

(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2014-50453

(P2014-50453A)

(43) 公開日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(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 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 0	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 21 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2012-195097 (P2012-195097)
 (22) 出願日 平成24年9月5日 (2012.9.5)

(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 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 久保 雅裕
 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) 2H040 BA09 CA04 CA06 GA02 GA11
 4C038 KK01 KL07 KX01
 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01
 HH54 LL02 NN01 NN05 QQ07
 SS22 TT03 TT04 WW08
 5C054 CC07 DA08 EA05 FB03 FE09
 HA12

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡画像の画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】高酸素領域においては生体組織の凹凸などの視認性を向上させるとともに、低酸素領域においては酸素飽和度の大きさを分かりやすく表示する。

【解決手段】酸素飽和度測定光と通常光を交互に検体に照射し、その反射像をカラーの撮像素子で撮像する。通常光の発光時に得られる画像情報から通常画像を生成する。通常光の発光時に得られる画像情報の一部と前記酸素飽和度測定光の発光時に得られる画像情報の一部に基づいて、酸素飽和度を算出する。この算出した酸素飽和度に基づいて、通常画像上に高酸素領域と低酸素領域を設定する。高酸素領域に対しては、生体組織の凹凸や血管の走行パターンの視認性を向上させる処理（WB、色強調処理）が施される。低酸素領域に対しては、酸素飽和度の大きさによって色の違いが明確になる処理（ゲイン処理、色強調処理）が施される。

【選択図】図1

		WB	ゲイン処理	色強調処理
第1領域処理	低酸素領域	×	○	×
	高酸素領域	○	×	○
第2領域処理	低酸素領域	×	○	○
	高酸素領域	○	×	×
第3領域処理	低酸素領域	×	○	○
	高酸素領域	○	×	○

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体に照明光を照射する照明手段と、

前記照明光のうち、広帯域の可視光で照明された検体を撮像して第 1 画像情報を取得するとともに、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が異なる波長域の光で照明された検体を撮像して第 2 画像情報を取得する画像情報取得手段と、

前記第 1 画像情報に基づいて、前記広帯域の可視光の波長成分を有する通常画像を生成する通常画像生成手段と、

前記第 2 画像情報に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記通常画像において、前記酸素飽和度算出手段で算出した酸素飽和度が一定値を超える第 1 領域と、前記一定値を下回る第 2 領域を設定する領域設定手段と、

前記第 1 領域及び前記第 2 領域に対して、それぞれ異なる種類の処理を施す領域処理手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記領域処理手段は、前記第 1 領域に対してカラーバランスを調整するカラーバランス処理を行い、前記第 2 領域に対して、前記酸素飽和度に応じて前記第 2 領域の色を変化させるゲイン処理を行うことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記領域処理手段は、前記第 2 領域に対しては、前記カラーバランスを行わないことを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記カラーバランス処理は、前記第 1 領域の画素値を調整することにより、前記第 1 領域におけるホワイトバランスを調整し、

前記ゲイン処理は、前記酸素飽和度に基づいて、前記第 2 領域の画素値を調整することで、前記第 2 領域における色を前記酸素飽和度に応じて変化させることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記領域処理手段は、前記第 1 領域又は前記第 2 領域の少なくとも一方に対して、色強調処理を行うことを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 領域に対する色強調処理は、前記第 1 領域の色のうち赤色成分を強調する赤色強調処理であることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 2 領域に対する色強調処理は、前記酸素飽和度の大きさによって異なる前記第 2 領域の色を強調する疑似カラー強調処理であることを特徴とする請求項 5 または 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 画像情報は、440～460nmの青色狭帯域光及びこの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光が照射された前記検体をカラーの撮像素子の B 画素、G 画素、R 画素で撮像することで得られる 3 色の青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データであり、

前記第 2 画像情報は、460～480nmの青色狭帯域光及びこの 460～480nmの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光が照射された前記検体をカラーの撮像素子の B 画素で撮像することで得られる青色狭帯域画像データであることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 画像情報は、青色光、緑色光、赤色光が順次照射された前記検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することで得られる 3 色の青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データであり、

10

20

30

40

50

前記第 2 画像情報は、450～500nmの青色光が照射された前記検体をモノクロの撮像素子で撮像することで得られる青色狭帯域画像データであることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記酸素飽和度算出手段は、前記第 2 画像情報である前記青色狭帯域画像データに加え、前記第 1 画像情報の緑色画像データ及び赤色画像データに基づいて、前記酸素飽和度を算出することを特徴とする請求項 8 または 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

検体に照明光を照射する照明手段と、前記照明光のうち、広帯域の可視光で照明された検体を撮像することにより第 1 画像情報を取得するとともに、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が異なる波長域の光で照明された検体を撮像することにより第 2 画像情報を取得する画像情報取得手段とを備える内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、

10

前記第 1 及び第 2 画像情報を受信する受信手段と、

前記第 1 画像情報に基づいて、前記広帯域の可視光の波長成分を有する通常画像を生成する通常画像生成手段と、

前記第 2 画像情報に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記通常画像において、前記酸素飽和度算出手段で算出した酸素飽和度が一定値を超える第 1 領域と、前記一定値を下回る第 2 領域を設定する領域設定手段と、

20

前記第 1 領域及び前記第 2 領域に対して、それぞれ異なる種類の処理を施す領域処理手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 12】

検体に照明光を照射する照明手段と、前記照明光のうち、広帯域の可視光で照明された検体を撮像して第 1 画像情報を取得するとともに、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が異なる波長域の光で照明された検体を撮像して第 2 画像情報を取得する画像情報取得手段とを備える内視鏡に接続された内視鏡用プロセッサ装置内で、前記第 1 及び第 2 画像情報に対して画像処理を施す内視鏡画像の画像処理方法において、

前記第 1 画像情報に基づいて、前記広帯域の可視光の波長成分を有する通常画像を通常画像生成手段により生成し、

30

前記第 2 画像情報に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を酸素飽和度算出手段により算出し、

