＲ１画像信号が出力される。また、第２酸素飽和度モード用照明光の照明時には、撮像センサ４４のＢ画素からＢ２画像信号が出力され、Ｇ画素からＧ２画像信号が出力され、Ｒ画素からＲ２画像信号が出力される。

【００３２】

血管強調モードでは、撮像制御部４５は撮像センサ４４を制御して、血管強調モード用照明光で照明中の観察対象を１フレーム毎に撮像するように、撮像センサ４４を制御する。これにより、撮像センサ４４のＢ画素からＢv画像信号が出力され、Ｇ画素からＧv画像信号が出力され、Ｒ画素からＲv画像信号が出力される。

【００３３】

キャリブレーションモードでは、撮像制御部４５は撮像センサ４４を制御して、通常モード用照明光、第１酸素飽和度モード用照明光、血管強調モード用照明光がそれぞれ照明される毎に、キャリブレーション用チャートの撮像を行う。これにより、通常モード用照明光の照明時には、撮像センサ４４からＢp画像信号、Ｇp画像信号、Ｒp画像信号が出力され、第１酸素飽和度モード用照明光の照明時には、撮像センサ４４からＢq画像信号、Ｇq画像信号、Ｒq画像信号が出力され、血管強調モード用照明光の照明時には、撮像センサ４４からＢr画像信号、Ｇr画像信号、Ｒr画像信号が出力される。

【００３４】

ＣＤＳ／ＡＧＣ（Correlated Double Sampling / Automatic Gain Control）回路４６は、撮像センサ４４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（ＣＤＳ）や自動利得制御（ＡＧＣ）を行う。ＣＤＳ／ＡＧＣ回路４６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。

【００３５】

プロセッサ装置１６は、画像取得部５０と、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）５２と、ノイズ低減部５４と、画像処理切替部５６と、画像処理部５８と、映像信号生成部６０とを備えている。画像処理部５８は、通常画像生成部６２と、酸素飽和度画像生成部６４と、血管強調画像生成部６６と、キャリブレーション用処理部６８とを備えている。

【００３６】

画像取得部５０は、内視鏡１２から入力される画像信号を受信し、受信した画像信号をＤＳＰ５２に送信する。ＤＳＰ５２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、デモザイク処理、及びＹＣ変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、撮像センサ４４の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理を施した画像信号から暗電流成分を除かれ、正確な零レベルを設定される。ゲイン補正処理は、オフセット処理後の各色の画像信号に特定のゲインを乗じることにより各画像信号の信号レベルを整える。ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、色再現性を高めるリニアマトリクス処理が施される。

【００３７】

その後、ガンマ変換処理によって、各画像信号の明るさや彩度が整えられる。リニアマ

10

20

30

40

50

トリクス処理後の画像信号には、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、補間により各画素の欠落した色の信号を生成される。デモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。DSP52は、デモザイク処理後の各画像信号にYC変換処理を施し、輝度信号Yと色差信号Cb及び色差信号Crをノイズ低減部54に出力する。

【0038】

ノイズ低減部54は、DSP56でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施す。ノイズを低減した画像信号は、画像処理切替部56に入力される。

【0039】

画像処理切替部56は、設定されているモードによって、ノイズ低減部54からの画像信号の送信先を、通常画像生成部62、酸素飽和度画像生成部64、キャリブレーション用処理部68のいずれかに切り替える。具体的には、通常モードにセットされている場合には、ノイズ低減部54からの画像信号を通常画像生成部62に入力する。また、酸素飽和度モードに設定されている場合、ノイズ低減部54からの画像信号を酸素飽和度画像生成部64に入力する。また、血管強調モードにセットされている場合には、ノイズ低減部54からの画像信号を血管強調画像生成部66に入力する。また、キャリブレーションモードに設定されている場合、ノイズ低減部54からの画像信号をキャリブレーション用処理部68に入力する。

【0040】

通常画像生成部62は、入力した1フレーム分のRc画像信号、Gc画像信号、Bc画像信号に対して、通常画像用画像処理を施す。通常画像用画像処理には、3×3のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT（Look Up Table）処理等の色変換処理、色彩強調処理、空間周波数強調等の構造強調処理が含まれる。通常画像用画像処理が施されたRc画像信号、Gc画像信号、Bc画像信号は、通常画像として映像信号生成部60に入力される。

【0041】

酸素飽和度画像生成部64は、酸素飽和度モード時に得られる画像信号のうちB1画像信号、G2画像信号、R2画像信号と酸素飽和度との相関関係を用いて、酸素飽和度を算出する。酸素飽和度の算出方法については後述する。算出した酸素飽和度を疑似カラーなどで画像化した酸素飽和度画像を生成する。この酸素飽和度画像は、映像信号生成部60に入力される。

【0042】

血管強調画像生成部66は、血管強調モード時に得られるBv画像信号、Gv画像信号、Rv画像信号に対して血管強調画像用画像処理を施すことによって、特定深さの血管を強調した血管強調画像を生成する。血管強調画像用画像処理は、通常画像用画像処理と同じ種類の処理であるものの、パラメータや係数が通常画像用画像処理とは異なっている。

【0043】

キャリブレーション用処理部68は、キャリブレーションモード時に取得した画像であるキャリブレーション画像にキャリブレーション用チャートが含まれているか否かを判定し、且つ、キャリブレーション用チャートが含まれていると判定された場合に、通常モード、酸素飽和度モード、血管強調モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定を行う。このキャリブレーション用処理部68の詳細については後述する。

【0044】

映像信号生成部60は、画像処理部58から出力される通常画像、酸素飽和度画像、血管強調画像を、モニタ18においてフルカラーで表示可能にする映像信号に変換する。変換済みの映像信号はモニタ18に入力される。これにより、モニタ18には通常画像、酸素飽和度画像、血管強調画像が表示される。また、映像信号生成部60は、必要に応じて、キャリブレーション用処理部68からの画像データを、モニタ18においてフルカラーで表示可能にする映像信号に変換する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

次に、酸素飽和度の算出方法及び酸素飽和度画像の生成方法について説明する。図 3 に示すように、酸素飽和度画像生成部 6 4 は、信号比算出部 7 0 と、相関関係記憶部 7 2 と、酸素飽和度算出部 7 4 と、画像生成部 7 6 と、を備えている。信号比算出部 7 0 は、酸素飽和度算出部 7 4 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 0 は、酸素飽和度モードで得られた画像信号のうち、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ と、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $R 2 / G 2$ と、G 2 画像信号と B 2 画像信号の信号比 $G 2 / B 2$ とをそれぞれ画素毎に算出する。

【 0 0 4 6 】

相関関係記憶部 7 2 は、信号比算出部 7 0 が算出する各信号比と、酸素飽和度との相関関係を、LUT (Look Up Table) などの記憶手段に記憶している。この相関関係を、縦軸 $\text{Log} (B 1 / G 2)$ 、横軸 $\text{Log} (R 2 / G 2)$ で形成される第 1 特徴空間上で表した場合、図 4 に示すように、第 1 特徴空間上において、酸素飽和度が同じ部分を繋ぎあわせた等値線が、ほぼ横軸方向に沿って、形成されている。また、等値線は、酸素飽和度が大きくなるほど、縦軸方向に対して、より下方側に位置している。例えば、酸素飽和度が 1 0 0 % の等値線 E L 1 は、酸素飽和度が 0 % の等値線 E L 2 よりも下方に位置している。

【 0 0 4 7 】

なお、第 1 特徴空間におけ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。また、相関関係記憶部 7 2 では、信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ と酸素飽和度との相関関係を記憶しているが、信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ との相関関係に限らず、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に基づく特定の演算 (例えば、差分処理) を行って得られる第 1 演算値と酸素飽和度との相関関係を記憶するようにしてもよい。

【 0 0 4 8 】

上記相関関係は、図 5 に示す酸化ヘモグロビン (グラフ 8 0) や還元ヘモグロビン (グラフ 8 1) の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、第 2 青色光 B L の波長帯域 $4 7 0 \pm 1 0 \text{ nm}$ のように、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波長帯域では、ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光量が変化するため、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。したがって、中心波長 $4 7 0 \text{ nm}$ 第 2 青色光 B L の光に対応する B 1 画像信号を含む信号比 $B 1 / G 2$ を用いることで、酸素飽和度の算出が可能となる。しかしながら、信号比 $B 1 / G 2$ 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、信号比 $B 1 / G 2$ に加えて、主として血液量に依存して変化する信号比 $R 2 / G 2$ を用いることで、血液量に影響されることなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。なお、G 2 画像信号に含まれる緑色光の波長帯域 $5 4 0 \pm 2 0 \text{ nm}$ は、ヘモグロビンの吸光係数が比較的高いため、血液量によって吸光量が変化しやすい波長帯域である。