前記通常画像において、前記酸素飽和度算出手段で算出した酸素飽和度が一定値を超える第 1 領域と前記一定値を下回る第 2 領域とを、領域設定手段により設定し、

前記第 1 領域及び前記第 2 領域に対してそれぞれ異なる種類の処理を、領域処理手段により施すことを特徴とする内視鏡画像の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡画像の画像処理方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使った診断が広く行われている。この内視鏡の診断においては、内視鏡の挿入部を検体内に挿入し、その先端部から検体に所定波長の照明光で照明してから、先端部の撮像素子で検体を撮像することにより、検体上に表れる様々な生体情報が反映された画像を取得している。

【0003】

例えば、特許文献 1 では、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長域の光を体腔内に照射して撮像し、その撮像により得られる画像情報に基づいて、血中

50

ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報が反映された酸素飽和度画像を取得している。この特許文献 1 の酸素飽和度画像では、酸素飽和度が 60 % を超えるような高酸素領域については、白色光の照射により得られる通常画像と同じ色で表示する一方で、酸素飽和度が 60 % を下回るような低酸素領域については、酸素飽和度の程度に応じた疑似カラーで表示している。したがって、病変部位である可能性が高い低酸素領域とそれ以外の高酸素領域とが異なる色で表示されるため、病変部位の分布を直感的に把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2012 - 139482 号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 のような酸素飽和度画像を診断に用いることで、低酸素領域においては疑似カラーの色の違いから酸素状態を把握することができる一方、高酸素領域においては、通常画像の色により多彩な色で表示されるため、表示血管の走行パターンや生体組織の凹凸情報など診断に有用な情報を把握することができる。したがって、酸素飽和度画像を用いた診断の精度を高めるためには、高酸素領域においては生体組織の凹凸や血管の走行パターンの視認性を向上させるとともに、低酸素領域においては酸素飽和度の程度（例えば、酸素飽和度 60 % の領域と酸素飽和度 40 % の領域の色の違い）が明確に分かるようにすることが求められている。

20

【0006】

本発明は、高酸素領域においては生体組織の凹凸などの視認性を向上させるとともに、低酸素領域においては酸素飽和度の大きさを分かりやすく表示することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡画像の画像処理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】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明手段と、照明光のうち、広帯域の可視光で照明された検体を撮像して第 1 画像情報を取得するとともに、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が異なる波長域の光で照明された検体を撮像して第 2 画像情報を取得する画像情報取得手段と、第 1 画像情報に基づいて、広帯域の可視光の波長成分を有する通常画像を生成する通常画像生成手段と、第 2 画像情報に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、通常画像において、酸素飽和度算出手段で算出した酸素飽和度が一定値を超える第 1 領域と、一定値を下回る第 2 領域を設定する領域設定手段と、第 1 領域及び第 2 領域に対して、それぞれ異なる種類の処理を施す領域処理手段とを備えることを特徴とする。

30

【0008】

領域処理手段は、第 1 領域に対してカラーバランスを調整するカラーバランス処理を行い、第 2 領域に対して、酸素飽和度に応じて第 2 領域の色を変化させるゲイン処理を行うことが好ましい。領域処理手段は、第 2 領域に対しては、カラーバランスを行わないことが好ましい。カラーバランス処理は、第 1 領域の画素値を調整することにより、第 1 領域におけるホワイトバランスを調整し、ゲイン処理は、酸素飽和度に基づいて、第 2 領域の画素値を調整することで、第 2 領域における色を酸素飽和度に応じて変化させることが好ましい。

40

【0009】

領域処理手段は、第 1 領域又は第 2 領域の少なくとも一方に対して、色強調処理を行うことが好ましい。第 1 領域に対する色強調処理は、第 1 領域の色のうち赤色成分を強調する赤色強調処理であることが好ましい。第 2 領域に対する色強調処理は、酸素飽和度の

50

きさによって異なる第2領域の色を強調する疑似カラー強調処理であることが好ましい。

【0010】

第1画像情報は、440～460nmの青色狭帯域光及びこの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光が照射された検体をカラーの撮像素子のB画素、G画素、R画素で撮像することで得られる3色の青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データであり、第2画像情報は、460～480nmの青色狭帯域光及びこの460～480nmの青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる蛍光が照射された前記検体をカラーの撮像素子のB画素で撮像することで得られる青色狭帯域画像データであることが好ましい。

【0011】

第1画像情報は、青色光、緑色光、赤色光が順次照射された検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することで得られる3色の青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データであり、第2画像情報は、450～500nmの青色光が照射された検体をモノクロの撮像素子で撮像することで得られる青色狭帯域画像データであることが好ましい。酸素飽和度算出手段は、第2画像情報である青色狭帯域画像データに加え、第1画像情報の緑色画像データ及び赤色画像データに基づいて、酸素飽和度を算出することが好ましい。

【0012】

本発明は、検体に照明光を照射する照明手段と、照明光のうち、広帯域の可視光で照明された検体を撮像することにより第1画像情報を取得するとともに、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が異なる波長域の光で照明された検体を撮像することにより第2画像情報を取得する画像情報取得手段とを備える内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、第1及び第2画像情報を受信する受信手段と、第1画像情報に基づいて、広帯域の可視光の波長成分を有する通常画像を生成する通常画像生成手段と、第2画像情報に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、通常画像において、酸素飽和度算出手段で算出した酸素飽和度が一定値を超える第1領域と、一定値を下回る第2領域を設定する領域設定手段と、第1領域及び第2領域に対して、それぞれ異なる種類の処理を施す領域処理手段とを備えることを特徴とする。

【0013】

本発明は、検体に照明光を照射する照明手段と、照明光のうち、広帯域の可視光で照明された検体を撮像して第1画像情報を取得するとともに、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が異なる波長域の光で照明された検体を撮像して第2画像情報を取得する画像情報取得手段とを備える内視鏡に接続された内視鏡用プロセッサ装置内で、第1及び第2画像情報に対して画像処理を施す内視鏡画像の画像処理方法において、第1画像情報に基づいて、広帯域の可視光の波長成分を有する通常画像を通常画像生成手段により生成し、第2画像情報に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を酸素飽和度算出手段により算出し、通常画像において、酸素飽和度算出手段で算出した酸素飽和度が一定値を超える第1領域と一定値を下回る第2領域とを、領域設定手段により設定し、第1領域及び第2領域に対してそれぞれ異なる種類の処理を、領域処理手段により施すことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、通常画像のうち、第1領域（高酸素領域）に対してはカラーバランス処理を施しているため、高酸素領域においては生体組織の凹凸などの視認性が向上している。一方、第2領域（低酸素領域）に対しては、カラーバランス処理ではなく、酸素飽和度に応じたゲイン処理を行うことで、低酸素領域における酸素飽和度の大きさを色で表示しているため、酸素飽和度の大きさを直感的に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡システムの外観を表す図である。

10

20

30

40

50

- 【図 2】第 1 実施形態の内視鏡システムの内部構成を表す図である。
- 【図 3 A】通常光の発光スペクトルを表すグラフである。
- 【図 3 B】酸素飽和度測定光及び通常光の発光スペクトルを表すグラフである。
- 【図 4 A】カラーの撮像素子における B 画素、G 画素、R 画素を表す図である。
- 【図 4 B】B 画素のカラーフィルター、G 画素のカラーフィルター、R 画素のカラーフィルターの分光透過率を表すグラフである。
- 【図 5 A】第 1 実施形態の通常モード時における撮像素子の動作を説明するための図である。
- 【図 5 B】第 1 実施形態の酸素飽和度モード時における撮像素子の動作を説明するための図である。
- 【図 6】画像処理部の各構成を表す図である。
- 【図 7】強度比 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 と酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。
- 【図 8】350nm～800nmの波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数を表すグラフである。
- 【図 9】強度比 B_1^* / G_2^* 、 R_2^* / G_2^* に対応する酸素飽和度を、図 7 の相関関係から求める方法を説明するためのグラフである。
- 【図 10】青色画像データにおける高酸素領域と低酸素領域を表した図である。
- 【図 11】第 1～第 3 領域処理における処理の内容を示す表であり、「○」は処理を行うことを、「×」は処理を行わないことを表している。
- 【図 12】酸素飽和度とゲインとの関係を示すグラフである。
- 【図 13】高酸素領域における色強調処理の説明に用いられる図である。
- 【図 14】低酸素領域における色強調処理の説明に用いられる図である。
- 【図 15 A】第 1 領域処理を行った場合の酸素飽和度画像を表す図である。
- 【図 15 B】第 2 領域処理を行った場合の酸素飽和度画像を表す図である。
- 【図 15 C】第 3 領域処理を行った場合の酸素飽和度画像を表す図である。
- 【図 16】酸素飽和度モードにおける一連の流れを表したフローチャートである。
- 【図 17】第 2 実施形態の内視鏡システムの内部構成を表す図である。
- 【図 18】回転フィルタを表す図である。
- 【図 19】測定用フィルタ部、B フィルタ部、G フィルタ部、R フィルタ部の分光透過率を表すグラフである。
- 【図 20 A】第 2 実施形態の通常モード時における撮像素子の動作を説明するための図である。
- 【図 20 B】第 2 実施形態の酸素飽和度モード時における撮像素子の動作を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、被検体内を照明する光を発生する光源装置 11 と、光源装置 11 からの光を被検体の被観察領域に照射し、その反射像を撮像する内視鏡装置 12 と、内視鏡装置 12 での撮像により得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置 13 と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 14 と、キーボード等で構成される入力装置 15 とを備えている。

【0017】

内視鏡装置 12 には、操作部 16 側から順に、軟性部 17、湾曲部 18、スコープ先端部 19 が設けられている。軟性部 17 は可撓性を有しているため、屈曲自在にすることができる。湾曲部 18 は、操作部 16 に配置されたアングルノブ 16a の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 18 は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部 19 を所望の観察部位に向けることができる。

【0018】

内視鏡システム 10 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常

10

20

30

40

50

画像を表示装置 14 に表示する通常モードと、通常画像上に血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を反映させた酸素飽和度画像を表示装置 14 に表示する酸素飽和度モードを備えている。これら 2 つのモードは、内視鏡装置に設けられた切り替えスイッチ 21 や入力装置 15 によって、切り替え可能である。

【0019】

図 2 に示すように、光源装置 11 は、2 種のレーザ光源 LD1, LD2 と、光源制御部 20 とを備えている。レーザ光源 LD1 は、中心波長が 473 nm の第 1 レーザ光を発する。この第 1 レーザ光は、内視鏡装置 12 のスコープ先端部 19 に配置された蛍光体 50 (波長変換部材) で、緑色から赤色に波長範囲を有する蛍光に波長変換される。レーザ光源 LD2 は、中心波長が 445 nm の第 2 レーザ光を発する。この第 2 レーザ光も、蛍光体 50 によって、蛍光に波長変換される。各レーザ光源 LD1、LD2 から発せられる第 1 及び第 2 レーザ光は、集光レンズ (図示省略) を介してそれぞれ光ファイバ 24, 25 に入射する。

10

【0020】

なお、第 1 レーザ光の波長範囲は 460 ~ 480 nm にすることが好ましく、第 2 レーザ光の波長範囲は 440 ~ 460 nm にすることが好ましい。また、レーザ光源 LD1、LD2 は、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaInAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0021】