【 0 0 4 9 】

酸素飽和度算出部 7 4 は、相関関係記憶部 7 2 に記憶した相関関係を参照し、信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、図 6 に示すように、相関関係記憶部 7 2 に記憶した相関関係を参照した場合、特定画素の信号比 $B 1^* / G 2^*$ 、 $R 2^* / G 2^*$ に対応する酸素飽和度は「4 0 %」である。したがって、酸素飽和度算出部 7 4 は、酸素飽和度を「4 0 %」と算出する。

【 0 0 5 0 】

なお、信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ が極めて大きくなったり、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 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ の各値の組み合わせが、酸素飽和度 1 0 0 % の上限の等値線 E L 1 (図 4 参照) よりも下方に分布したり、反対に、酸素飽和度 0 % の下限の等値線 E L 2 (図 4 参照) よりも上方に分布したりすることはほとんどない。但し、上限の等値線 E L 1 より下方に分布する場合には酸素飽和度を 1 0 0 % とし、下限の等値線 E L 2 より上方に分布する場合には酸素飽和度算出部 7 4 は酸素飽和度を 0 % とする。また、信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ に対応する点が上限の等

10

20

30

40

50

値線 E L 1 と下限の等値線 E L 2 との間に分布しない場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことが分かるように表示をしたり、酸素飽和度を算出しないようにしたりしても良い。

【 0 0 5 1 】

画像生成部 7 6 は、酸素飽和度算出部 7 4 で算出した酸素飽和度を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 7 6 は、B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を取得し、これらの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。そして、ゲインを施した B 2 画像信号、G 2 画像信号、及び R 2 画像信号を用いて R G B 画像データを生成する。例えば、画像生成部 7 6 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、及び R 2 画像信号のいずれにも同じゲイン「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、B 2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G 2 画像信号及び 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 画像信号を用いて生成した R G B 画像データが酸素飽和度画像である。

10

【 0 0 5 2 】

画像生成部 7 6 が生成した酸素飽和度画像では、高酸素の領域（酸素飽和度が 6 0 ~ 1 0 0 % の領域）では、通常観察画像と同様の色で表される。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が 0 ~ 6 0 % の領域）は、通常観察画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

【 0 0 5 3 】

20

なお、本実施形態では、画像生成部 7 6 は、低酸素の領域のみ疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素領域で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、低酸素領域と高酸素領域を酸素飽和度 6 0 % で分けているがこの境界も任意である。

【 0 0 5 4 】

次に、キャリブレーションモードについての詳細を説明する。図 7 に示すように、キャリブレーションモードでは、キャリブレーション治具 8 4 が用いられる。キャリブレーション治具 8 4 は円筒形状であり、一方の端面のみ開口した開口部 8 4 a を有し、他方の端面は底面となっている。また、キャリブレーション治具 8 4 の底面には、キャリブレーション用チャート 8 5 が設けられている。また、キャリブレーション治具 8 4 の内周面にも、キャリブレーション用チャート 8 5 を設けてもよい。キャリブレーション用チャート 8 5 は、キャリブレーション治具 8 4 内に印刷された画像であってもよいし、プラスチック板や金属板などを所定の形状に加工し、張り付けたものであってもよい。また、図 8 に示すように、キャリブレーションモードで用いるキャリブレーション用処理部 6 8 は、チャート有無判定部 8 6 と、チャート傾き判定部 8 7 と、カラーバランス判定部 8 8 と、カラーバランス補正部 9 0 とを備えている。なお、カラーバランスとしてホワイトバランスのキャリブレーションを行う場合には、キャリブレーション用チャートの色は白色であることが好ましい。

30

【 0 0 5 5 】

そして、カラーバランスが適正か否かのキャリブレーションを行う場合には、キャリブレーション治具 8 4 の開口部 8 4 a を下に向け、この開口部 8 4 a から、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d をキャリブレーション治具 8 4 の内部に挿入する。内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d をキャリブレーション治具 8 4 の内部に挿入すると、図 9 に示すように、キャリブレーション画像において、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d からの照明光によって照明された円状のキャリブレーション用チャート 8 5 が写し出される。また、キャリブレーション画像では、円形の基準ライン B L が表示されており、円状のキャリブレーション用チャート 8 5 が基準ライン B L に一致するように、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d を更にキャリブレーション治具 8 4 に挿入する。なお、キャリブレーション治具 8 4 の開口部 8 4 a を下向きにするのは、キャリブレーション時に外光が入り込むことを避けるためである。

40

【 0 0 5 6 】

50

なお、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d をキャリブレーション治具 8 4 に挿入する際に発する照明光は、通常モード用照明光、酸素飽和度モード用照明光、血管強調モード用照明光のうちいずれかであることが好ましい。また、キャリブレーション治具 8 4 がキャリブレーションを行うのに必要な姿勢や状態になっているか否かを判定するために、キャリブレーション治具 8 4 に、ジャイロなど姿勢検知装置を設けることが好ましい。この場合、姿勢検知装置において、キャリブレーション治具 8 4 の開口部 8 4 a が下向きであると検知した場合に、キャリブレーションモードの実行を許可するようにすることが好ましい。また、同様にして、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d の向きがキャリブレーションを行うのに必要な姿勢や位置になっているか否かを判定するために、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d に、重力センサなどの姿勢検知装置を設けることが好ましい。この場合、姿勢検知装置において、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d が上向きであると検知した場合に、キャリブレーションモードの実行を許可するようにすることが好ましい。

10

【 0 0 5 7 】

チャート有無判定部 8 6 は、キャリブレーション画像の空間的画像特徴量からキャリブレーション用チャート 8 5 の形状を解析して、キャリブレーション用チャート 8 5 の形状として、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が、予め定めた基準形状を有するか否かを判定する。具体的には、キャリブレーション画像において、キャリブレーション用チャート 8 5 の画像が、キャリブレーションモードを適正に行うために必要な特定条件を満たすか否かを判定する。特定条件としては、例えば、少なくともキャリブレーション用チャートの画像が一定の大きさと形状を有することをいう。図 1 0 に示すように、キャリブレーション画像におけるキャリブレーション画像が基準ライン B L に一致した場合には、チャート有無判定部 8 6 は、キャリブレーション画像の中央領域の形状が、予め定めた基準形状を有すると判定する。なお、基準形状は、キャリブレーション治具 8 4 に設けられているキャリブレーション用チャート 8 5 の形状に応じて定められる。本実施形態は、キャリブレーション用チャート 8 5 はキャリブレーション治具 8 4 の底面（又は内周面）に設けられていることから、基準形状は円形とすることが好ましい。

20

【 0 0 5 8 】

また、空間的画像特徴量とは、画像において、複数の画素位置で取得した画素値、又は、複数の画素位置のうち各画素位置及びその近傍で取得した複数の画素値を組み合わせた値（例えば、複数の画素値を四則演算によって組み合わせる）を表している。また、空間的画像特徴量とは、画像に空間フィルタリングを適用して得られる値や、テンプレートマッチングによって得られる値も含まれる。以上のような空間的画像特徴量をチャート有無判定部 8 6 において用いることで、画素値平均など空間的な画像情報を有しない非空間的画像特徴量を用いる場合と比較して、キャリブレーション用チャート 8 5 の形状の解析をより詳細、且つ正確に行うことができる。また、空間的画像特徴量を後述のチャート傾き判定部 8 7 において用いることで、非空間的画像特徴量を用いる場合と比較して、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きの解析をより詳細、且つ正確に行うことができる。

30

【 0 0 5 9 】

チャート傾き判定部 8 7 は、キャリブレーション画像の空間的画像特徴量からキャリブレーション用チャート 8 5 の傾きを解析し、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが、予め定めた基準範囲に入っているか否かを判定する。具体的には、チャート傾き判定部 8 7 は、キャリブレーション画像の空間的画像特徴量から明度分布を算出し、算出した明度分布のうち周辺領域の明度が一定の明度用範囲に入っているか否かを判定する。周辺領域の明度が一定の明度用範囲に入っている場合には、チャート傾き判定部 8 7 は、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが基準範囲に入っていると判定する。

40

【 0 0 6 0 】

なお、周辺領域の明度が一定の明度用範囲に入っている場合とは、例えば、図 1 1 に示すように、キャリブレーション用チャート 8 5 の画像の周辺領域のうち、第 1 の周辺領域 R g 1 の明度と、中心 C P に対して第 1 周辺領域 R g 1 と略対称の位置にある第 2 の周辺領域 R g 2 の明度との差が一定の範囲に入っていることをいう。例えば、図 1 2 に示すよ