光源制御部 20 は、レーザ光源 LD1、LD2 を制御する。通常モードのときには、図 3A に示すように、レーザ光源 LD2 をオンにし、レーザ光源 LD1 をオフにする。これにより、レーザ光源 LD2 の第 2 レーザ光と蛍光とを含む通常光が検体内に照射される。一方、酸素飽和度モードのときには、図 3B に示すように、レーザ光源 LD1 とレーザ光源 LD2 のオンとオフを交互に繰り返す発光制御が行われる。これにより、レーザ光源 LD1 の第 1 レーザ光とこの第 1 レーザ光により蛍光体 50 で励起発光する蛍光とを含む酸素飽和度測定光と、通常光とが交互に検体内に照射される。

20

【0022】

図 2 に示すように、カプラ 22 は、光ファイバ 24, 25 からの第 1 及び第 2 レーザ光を 2 系統の光に分波し、その 2 系統の光をライトガイド 28, 29 に入射させる。ライトガイド 28, 29 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。

30

【0023】

内視鏡装置 12 は電子内視鏡から構成され、ライトガイド 28, 29 で導光された 2 系統 (2 灯) の光を被観察領域に向けて照射する照明部 33 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 34 と、内視鏡装置 12 と光源装置 11 及びプロセッサ装置 13 とを着脱自在に接続するコネクタ部 36 を備えている。

【0024】

照明部 33 は、撮像部 34 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 43, 44 を備えており、各照明窓 43, 44 は、蛍光体 50 を透過した光を被観察領域に向けて照射する。撮像部 34 は、スコープ先端部 19 の略中心位置に、被観察領域からの反射光を受光する 1 つの観察窓 42 を備えている。

40

【0025】

照明窓 43, 44 の奥には、それぞれ投光ユニット 47, 54 が収納されている。各投光ユニット 47, 54 は、ライトガイド 28, 29 からの第 1 及び第 2 レーザ光を蛍光体 50 に当てて、蛍光を励起発光させる。第 1 及び第 2 レーザ光と蛍光は、レンズ 51 を介して被観察領域に向けて照射される。

【0026】

蛍光体 50 は、第 1 及び第 2 レーザ光の一部を吸収して緑色 ~ 赤色に励起発光する複数の蛍光物質 (例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光物質) を含んで構成される。第 1 及び第 2 レーザ光が蛍光体 50 に照射されると、蛍光体 50 から発せられる緑色 ~ 赤色の励起発光光 (蛍光) と、蛍光体 50 により吸収され

50

ず透過した第 1 及び第 2 レーザ光の励起光とが合わされて、疑似白色光が生成される。

【0027】

なお、蛍光体 50 は略直方体形状を有していることが好ましい。この場合、蛍光体 50 は、蛍光体物質をバインダで略直方体状に固めて形成してもよく、また、無機ガラスなどの樹脂に蛍光体物質を混合したものを略直方体状に形成してもよい。この蛍光体 50 は、商品名としてマイクロホワイト（登録商標）（Micro White（MW））とも呼ばれている。

【0028】

観察窓 42 の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット（図示省略）等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像する CCD（Charge Coupled Device）などの撮像素子 60 が設けられている。なお、撮像素子 60 として、IT（インターライントランスファー）型の CCD を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）を使用してもよい。

【0029】

撮像素子 60 は、対物レンズユニットからの光を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。撮像素子 60 はカラー CCD であり、図 4A に示すように、その受光面には、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素 60b、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素 60g、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素 60r を 1 組とする画素群が、マトリックス状に配列されている。B 色、G 色、R 色のカラーフィルタは、図 4B の曲線 63, 64, 65 に示すように、それぞれ青色帯域、緑色帯域、赤色帯域に分光透過率を有している。

【0030】

図 2 に示すように、撮像素子 60 から出力される撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル 67 を通じて A/D 変換器 68 に入力される。A/D 変換器 68 は、撮像信号（アナログ信号）をその電圧レベルに対応する画像データ（デジタル信号）に変換する。変換後の画像データは、コネクタ部 36 を介して、プロセッサ装置 13 に入力される。

【0031】

撮像制御部 70 は、撮像素子 60 の撮像制御を行う。この撮像制御は、モード毎に異なっている。通常モード時には、図 5A に示すように、1 フレーム期間内で、通常光を撮像素子 60 で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子 60 の B 画素、G 画素、R 画素から青色信号 Bc、緑色信号 Gc、赤色信号 Rc を読み出すステップが行われる。これは通常モードに設定されている間、繰り返し行われる。なお、青色信号 Bc、緑色信号 Gc、赤色信号 Rc は、A/D 変換器 68 により、青色画像データ Bc、緑色画像データ Gc、赤色画像データ Rc に変換される。

【0032】

一方、酸素飽和度モード時には、図 5B に示すように、まず、最初の 1 フレーム目において、酸素飽和度測定光を撮像素子 60 で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子 60 の B 画素、G 画素、R 画素から青色信号 B1、緑色信号 G1、赤色信号 R1 を読み出すステップが行われる。そして、次の 2 フレーム目において、通常光を撮像素子 60 で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子 60 の B 画素、G 画素、R 画素から青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 を読み出すステップが行われる。この合計 2 フレームの撮像制御は、酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0033】

なお、青色信号 B1、緑色信号 G1、赤色信号 R1 は、A/D 変換器 68 により、青色画像データ B1、緑色画像データ G1、赤色画像データ R1 に変換され、青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 は、A/D 変換器 68 により、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 に変換される。

【0034】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 13 は、制御部 71 と、画像処理部 72 と、記憶部

10

20

30

40

50

74とを備えており、制御部72には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部72はプロセッサ装置13内の各部を制御するとともに、内視鏡装置12の切り替えスイッチ21や入力装置15から入力される入力情報に基づいて、光源装置11の光源制御部20、内視鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。

【0035】

図6に示すように、画像処理部72は、通常画像処理部80、酸素飽和度画像処理部82を備えている。通常画像生成部80は、通常モード時に得られる青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcを、それぞれ表示装置14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置14上に、通常画像が表示される。

10

【0036】

酸素飽和度画像処理部82は、強度比算出部84と、相関関係記憶部85と、酸素飽和度算出部86と、領域設定部87と、領域処理部88と、画像生成部89とを備えている。強度比算出部84は、酸素飽和度モード時に取得した画像データのうち、青色画像データB1と緑色画像データG2の強度比 $B1/G2$ と、緑色画像データG2と赤色画像データR2の強度比 $R2/G2$ とを求める。強度比算出部84では、画像データ間で同じ位置にある画素間の強度比を算出し、また、強度比は画像データの全ての画素に対して算出される。なお、強度比は画像データのうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画素の画素値とそれ以外の部分の画素の画素値との差に基づいて特定される。

20

【0037】

相関関係記憶部85は、強度比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ 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7に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した2次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、強度比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ はlogスケールで記憶されている。

【0038】

上記相関関係は、図8に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。ここで、曲線90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473nmのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色画像データB1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、青色画像データB1に加え、主として血液量に依存して変化する赤色画像データR2と、青色画像データB2と赤色画像データR2のリファレンス信号(規格化用信号)となる緑色画像データG2から得られる強度比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ 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。

30

【0039】

また、470~700nmの波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。このため、この波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む血液情報を得ることができる。

40

【0040】

なお、相関関係記憶部85には、強度比 $R2/G2$ と血液量との相関関係についても記憶させてもよい。この相関関係は、強度比 $R2/G2$ が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義される1次元テーブルとして記憶されている。この強度比 $R2/G2$ と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

【0041】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下のことが言える。

・波長470nm近辺(例えば、中心波長 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ の青色の波長領域)では

50

酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。

- ・ 540 ~ 580 nm の緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・ 590 ~ 700 nm の赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

【0042】

また、図7に示すように、強度比 $R2 / G2$ が大きくなるのに従って、強度比 $B1 / G2$ も大きくなるの（酸素飽和度 = 0 % 限界の等高線が斜め上方にスライドする）は、以下の理由からである。上記したように、強度比 $R2 / G2$ は血液量と相関関係があるため、強度比 $R2 / G2$ が大きくなるほど血液量も大きくなる。画像データ $B1$ 、 $G2$ 、 $R2$ の中で、血液量の増加によって画素値の低下が一番大きくなるのは、緑色画像データ $G2$ であり、その次が青色画像データ $B1$ である。これは、緑色画像データ $G2$ に含まれる波長成分の 540 ~ 580 nm の吸光係数が、青色画像データ $B1$ に含まれる波長成分の 470 nm 付近の吸光係数よりも高いためである（図8参照）。したがって、強度比 $B1 / G2$ においては、血液量が大きくなるほど、分子の $B1$ の画素値の低下よりも分母の $G2$ の画素値の低下の方が大きくなる。即ち、強度比 $B1 / G2$ は、血液量が大きくなるにつれて、大きくなる。

10

【0043】

酸素飽和度算出部 86 は、相関関係記憶部 85 に記憶された相関関係と強度比算出部 84 で求めた強度比 $B1 / G2$ 、 $R2 / G2$ とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。なお、以下の説明においては、酸素飽和度の算出に使用する青色画像データ $B1$ 、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ の所定画素の輝度値を、それぞれ $B1^*$ 、 $G2^*$ 、 $R2^*$ する。これに伴い、各画素における強度比は、 $B1^* / G2^*$ 、 $R2^* / G2^*$ となる。

20

【0044】

酸素飽和度算出部 86 は、図9に示すように、相関関係記憶部 85 に記憶した相関関係から、強度比 $B1^* / G2^*$ 、 $R2^* / G2^*$ に対応する対応点 P を特定する。そして、対応点 P が酸素飽和度 = 0 % 限界の下限ライン 98 と酸素飽和度 = 100 % 限界の上限ライン 99 との間にある場合に、その対応点 P が示すパーセント値を酸素飽和度とする。例えば、図9の場合であれば、対応点 P は 60 % の等高線上に位置するため、酸素飽和度は 60 % となる。

30

【0045】

一方、対応点が下限ライン 98 と上限ライン 99 との間から外れている場合、対応点が下限ライン 98 よりも上方に位置するときには酸素飽和度を 0 % とし、対応点が上限ライン 99 よりも下方に位置するときには酸素飽和度を 100 % とする。なお、対応点が下限ライン 98 と上限ライン 99 との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示装置 14 上に表示しないようにしてもよい。

【0046】

領域設定部 87 は、酸素飽和度算出部 86 で算出した酸素飽和度に基づき、酸素飽和度モード時に取得した青色画像データ $B2$ 、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ に対して、高酸素領域または低酸素領域のいずれかの領域設定を行う。この領域設定部 87 では、酸素飽和度が一定値（例えば 60 %）を超える画素領域については高酸素領域として設定され、一定値を下回る画素領域については低酸素領域として設定される。これにより、図10に示すように、青色画像データ $B2$ に対して高酸素領域 93a と低酸素領域 93b が設定される。緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ についても、青色画像データ $B2$ と同様に、高酸素領域と低酸素領域が設定される。

40

【0047】

領域処理部 88 は、青色画像データ $B2$ 、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ の高酸素領域及び低酸素領域に対して、それぞれ異なる種類の処理（領域処理）を施す。この領域処理部 88 では、図11に示すように、第1 ~ 第3領域処理の3つの領域処理が可

50

能である。これら第 1 ～ 第 3 領域処理のいずれで処理を行うかは、入力装置 15 による操作で適宜選択することができる。

【0048】

第 1 領域処理では、低酸素領域に対して、ゲイン処理を行う一方で、ホワイトバランス（WB）と色強調処理は行わない。このゲイン処理では、図 12 に示すように、酸素飽和度の低下に合わせて、青色画像データ B2 の画素値を低下させるのに対して、緑色画像データ G2 及び赤色画像データ R2 の画素値を増加させる。このように、低酸素領域については、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 に対して、それら 3 色の画像データ間のバランスを整える WB ではなく、バランスを崩すゲイン処理を行うことで、酸素飽和度の大きさの違いによる色の変化を明確にすることができる（例えば、酸素飽和度 60% の領域の色と酸素飽和度 40% の領域の色の違いが明確になる）。