50

うに、キャリブレーション用チャート 8 5 の画像のうち、第 1 周辺領域 R g 1 の明度が全体的に大きく明るいものに対して、第 2 周辺領域 R g 2 の明度が全体的に小さく暗い場合には、キャリブレーション用チャート 8 5 が大きく傾いており、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが基準範囲に入っていないと判定される。

【 0 0 6 1 】

カラーバランス判定部 8 8 は、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有すると判定され、且つ、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが基準範囲に入っていると判定された場合に、カラーバランスが適正か否かの判定を行う。この場合には、各モードにおけるカラーバランスに関する情報を取得するために、図 1 3 に示すように、通常モード用照明光、第 1 酸素飽和度モード用照明光、血管強調モード用照明光が、順次、キャリブレーション用チャート 8 5 に照射される。通常モード用照明光の照明時には、キャリブレーション用チャート 8 5 を撮像することにより、通常モード用のキャリブレーション画像が得られる。また、第 1 酸素飽和度モード用照明光の照明時には、キャリブレーション用チャート 8 5 を撮像することにより、酸素飽和度モード用のキャリブレーション画像が得られる。また、血管強調モード用照明光の照明時には、キャリブレーション用チャート 8 5 を撮像することにより、血管強調モード用のキャリブレーション画像が得られる。

【 0 0 6 2 】

なお、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有しないと判定され、または、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが基準範囲に入っていないと判定された場合には、図 1 4 に示すように、「カラーバランスが適正か否かの判定を行うことができません」との警告メッセージがモニタ 1 8 に表示される。また、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有すると判定され、且つ、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが基準範囲に入っていると判定された場合に、カラーバランスが適正か否かの判定を行うようにしているが、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有すると判定された場合、または、キャリブレーション用チャート 8 5 の傾きが基準範囲に入っていると判定された場合のうち、少なくとも一方を満たした場合に、カラーバランスが適正か否かの判定を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 3 】

カラーバランス判定部 8 8 は、図 1 5 に示すように、通常モード用キャリブレーション画像から、カラーバランスを判定するための通常モード用パラメータを算出する。具体的には、通常モード用パラメータとして、通常モード用キャリブレーション画像のうち中央部に含まれる R p 画像信号と G p 画像信号の R p / G p 比 ($\log(Rp/Gp)$) と B p 画像信号と G p 画像信号の通常モード用 B p / G p 比 ($\log(Bp/Gp)$) とを算出し、それら R p / G p 比、B p / G p 比と、基準の通常モード用パラメータ R p k / G p k 比、B p k / G p k 比 (基準パラメータ) との差が、特定のカラーバランス用範囲に入っているか否かを判定する。

【 0 0 6 4 】

R p / G p 比、B p / G p 比と基準の通常モード用パラメータ R p k / G p k 比、B p k / G p k との差が特定のカラーバランス用範囲に入っている場合には、図 1 6 に示すように、「カラーバランスは適正です」とのメッセージ表示をモニタ 1 8 に表示する。一方、R p / G p 比、B p / G p 比と基準の通常モード用パラメータ R p k / G p k 比、B p k / G p k との差が特定のカラーバランス用範囲に入っていない場合には、図 1 7 に示すように、「カラーバランスは適正ではありません」との警告メッセージ (アラート) をモニタ 1 8 に表示する。なお、カラーバランス判定部 8 8 で判定を行った場合には、ネットワーク N T を介して、カラーバランス判定部 8 8 での判定結果、例えば、通常モードにおけるカラーバランスが適正でない旨の情報を含む内視鏡管理データが、内視鏡管理サーバ 9 2 (内視鏡管理装置) に送信される (図 8 参照) 。内視鏡管理サーバ 9 2 は、ネットワーク N T から、内視鏡管理データを受信して保存する内視鏡データ管理部 9 2 a を備えている。内視鏡管理データ 9 2 には、カラーバランス判定部 8 8 での判定結果の他、内視鏡

の診断中に取得した画像を含めることが好ましい。

【 0 0 6 5 】

また、カラーバランス補正部 9 0 は、 R_p / G_p 比、 B_p / G_p 比と基準の通常モード用パラメータ R_{pk} / G_{pk} 比、 B_{pk} / G_{pk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入るようにするためのカラーバランス補正係数 C_{Bp} 、 C_{Gp} 、 C_{Rp} を算出する。具体的には、下記式 1) に示すように、カラーバランス補正係数 C_{Bp} 、 C_{Gp} 、 C_{Rp} の算出を行う。カラーバランス補正係数 C_{Bp} は通常モード時に得られる B_c 画像信号に掛け合わされ、カラーバランス補正係数 C_{Gp} は通常モード時に得られる G_c 画像信号に掛け合わされ、カラーバランス補正係数 C_{Rp} は通常モード時に得られる R_c 画像信号に対して掛け合わされる。これら掛け合わせにより、通常モードにおけるカラーバランスが補正される。

式 1)

$$C_{Bp} = \alpha \times B_{pk} / B_p, C_{Gp} = \beta \times G_{pk} / G_p, C_{Rp} = \gamma \times R_{pk} / R_p$$

なお、 α 、 β 、 γ は特定の数値を有する係数である。

【 0 0 6 6 】

また、カラーバランス判定部 8 8 は、図 1 8 に示すように、酸素飽和度モード用キャリブレーション画像から、カラーバランスを判定するための酸素飽和度モード用パラメータを算出する。具体的には、酸素飽和度モード用パラメータとして、酸素飽和度モード用キャリブレーション画像のうち中央部に含まれる R_q 画像信号と G_q 画像信号の R_q / G_q 比 ($\log(R_q/G_q)$) と B_q 画像信号と G_q 画像信号の酸素飽和度モード用 B_q / G_q 比 ($\log(B_q/G_q)$) とを算出し、それら R_q / G_q 比、 B_q / G_q 比と、基準の酸素飽和度モード用パラメータ R_{qk} / G_{qk} 比、 B_{qk} / G_{qk} 比 (基準パラメータ) との差が、特定のカラーバランス用範囲に入っているか否かを判定する。

【 0 0 6 7 】

R_q / G_q 比、 B_q / G_q 比と基準の酸素飽和度モード用パラメータ R_{qk} / G_{qk} 比、 B_{qk} / G_{qk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入っている場合には、「カラーバランスは適正です」とのメッセージ表示 (図 1 6 参照) をモニタ 1 8 に表示する。一方、 R_q / G_q 比、 B_q / G_q 比と基準の酸素飽和度モード用パラメータ R_{qk} / G_{qk} 比、 B_{qk} / G_{qk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入っていない場合には、「カラーバランスは適正ではありません」との警告メッセージ (アラート) (図 1 7 参照) をモニタ 1 8 に表示する。

【 0 0 6 8 】

また、カラーバランス補正部 9 0 は、 R_q / G_q 比、 B_q / G_q 比と基準の酸素飽和度モード用パラメータ R_{qk} / G_{qk} 比、 B_{qk} / G_{qk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入るようにするためのカラーバランス補正係数 C_{Bq} 、 C_{Gq} 、 C_{Rq} を算出する。具体的には、下記式 2) に示すように、カラーバランス補正係数 C_{Bq} 、 C_{Gq} 、 C_{Rq} の算出を行う。カラーバランス補正係数 C_{Bq} は酸素飽和度モード時に得られる B_1 画像信号に掛け合わされ、カラーバランス補正係数 C_{Gq} は酸素飽和度モード時に得られる G_1 画像信号に掛け合わされ、カラーバランス補正係数 C_{Rq} は酸素飽和度モード時に得られる R_1 画像信号に対して掛け合わされる。これら掛け合わせにより、酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが補正される。

式 2)

$$C_{Bq} = \alpha \times B_{qk} / B_q, C_{Gq} = \beta \times G_{qk} / G_q, C_{Rq} = \gamma \times R_{qk} / R_q$$

なお、 α 、 β 、 γ は特定の数値を有する係数である。

【 0 0 6 9 】

また、カラーバランス判定部 8 8 は、図 2 0 に示すように、血管強調モード用キャリブレーション画像から、カラーバランスを判定するための血管強調モード用パラメータを算出する。具体的には、血管強調モード用パラメータとして、血管強調モード用キャリブレーション画像のうち中央部に含まれる R_r 画像信号と G_r 画像信号の R_r / G_r 比 ($\log(R_r/G_r)$) と B_r 画像信号と G_r 画像信号の血管強調モード用 B_r / G_r 比 ($\log(B_r/G_r)$) とを算出し、それら R_r / G_r 比、 B_r / G_r 比と、基準の血管強調モード用パラメータ R_{rk} / G_{rk} 比、 B_{rk} / G_{rk} 比 (基準パラメータ) との差が、特定の血管強調モード用カラーバランス用範囲に入っているか否かを判定する。