10

【0049】

一方、第 1 領域処理では、高酸素領域に対して、WB 及び色強調処理を行う一方で、ゲイン処理は行わない。WB を行うことにより、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 間のバランスが整えられる。これにより、生体組織の凹凸情報や血管の走行パターンなど診断に有効な視認性が向上する。なお、WB は、内視鏡診断前のキャリブレーションにより得られる青色画像データ B2 の補正值、緑色画像データ G2 の補正值、赤色画像データ R2 の補正值に基づいて、行われる。

【0050】

また、高酸素領域に対しては、WB に加えて、赤色成分を強調する色強調処理が施される。体腔内は全体的に赤みを帯びているため、赤色を強調する色強調処理を行うことで、生体組織の凹凸情報や血管の走行パターンなどの視認性を更に向上させることができる。この高酸素領域に対する色強調処理は、高酸素領域の青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 を HSI 信号に変換した上で、図 13 に示すようなトーンカーブを用いて、色相変換処理を施す。この色相変換処理を行うことで、「青」や「緑」に近い色が「赤」に近づくようになる。色相変換処理後の HSI 信号は、再度、RGB 変換される（RGB 変換後の青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データも、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 と表記する）。なお、図 13 では、トーンカーブの横軸は「色相変換処理前の色」を表しており、縦軸は「色相変換処理後の色」を表している（図 14 のトーンカーブの横軸、縦軸についても同様である）。

20

30

【0051】

図 11 に示すように、第 2 領域処理では、低酸素領域に対して、ゲイン処理及び色強調処理を行う一方で、ホワイトバランス（WB）は行わない。ゲイン処理については、第 1 領域処理のゲイン処理と同様である。そして、ゲイン処理後の低酸素領域の青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 に対して色強調処理を施すことによって、酸素飽和度の違いによる色の違いを更に明確化させる。これにより、酸素飽和度のわずかな変化も、色の変化に反映されるようになる。

【0052】

低酸素領域に対する色強調処理は、低酸素領域の青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 を HSI 信号に変換した上で、図 14（A）～（C）に示すようなトーンカーブを用いて、色相変換処理を行う。この色相変換処理では、ゲインを「1」よりも大きくした「緑」や「赤」については、図 14（A）に示すように、「緑」及び「赤」の間の色相を変化させることなく、そのままの色を維持する。これに対して、ゲインを「1」よりも小さくした「青」については、図 14（B）、（C）に示すように、「青」及び「緑」の間の色相と「青」及び「赤」の間の色相を変化させることによって、「赤」や「緑」に近い色が「青」に極力近づかないようにするとともに、「青」に近い色は「青」に近づけるようにする。色相変換処理後の HSI 信号は、再度、RGB 変換される（RGB 変換後の青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データも、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 と表記する）。

40

【0053】

50

また、第2領域処理では、高酸素領域に対して、WBを行う一方で、ゲイン処理及び色強調処理は行わない。高酸素領域に対するWBは、第1領域処理と同様である。

【0054】

図11に示すように、第3領域処理では、低酸素領域に対してゲイン処理及び色強調処理を行う一方で、WBは行わない。これに対して、高酸素領域に対しては、WB及び色強調処理を行う一方で、ゲイン処理は行わない。なお、低酸素領域に対して行うゲイン処理及び色強調処理は、第1及び第2領域処理のゲイン処理及び色強調処理と同様であり、高酸素領域に対して行うWB及び色強調処理も、第1及び第2領域処理のWB及び色強調処理と同様である。

【0055】

画像生成部89は、領域処理部88で第1～第3領域処理のいずれか施された青色画像データB2、緑色画像データG2、赤色画像データR2を、表示装置14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置14上に、酸素飽和度画像が表示される。ここで、図15Aに示すように、第1領域処理を行った場合の酸素飽和度画像94においては、高酸素領域94aは、通常画像よりも、生体組織の凹凸や血管走行パターンの視認性が向上している。一方、酸素飽和度画像94の低酸素領域94bでは、酸素飽和度に応じた色が疑似カラーとして表示されている。

【0056】

また、図15Bに示すように、第2領域処理を行った場合の酸素飽和度画像95においては、高酸素領域95aは、通常画像と同等の画質で表示される。一方、酸素飽和度画像95の低酸素領域95bでは、酸素飽和度画像94の低酸素領域94aと比べて、酸素飽和度のわずかな変化も、色の違いとして反映されている。この低酸素領域95bのうち、領域95cは酸素飽和度50～60%の領域を表しており、領域95dは酸素飽和度40～50%の領域を表している。

【0057】

また、図15Cに示すように、第3領域処理を行った場合の酸素飽和度画像96においては、高酸素領域96aは、通常画像よりも、生体組織の凹凸や血管走行パターンの視認性が向上している。また、酸素飽和度画像96の低酸素領域96aでは、酸素飽和度画像94の低酸素領域94bと比べて、酸素飽和度のわずかな変化も、色の違いとして反映されている（領域96cは酸素飽和度50～60%の領域を表しており、領域96dは酸素飽和度40～50%の領域を表している）。

【0058】

次に、酸素飽和度モードにおける一連の流れを、図16のフローチャートに沿って説明する。まず、内視鏡装置の切り替えスイッチ21によって酸素飽和度モードに切り替えるとともに、入力装置15を操作することによって、高酸素領域及び低酸素領域に対して行う第1～第3領域処理のいずれかの処理を選択する。これにより、酸素飽和度測定光と通常光が交互に検体に照射され、各照射毎に検体がカラーの撮像素子60で撮像される。