とを算出し、それら R_r / G_r 比、 B_r / G_r 比と、基準の血管強調モード用パラメータ R_{rk} / G_{rk} 比、 B_{rk} / G_{rk} 比（基準パラメータ）との差が、特定のカラーバランス用範囲に入っているか否かを判定する。

【0070】

R_r / G_r 比、 B_r / G_r 比と基準の血管強調モード用パラメータ R_{rk} / G_{rk} 比、 B_{rk} / G_{rk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入っている場合には、「カラーバランスは適正です」とのメッセージ表示（図16参照）をモニタ18に表示する。一方、 R_r / G_r 比、 B_r / G_r 比と基準の血管強調モード用パラメータ R_{rk} / G_{rk} 比、 B_{rk} / G_{rk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入っていない場合には、「カラーバランスは適正ではありません」との警告メッセージ（アラート）（図17参照）をモニタ18に表示する。

10

【0071】

また、カラーバランス補正部90は、 R_r / G_r 比、 B_r / G_r 比と基準の血管強調モード用パラメータ R_{rk} / G_{rk} 比、 B_{rk} / G_{rk} との差が特定のカラーバランス用範囲に入るようにするためのカラーバランス補正係数 C_{Br} 、 C_{Gr} 、 C_{Rr} を算出する。具体的には、下記式3)に示すように、カラーバランス補正係数 C_{Br} 、 C_{Gr} 、 C_{Rr} の算出を行う。カラーバランス補正係数 C_{Br} は血管強調モード時に得られる B_s 画像信号に掛け合わされ、カラーバランス補正係数 C_{Gr} は血管強調モード時に得られる G_s 画像信号に掛け合わされ、カラーバランス補正係数 C_{Rr} は血管強調モード時に得られる R_s 画像信号に対して掛け合わされる。これら掛け合わせにより、血管強調モードにおけるカラーバランスが補正される。

20

式3)

$$C_{Bq} = \alpha \times B_{qk} / B_q, C_{Gq} = \beta \times G_{qk} / G_q, C_{Rq} = \gamma \times R_{qk} / R_q$$

なお、 α 、 β 、 γ は特定の数値を有する係数である。

【0072】

なお、カラーバランス判定部88では、上記キャリブレーション画像の中央領域の形状、又は、キャリブレーション用チャートの傾きに関する判定の他、キャリブレーション用チャートの動きが特定の動き用範囲に入っているかどうかの判定を行い、キャリブレーション用チャートの動きが特定の動き用範囲に入っている場合に、カラーバランスが適正か否かの判定を行うようにしてもよい。具体的には、キャリブレーション用チャートの動きについては、例えば、キャリブレーション画像の画像ヘッダに格納される照明光の発光量の変動で判断してもよい。また、同一の照明光、例えば、通常モード用照明光を数フレーム分照明し、それら数フレーム分の照明により得られる画像に関して、画像中央の平均輝度の変動から、キャリブレーション用チャートの動きを判断するようにしてもよい。また、カラーバランス判定部88では、キャリブレーション画像のうち動きが一定以下の画像の組み合わせを選択し、それら選択したキャリブレーション画像に対して、上記キャリブレーション画像の中央領域の形状、又は、キャリブレーション用チャートの傾きに関する判定を行うようにしてもよい。

30

【0073】

次に、キャリブレーションモードの一連の流れについて、図20に示すフローチャートに沿って説明を行う。モード切替SW12fを操作して、キャリブレーションモードに切り替える。そして、キャリブレーション治具84の開口部84aを下に向け、この開口部84aから、内視鏡12の先端部12dをキャリブレーション治具84の内部に挿入する。ユーザーはキャリブレーション画像を観察しながら、キャリブレーション画像上に映し出されたキャリブレーション用チャート85の画像が基準ラインBLに一致するように、内視鏡12の先端部12dを更にキャリブレーション治具84に挿入する。

40

【0074】

キャリブレーションモード中は、チャート有無判定部86によって、キャリブレーション画像の空間的画像特徴量を解析して、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有するか否かを判定する。また、チャート傾き判定部87によって、キャリブ

50

レーション画像の空間的画像特徴量を解析して、キャリブレーション用チャートの傾きが基準範囲に入っているか否かを判定する。

【 0 0 7 5 】

カラーバランス判定部 8 8 は、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有すると判定され、且つ、キャリブレーション用チャートの傾きが基準範囲に入っていると判定された場合に、カラーバランスが適正か否かの判定を行う。この場合には、通常モード用照明光、第 1 酸素飽和度モード用照明光、血管強調モード用照明光が、順次、キャリブレーション用チャートに照射される。これら 3 種類の照明光の照明によって、通常モード用のキャリブレーション画像、酸素飽和度モード用のキャリブレーション画像、及び、血管強調モード用のキャリブレーション画像が得られる。

10

【 0 0 7 6 】

一方、キャリブレーション画像のうち中央領域の形状が基準形状を有しないと判定され、または、キャリブレーション用チャートの傾きが基準範囲に入っていないと判定された場合には、「カラーバランスを適正に行うことができません」との警告メッセージがモニタ 1 8 に表示される。

【 0 0 7 7 】

通常モード用のキャリブレーション画像、酸素飽和度モード用のキャリブレーション画像、及び、血管強調モード用のキャリブレーション画像を取得した後は、まず、通常モード用キャリブレーション画像から、カラーバランスを判定するための通常モード用パラメータを算出する。この算出した通常モード用パラメータに基づいて、通常モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定を行う。通常モードにおけるカラーバランスが適正であると判定された場合には、通常モードにおけるカラーバランスが適正である旨のメッセージをモニタ 1 8 に表示する。一方、通常モードにおけるカラーバランスが適正でないと判定された場合には、通常モードにおけるカラーバランスが適正でない旨のメッセージをモニタ 1 8 に表示する。この場合には、通常モード用パラメータを用いて、通常モードにおけるカラーバランスの補正を行う。

20

【 0 0 7 8 】

通常モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定と同様にして、酸素飽和度モード用キャリブレーション画像を用いて酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定を行い、また、血管強調モード用キャリブレーション画像を用いて血管強調モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定を行う。酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが適正であると判定された場合には、酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが適正である旨のメッセージをモニタ 1 8 に表示する。同様にして、血管強調モードにおけるカラーバランスが適正であると判定された場合には、血管強調モードにおけるカラーバランスが適正である旨のメッセージをモニタ 1 8 に表示する。

30

【 0 0 7 9 】

一方、酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが適正でないと判定された場合には、酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが適正でない旨のメッセージをモニタ 1 8 に表示し、且つ、酸素飽和度モード用キャリブレーション画像から算出された酸素飽和度モード用パラメータを用いて、酸素飽和度モードにおけるカラーバランスの補正を行う。また、血管強調モードにおけるカラーバランスが適正でないと判定された場合には、血管強調モードにおけるカラーバランスが適正でない旨のメッセージをモニタ 1 8 に表示し、且つ、血管強調モード用キャリブレーション画像から算出された血管強調モード用パラメータを用いて、血管強調モードにおけるカラーバランスの補正を行う。

40

【 0 0 8 0 】

[第 2 実施形態]

第 2 実施形態では、上記第 1 実施形態で示した 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 e の代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ 4 4 に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

50

【0081】

図21に示すように、第2実施形態の内視鏡システム100では、光源装置14において、4色のLED20a~20eに代えて、広帯域光源102、回転フィルタ104、フィルタ切替部105が設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ44の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ106が設けられている。

【0082】

広帯域光源102はキセノンランプ、白色LEDなどであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ104には、内側から順に、通常モード用フィルタ107と、酸素飽和度モード用フィルタ108と、血管強調モード用フィルタ109とが設けられている(図22参照)。フィルタ切替部105は、回転フィルタ104を径方向に移動させるものであり、モード切替SW12fにより通常モードにセットしたときに、通常モード用フィルタ107を白色光の光路に挿入し、酸素飽和度モードにセットしたときに、酸素飽和度モード用フィルタ108を白色光の光路に挿入し、血管強調モードにセットしたときに、血管強調モード用フィルタ109を白色光の光路に挿入する。また、キャリブレーションモードにセットしたときには、通常モード用フィルタ107を白色光の光路に挿入して1回転し、その後に、酸素飽和度モード用フィルタ108を白色光の光路に挿入して1回転し、その後に、血管強調モード用フィルタ109を白色光の光路に挿入して1回転させる。

【0083】

図22に示すように、通常モード用フィルタ107には、周方向に沿って、白色光のうち第1青色光BSを透過させるB1フィルタ107a、白色光のうち緑色光Gを透過させるGフィルタ107b、白色光のうち赤色光Rを透過させるRフィルタ107cが設けられている。したがって、通常モード時には、回転フィルタ104が回転することで、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rが交互に観察対象に照射される。

【0084】

酸素飽和度モード用フィルタ108には、周方向に沿って、白色光のうち第1青色光BSを透過させるB1フィルタ108aと、白色光のうち第2青色光BLを透過させるB2フィルタ108bと、白色光のうち緑色光Gを透過させるGフィルタ108cと、白色光のうち赤色光Rを透過させるRフィルタ108dとが設けられている。したがって、酸素飽和度モード時には、回転フィルタ104が回転することで、第1青色光BS、第2青色光BL、緑色光G、赤色光Rが交互に観察対象に照射される。

【0085】

血管強調モード用フィルタ109には、周方向に沿って、白色光のうち紫色光Vを透過させるVフィルタ109aと、白色光のうち緑色光Gを透過させるGフィルタ109bと、白色光のうち赤色光Rを透過させるRフィルタ109cとが設けられている。したがって、血管強調モード時には、回転フィルタ104が回転することで、紫色光V、緑色光G、赤色光Rが交互に観察対象に照射される。

【0086】

また、キャリブレーションモード時には、白色光の光路上に位置するフィルタが、通常モード用フィルタ107、酸素飽和度モード用フィルタ108、血管強調モード用フィルタ109が順に入れ替わる。即ち、通常モード用フィルタ107の白色光の光路上への挿入時には、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rが順に照射され、酸素飽和度モード用フィルタ108の白色光の光路上への挿入時には、第1青色光BS、第2青色光BL、緑色光G、赤色光Rが順に照射され、血管強調モード用フィルタ109の白色光の光路上への挿入時には、紫色光V、緑色光G、赤色光Rが順に照射される。

【0087】

内視鏡システム100では、通常モード時には、第1青色光BS、緑色光G、赤色光Rで観察対象が照明される毎にモノクロの撮像センサ106で観察対象を撮像する。これにより、Bc画像信号、Gc画像信号、Rc画像信号が得られる。そして、それら3色の画像信号に

10

20

30

40

50

基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

【 0 0 8 8 】

一方、酸素飽和度モード時には、第 1 青色光 B S、第 2 青色光 B L、緑色光 G、赤色光 R で観察対象が照明される毎にモノクロの撮像センサ 1 0 6 で観察対象を撮像する。これにより、B 2 画像信号と、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号が得られる。これら 4 色の画像信号に基づいて、第 1 実施形態と同様の方法で、酸素飽和度画像の生成が行われる。血管強調モード時には、紫色光 V、緑色光 G、赤色光 R が照明される毎にモノクロの撮像センサ 1 0 6 で観察対象を撮像する。これにより、B s 画像信号、G s 画像信号、R s 画像信号が得られる。これら 3 色の画像信号に基づいて、第 1 実施形態と同様の方法で、血管強調画像の生成が行われる。

10

【 0 0 8 9 】

また、キャリブレーションモード時には、通常モード用フィルタ 1 0 7 の白色光の光路上への挿入時に、第 1 青色光 B S、緑色光 G、赤色光 R が順に照明される毎にモノクロの撮像センサ 1 0 6 でキャリブレーション用チャート 8 5 を撮像する。これにより、B p 画像信号、G p 画像信号、R p 画像信号が得られる。また、酸素飽和度モード用フィルタ 1 0 8 の白色光の光路上への挿入時に、第 1 青色光 B S、第 2 青色光 B L、緑色光 G、赤色光 R が順に照明される毎にモノクロの撮像センサ 1 0 6 でキャリブレーション用チャート 8 5 を撮像する。これにより、B q x 画像信号、B q 画像信号、G q 画像信号、R q 画像信号が得られる。なお、B q x 画像信号はキャリブレーションモード時には使用されない。また、血管強調モード用フィルタ 1 0 9 の白色光の光路上への挿入時には、紫色光 V、緑色光 G、赤色光 R が順に照明される毎にモノクロの撮像センサ 1 0 6 でキャリブレーション用チャート 8 5 を撮像する。これにより、B r 画像信号、G r 画像信号、R r 画像信号が得られる。

20

【 0 0 9 0 】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態では、上記第 1 実施形態で示した 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 e の代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。以下においては、第 1 実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第 1 実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

図 2 3 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 では、光源装置 1 4 の光源部 2 0 において、4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 e の代わりに、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の紫色レーザ光を発する紫色レーザ光源 2 0 3 (「4 0 5 L D」と表記。L D は「Laser Diode」を表す) と、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の青色レーザ光を発する青色レーザ光源 (「4 4 5 L D」と表記) 2 0 4 と、中心波長 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の青緑色レーザ光を発する青緑色レーザ光源 (「4 7 3 L D」と表記) 2 0 6 とが設けられている。これら各光源 2 0 4、2 0 6 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 1 0 8 により個別に制御されている。

30

【 0 0 9 2 】

光源制御部 2 0 8 は、通常モードの場合には、青色レーザ光源 2 0 4 を点灯させる。これに対して、酸素飽和度モードの場合には、青色レーザ光源 2 0 4 と青緑色レーザ光源 2 0 6 を交互に点灯させる。血管強調モードの場合には、紫色レーザ光源 2 0 3 と青色レーザ光源 2 0 4 を同時点灯させる。キャリブレーションモードの場合には、青色レーザ光源 2 0 4 の点灯、青緑色レーザ光源 2 0 6 の点灯、又は、紫色レーザ光源 2 0 3 及び青色レーザ光源 2 0 4 の点灯を交互に繰り返し行う。

40

【 0 0 9 3 】

なお、紫色レーザ光、青色レーザ光、又は、青緑色レーザ光の半値幅は $\pm 10 \text{ nm}$ 程度にすることが好ましい。また、紫色レーザ光源 2 0 3、青色レーザ光源 2 0 4 及び青緑色レーザ光源 2 0 6 は、ブロードエリア型の In G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、In G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

50

【 0 0 9 4 】

照明光学系 3 0 a には、照明レンズ 3 2 の他に、ライトガイド 2 5 からの青色レーザ光又は青緑色レーザ光が入射する蛍光体 2 1 0 が設けられている。蛍光体 2 1 0 は、青色レーザ光によって励起され、蛍光を発する。また、青色レーザ光の一部は、蛍光体 2 1 0 を励起させることなく透過する。青緑色レーザ光は、蛍光体 2 1 0 を励起させることなく透過する。蛍光体 2 1 0 を出射した光は、照明レンズ 3 2 を介して、観察対象の体内を照明する。

【 0 0 9 5 】

ここで、通常モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 2 4 に示すように、通常モード用照明光として、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体 1 1 0 から励起発光する蛍光を合波した第 1 広帯域光が観察対象に照明される。この第 1 広帯域光で照明された観察対象を撮像センサ 4 4 で撮像することによって、B c 画像信号、G c 画像信号、R c 画像信号からなる通常画像が得られる。

10

【 0 0 9 6 】

また、酸素飽和度モードにおいては、青色レーザ光が蛍光体 1 1 0 に入射したときには、第 2 酸素飽和度モード用照明光として、図 2 4 に示す第 1 広帯域光が観察対象に照明される。一方、青緑色レーザ光が蛍光体 1 1 0 に入射したときには、青緑色レーザ光は蛍光体 1 1 0 に一部吸収されて蛍光を発光し、図 2 5 に示すように、第 1 酸素飽和度モード用照明光として、青緑色レーザ光と蛍光を含む青緑色照明光が観察対象にほぼそのまま照明される。

20

【 0 0 9 7 】

酸素飽和度モードにおいては、青緑色照明光の照明中に撮像センサ 4 4 の B 画素から出力される信号が、上記第 1 実施形態の B 1 画像信号に対応する。また、第 1 広帯域光の照明中に撮像センサ 4 4 の B 画素から出力される信号が上記第 1 実施形態の B 2 画像信号に対応し、G 画素から出力される信号が上記第 1 実施形態の G 2 画像信号に対応し、R 画素から出力される信号が上記第 1 実施形態の R 2 画像信号に対応する。これら B 1 画像信号、G 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に基づいて、第 1 実施形態と同様の方法で、酸素飽和度の算出が行われる。