【0059】

次に、検体内の撮像で得られた画像データのうち、青色画像データB1及び緑色画像データG2間の強度比 $B1/G2$ 、赤色画像データR2及び緑色画像データG2間の強度比 $R2/G2$ を、画素毎に算出する。そして、これら2つの強度比と、相関関係記憶部85に記憶した相関関係とから、各画素毎に酸素飽和度を算出する。そして、算出した酸素飽和度に基づき、青色画像データB2、緑色画像データG2、赤色画像データR2に対して、高酸素領域または低酸素領域のいずれかの領域設定を行う。そして、高酸素領域及び低酸素領域のそれぞれに対して、入力装置15で選択した第1～第3領域処理のいずれかを施す。領域処理が施された青色画像データB2、緑色画像データG2、赤色画像データR2を表示装置14のB、G、Rチャンネルに割り当てる。これにより、酸素飽和度画像が表示装置14に表示される。酸素飽和度測定光等の照射から酸素飽和度画像の表示までの一連の流れは、酸素飽和度モードが継続している限り、繰り返し行われる。

【0060】

上記第 1 実施形態では、半導体光源の照明光を用いて被検体内の照明を行ったが、これに代えて、第 2 実施形態では、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光から回転フィルタで波長分離した光を用いて、照明を行う（回転フィルタ方式）。この第 2 実施形態では、図 17 に示す内視鏡システム 100 を使用する。内視鏡システム 100 は、内視鏡装置 101、光源装置 102 が異なっている以外は、内視鏡システム 10 と同様の構成を備えている。したがって、以下においては、内視鏡装置 101 及び光源装置 102 の構成とそれに関連する部分を説明し、その他については説明を省略する。

【0061】

内視鏡装置 101 は、スコープ先端部の照明部 33 に蛍光体 50 が設けられていない点が内視鏡装置 12 と異なる。そのため、光源装置 102 からの光は、ライトガイド 28, 29 を介して、そのまま被検体内に照射される。また、撮像素子 103 は、撮像素子 60 と異なり、撮像面にカラーフィルタが設けられていないモノクロ CCD で構成される。それ以外については、内視鏡装置 101 は、内視鏡装置 12 と同様の構成を備えている。

【0062】

光源装置 102 は、広帯域光 BB (400 ~ 700 nm) を発する白色光源 110 と、この白色光源 110 からの広帯域光 BB を所定波長の光に波長分離する回転フィルタ 112 と、回転フィルタ 112 の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 112 を回転させるモータ 113 と、回転フィルタ 112 をその半径方向にシフトさせるシフト部 114 を備えている。

【0063】

白色光源 110 は、広帯域光 BB を放射する光源本体 110a と、広帯域光 BB の光量を調整する絞り 110b とを備えている。光源本体 110a はキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどから構成される。絞り 110b の開度は、光量制御部（図示省略）によって調節される。

【0064】

図 18 に示すように、回転フィルタ 112 は、モータ 113 に接続された回転軸 112a を回転中心として回転する。この回転フィルタ 112 には、回転軸 112a がある回転中心から順に、半径方向に沿って、第 1 及び第 2 フィルタ領域 120, 122 が設けられている。第 1 フィルタ領域 120 は通常モード時に広帯域光 BB の光路上にセットされ、第 2 フィルタ領域 122 は酸素飽和度モード時に広帯域光 BB の光路上にセットされる。各フィルタ領域 120、122 の切替は、シフト部 114 により回転フィルタ 112 を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

【0065】

第 1 フィルタ領域 120 は、中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 120a、G フィルタ部 120b、R フィルタ部 120c が設けられている。図 19 に示すように、B フィルタ部 120a は広帯域光 BB から青色帯域 (380 ~ 500 nm) の B 光を透過させ、G フィルタ部 120b は広帯域光 BB から緑色帯域 (450 ~ 630 nm) の G 光を透過させ、R フィルタ部 120c は広帯域光 BB から赤色帯域 (580 ~ 760 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 112 の回転によって、B 光、G 光、R 光が順次出射する。これら B 光、G 光、R 光は、集光レンズ 116 及び光ファイバ 117 を通して、ライトガイド 28, 29 に入射する。

【0066】

第 2 フィルタ領域 122 は、測定用フィルタ部 122a（図 18 では「測定用」と記載）、B フィルタ部 122b、G フィルタ部 122c、R フィルタ部 122d が設けられている。測定用フィルタ部 122a は広帯域光 BB のうち、波長範囲 450 ~ 500 nm の酸素飽和度測定光を透過させる。また、B フィルタ部 122b、G フィルタ部 122c、R フィルタ部 122d は、上記 B、G、R フィルタ部 120a、120b、120c と同様、青色帯域 (380 ~ 500 nm) の B 光、緑色帯域 (450 ~ 630 nm) の G 光、赤色帯域 (580 ~ 760 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 112 の回転によって、酸素飽和度測定光、B 光、G 光、R 光が順次出射する。これら 4 種類の光は、集

10

20

30

40

50

光レンズ 116 及び光ファイバ 117 を通して、ライドガイド 28, 29 に順次入射する。

【0067】

第 2 実施形態の内視鏡システム 100 では、回転フィルタ方式を採用しているため、撮像制御が内視鏡システム 10 と異なる。通常モードにおいては、図 20A に示すように、B、G、R の三色の像光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号 Bc、緑色信号 Gc、赤色信号 Rc を順次出力する。この一連の動作は、通常モードに設定されている間、繰り返される。そして、それら 3 色の信号 Bc、Gc、Rc を A/D 変換した青色画像データ Bc、緑色画像データ Gc、赤色画像データ Rc を、表示装置 14 の B、G、R チャンネルに割り当てる。これにより、通常画像が表示装置 14 に表示される。

10

【0068】

酸素飽和度モードにおいては、図 20B に示すように、酸素飽和度測定光、B 光、G 光、R 光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号 B1、青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 を順次出力する。こうした動作は酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返される。なお、それら 4 色の信号 B1、B2、G2、R2 は、A/D 変換器 58 により、青色画像データ B1、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 に変換される。