【 0 0 9 8 】

また、血管強調モードにおいては、紫色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 1 1 0 に同時に入射することにより、図 2 6 に示すように、紫色レーザ光及び青色レーザ光に加えて、紫色レーザ光及び青色レーザ光によって蛍光体 1 1 0 から励起発光する蛍光を含む第 2 広帯域光が発せられる。この第 2 広帯域光で照明された観察対象を撮像センサ 4 4 で撮像することによって、B s 画像信号、G s 画像信号、R s 画像信号からなる血管強調画像が得られる。

30

【 0 0 9 9 】

また、キャリブレーションモードにおいては、青色レーザ光の蛍光体 1 1 0 への入射により、第 1 広帯域光がキャリブレーション用チャート 8 5 に照明される。この第 1 広帯域光で照明されたキャリブレーション用チャート 8 5 を撮像センサ 4 4 で撮像することによって、B p 画像信号、G p 画像信号、R p 画像信号が得られる。これら B p 画像信号、G p 画像信号、R p 画像信号を用いて、通常モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定やカラーバランスの補正等を行う。

40

【 0 1 0 0 】

また、青色レーザ光の蛍光体 1 1 0 への入射により、青緑色照明光がキャリブレーション用チャート 8 5 に照明される。この青緑色照明光で照明されたキャリブレーション用チャート 8 5 を撮像センサ 4 4 で撮像することによって、B q 画像信号、G q 画像信号、R q 画像信号が得られる。これら B q 画像信号、G q 画像信号、R q 画像信号を用いて、酸素飽和度モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定やカラーバランスの補正等を行う。

【 0 1 0 1 】

50

また、紫色レーザ光及び青色レーザ光の蛍光体 1 1 0 への同時入射により、第 2 広帯域光がキャリアレーション用チャート 8 5 に照明される。この第 2 広帯域光で照明されたキャリアレーション用チャート 8 5 を撮像センサ 4 4 で撮像することにより、B r 画像信号、G r 画像信号、R r 画像信号が得られる。これら B r 画像信号、G r 画像信号、R r 画像信号を用いて、血管強調モードにおけるカラーバランスが適正か否かの判定やカラーバランスの補正等を行う。

【0 1 0 2】

なお、蛍光体 2 1 0 は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えば Y K G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) などの蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体 2 1 0 の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0 1 0 3】

上記実施形態において、（例えば、画像処理部、輪郭強調部、色補正部、特徴抽出部）といった各種の処理を実行する処理部（processing unit）のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサ（processor）である。各種のプロセッサには、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサである C P U（Central Processing Unit）、F P G A（Field Programmable Gate Array）などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device: P L D）、各種の処理を実行するために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。

【0 1 0 4】

上記実施形態において、画像処理部 5 8 に含まれる通常画像生成部 6 2、酸素飽和度画像生成部 6 4、血管強調画像生成部 6 6、キャリアレーション用処理部 6 8 といった各種の処理を実行する処理部（processing unit）のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサ（processor）である。各種のプロセッサには、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサである C P U（Central Processing Unit）、F P G A（Field Programmable Gate Array）などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device: P L D）、各種の処理を実行するために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。

【0 1 0 5】

1 つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの 1 つで構成されてもよいし、同種または異種の 2 つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数の F P G A や、C P U と F P G A の組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を 1 つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を 1 つのプロセッサで構成する例としては、第 1 に、クライアントやサーバなどのコンピュータに代表されるように、1 つ以上の C P U とソフトウェアの組み合わせで 1 つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第 2 に、システムオンチップ（System On Chip: S o C）などに代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を 1 つの I C（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサを 1 つ以上用いて構成される。

【0 1 0 6】

さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた形態の電気回路（circuitry）である

【符号の説明】

【0 1 0 7】

1 0 内視鏡システム

1 2 内視鏡

10

20

30

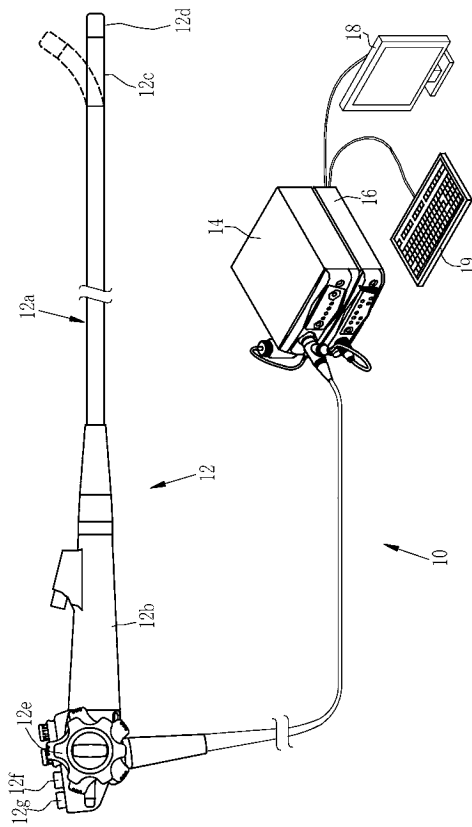
40

50

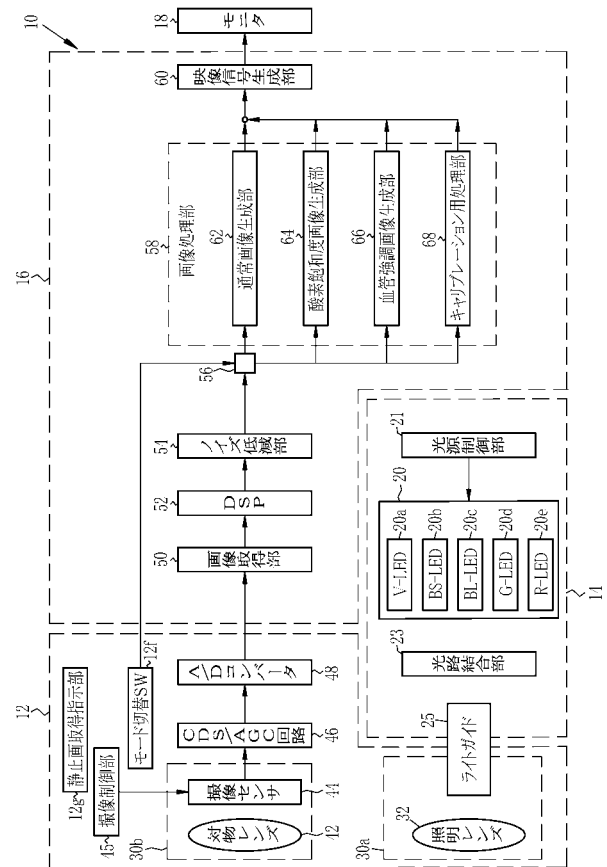
1 2 a	挿入部	
1 2 b	操作部	
1 2 c	湾曲部	
1 2 d	先端部	
1 2 e	アングルノブ	
1 2 f	モード切替スイッチ	
1 2 g	静止画取得指示部	
1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ装置	
1 8	モニタ	10
1 9	コンソール	
2 0	光源	
2 0	光源部	
2 0 a	V - LED (V i o l e t L i g h t E m i t t i n g D i o d e)	
2 0 b	B S - LED (B l u e S h o r t - w a v e l e n g t h L i g h t E m i t t i n g D i o d e)	
2 0 c	B L - LED (B l u e L o n g - w a v e l e n g t h L i g h t E m i t t i n g D i o d e)	
2 0 d	G - LED (G r e e n L i g h t E m i t t i n g D i o d e)	
2 0 e	R - LED (R e d L i g h t E m i t t i n g D i o d e)	20
2 1	光源制御部	
2 3	光路結合部	
2 5	ライトガイド	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮像光学系	
3 2	照明レンズ	
4 2	対物レンズ	
4 4	撮像センサ	
4 5	撮像制御部	
4 6	C D S / A G C (C o r r e l a t e d D o u b l E D a m p l i n g / A u t o m a t i c G a i n C o n t r o l) 回路	30
4 8	A / D (A n a l o g / D i g i t a l) コンバータ	
5 0	画像取得部	
5 2	D S P (D i g i t a l S i g n a l P r o c e s s o r)	
5 4	ノイズ低減部	
5 6	画像処理切替部	
5 8	画像処理部	
6 0	映像信号生成部	
6 0	酸素飽和度	
6 2	通常画像生成部	40
6 4	酸素飽和度画像生成部	
6 6	血管強調画像生成部	
6 8	キャリブレーション用処理部	
7 0	信号比算出部	
7 2	相関関係記憶部	
7 4	酸素飽和度算出部	
7 6	画像生成部	
8 0	グラフ	
8 1	グラフ	
8 4	キャリブレーション治具	50

8 4 a	開口部	
8 5	キャリブレーション用チャート	
8 6	チャート有無判定部	
8 7	判定部	
8 8	カラーバランス判定部	
9 0	カラーバランス補正部	
9 2	内視鏡管理サーバ	
1 0 0	酸素飽和度	
1 0 0	内視鏡システム	
1 0 2	広帯域光源	10
1 0 4	回転フィルタ	
1 0 5	フィルタ切替部	
1 0 6	撮像センサ	
1 0 7	通常モード用フィルタ	
1 0 7 a	B 1 フィルタ	
1 0 7 b	G フィルタ	
1 0 7 c	R フィルタ	
1 0 8	酸素飽和度モード用フィルタ	
1 0 8	光源制御部	
1 0 8 a	B 1 フィルタ	20
1 0 8 b	B 2 フィルタ	
1 0 8 c	G フィルタ	
1 0 8 d	R フィルタ	
1 0 9	血管強調モード用フィルタ	
1 0 9 a	V フィルタ	
1 0 9 b	G フィルタ	
1 0 9 c	R フィルタ	
1 1 0	蛍光体	
2 0 0	内視鏡システム	
2 0 3	紫色レーザ光源	30
2 0 4	青色レーザ光源	
2 0 6	青緑色レーザ光源	
2 0 8	光源制御部	
2 1 0	蛍光体	

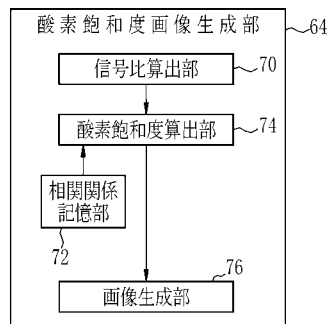
【図 1】



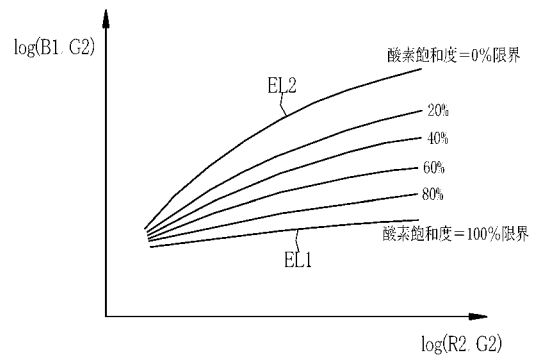
【図 2】



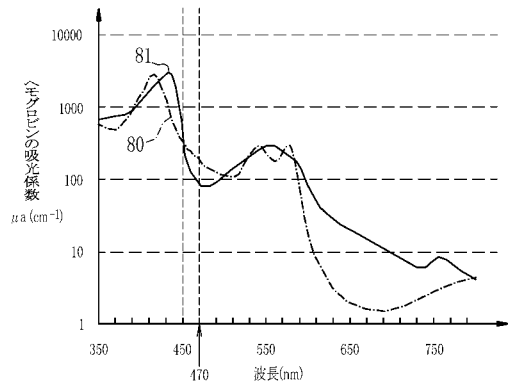
【図 3】



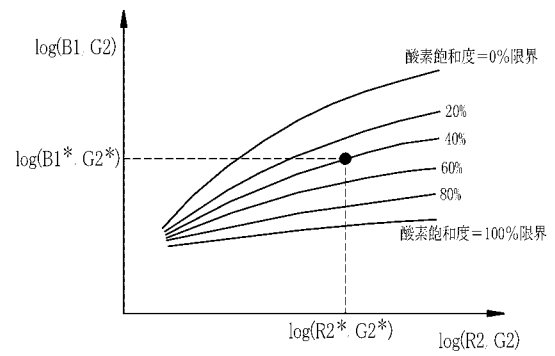
【図 4】



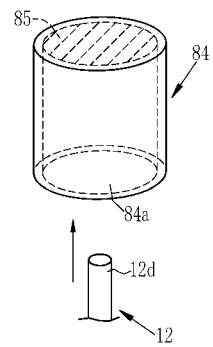
【図 5】



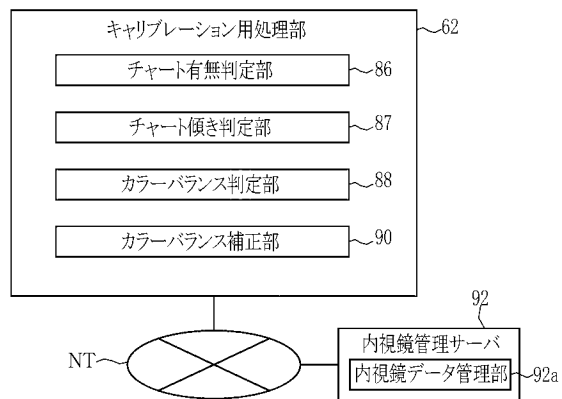
【図 6】



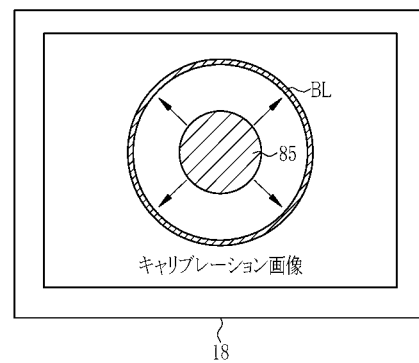
【図 7】



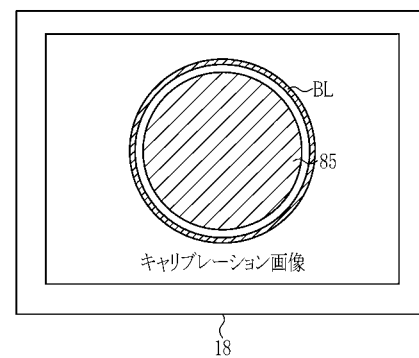
【図 8】



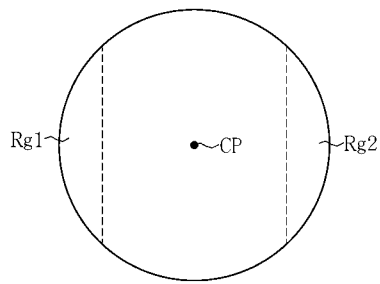
【図 9】



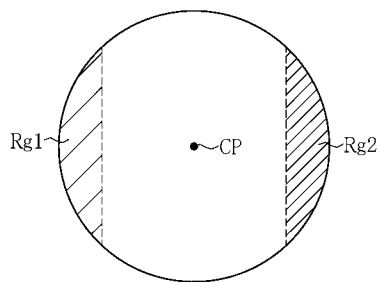
【図 10】



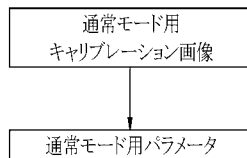
【図 1 1】



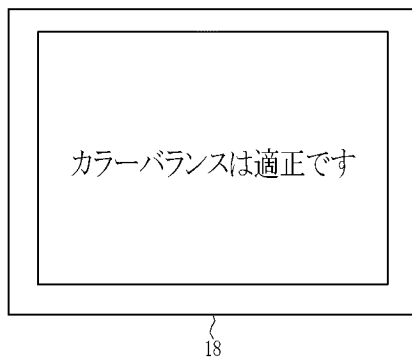
【図 1 2】



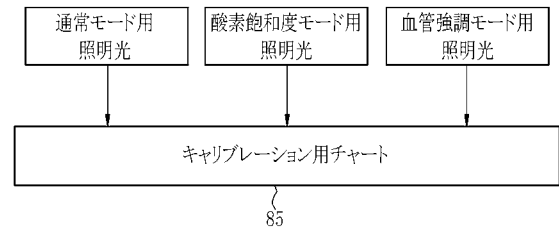
【図 1 5】



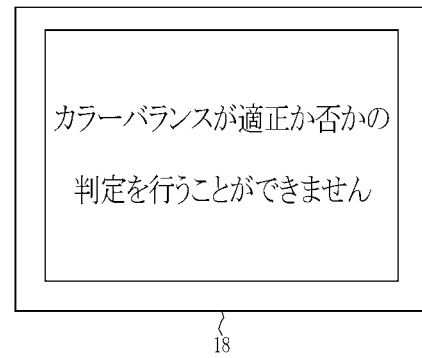
【図 1 6】



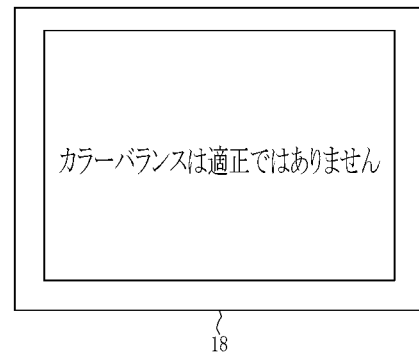
【図 1 3】



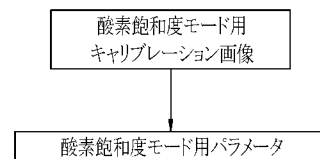
【図 1 4】



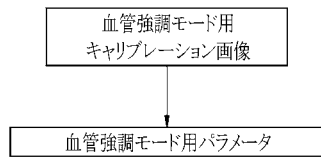
【図 1 7】



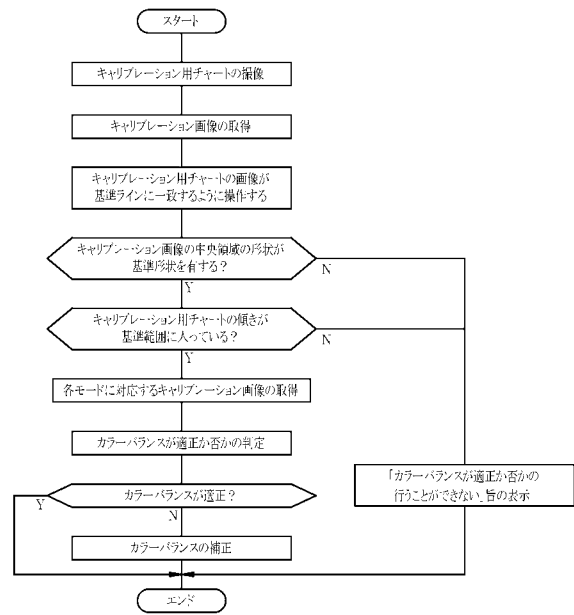
【図 1 8】



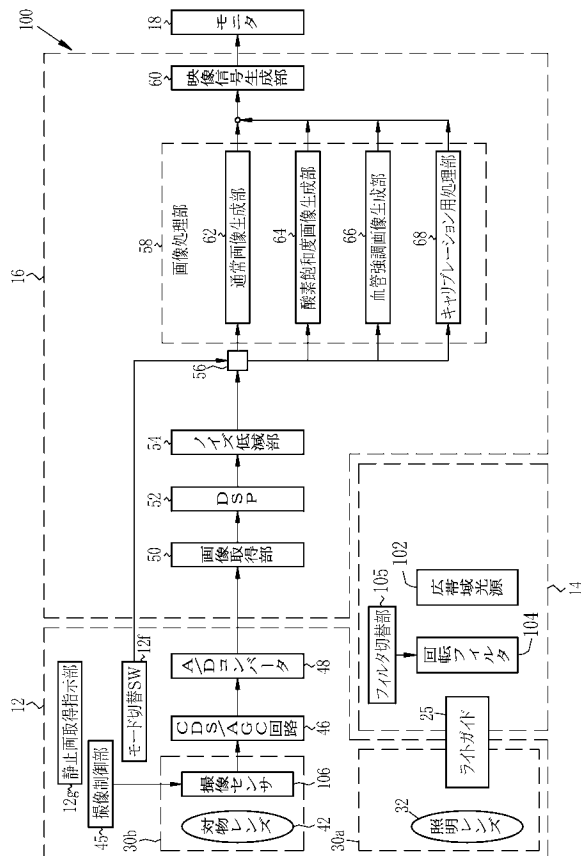
【 図 1 9 】



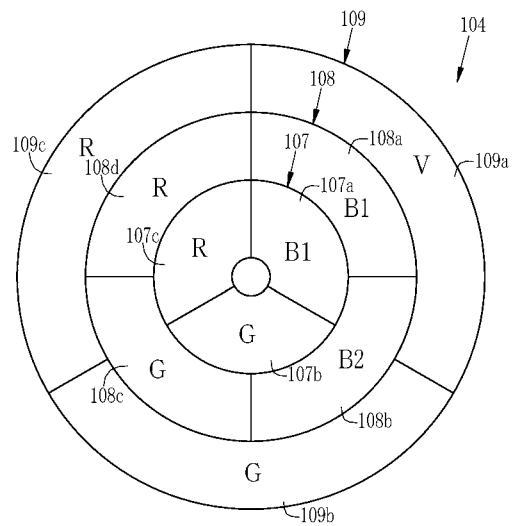
【 図 2 0 】



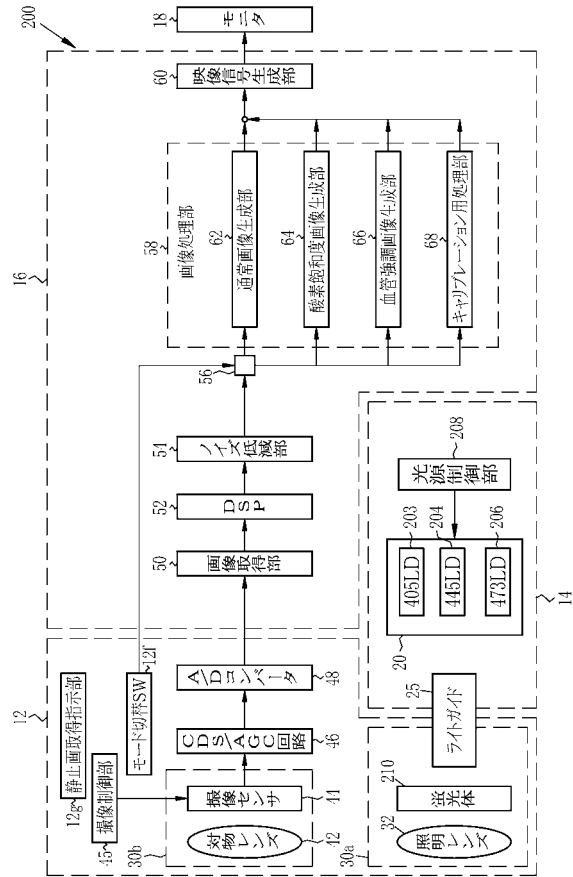
【 図 2 1 】



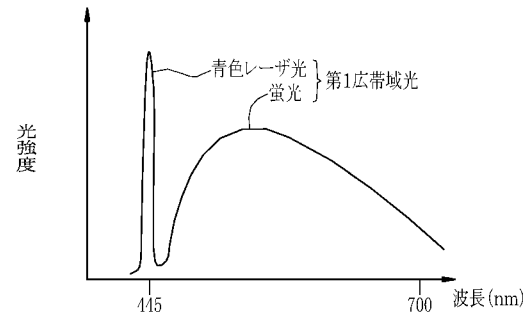
【 ㄨ 2 2 】



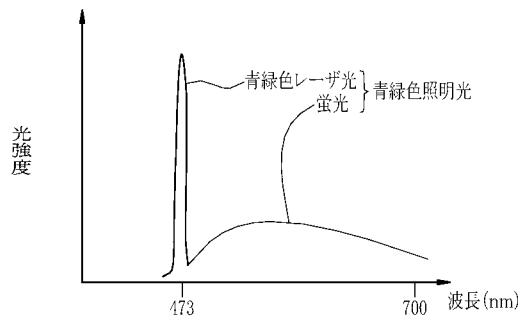
【図 2 3】



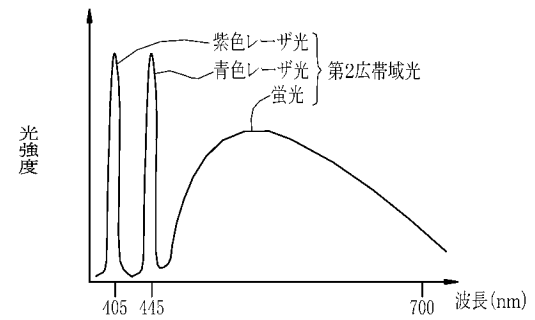
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜管理装置和校准方法		
公开(公告)号	JP2019136412A	公开(公告)日	2019-08-22
申请号	JP2018024499	申请日	2018-02-14
[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	繁田典雅		
发明人	繁田 典雅		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045		
FI分类号	A61B1/00.630 A61B1/045.615 A61B1/045.610 A61B1/00.551 A61B1/00.685		
F-TERM分类号	4C161/GG11 4C161/HH60 4C161/RR04 4C161/YY07		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种内窥镜系统，内窥镜管理装置和校准方法，其能够确定如何在校准图像中捕获校准图以确定颜色平衡是否适当。解决方案：内窥镜系统分析校准的几何形状使用校准图像的空间图像特征量绘制图表，并使用校准图表的几何形状确定校准图像是否包含校准图表。当确定校准图像包含校准图时，内窥镜系统会根据校准图像确定色彩平衡是否足够。选定的绘图：图10