【0069】

酸素飽和度モードで取得した画像データのうち、青色画像データ B1、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 に基づいて、第 1 実施形態と同様の手順で、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。また、算出した酸素飽和度に基づき、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 の領域設定（高酸素領域又は低酸素領域）を行う。そして、高酸素領域及び低酸素領域のそれぞれに対して、第 1～第 3 領域処理のいずれかを施す。そして、領域処理が施された青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 を、表示装置の B、G、R チャンネルに割り当てる。これにより、酸素飽和度画像が表示装置 14 に表示される。

20

【0070】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、色強調処理として、高酸素領域に対しては赤色を強調する赤色強調処理を、低酸素領域に対しては、酸素飽和度の違いによる色の違いを強調する処理を行ったが、これに代えて、色彩強調により色強調処理を行ってもよく、また、通常画像（青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 から得られる画像）を分光推定することで得られる分光画像を用いて色強調処理を行ってもよい。

30

【0071】

なお、上記第 1 実施形態では、スコープ先端部 19 に蛍光体 50 を設けたが、これに代えて、光源装置 11 内に蛍光体 50 を設けてもよい。この場合、LD2（445nm）と光ファイバ 25 の間には蛍光体 50 を設け、それ以外の LD1（473nm）と光ファイバ 24 の間と LD3（405nm）と光ファイバ 26 の間については、蛍光体 50 を設けなくてもよい。

【0072】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×（100－酸素飽和度）（％）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスを用いてもよい。

40

【符号の説明】

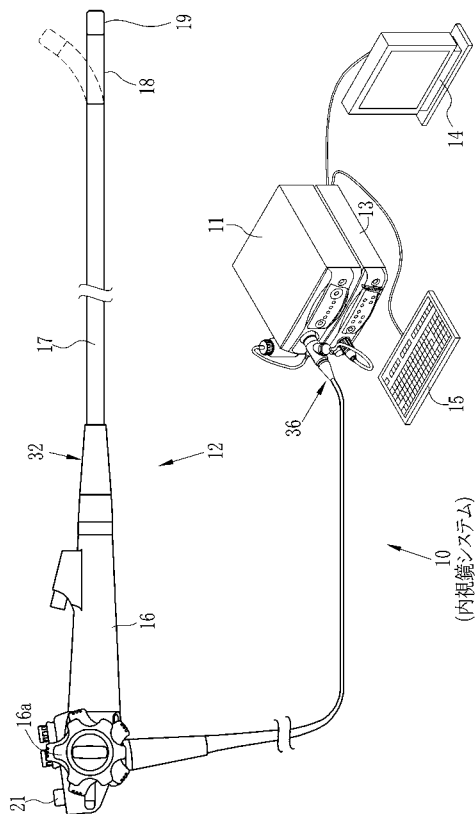
【0073】

10, 100 内視鏡システム
13 プロセッサ装置
72 画像処理部

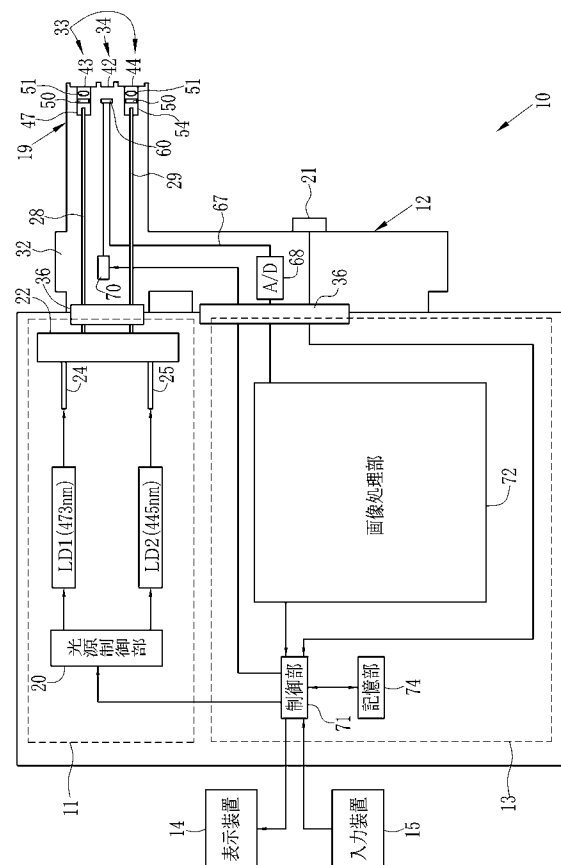
50

- 8 6 酸素飽和度算出部
- 8 7 領域設定部
- 8 8 領域処理部
- 9 4 ~ 9 6 酸素飽和度画像

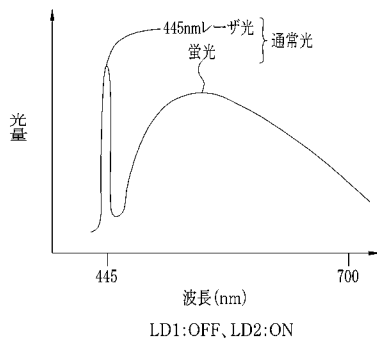
【図 1】



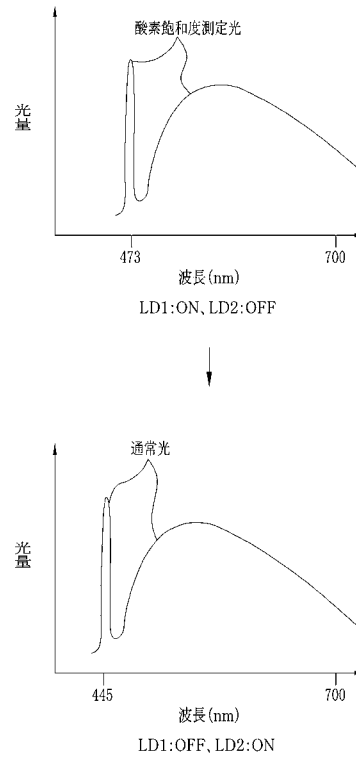
【図 2】



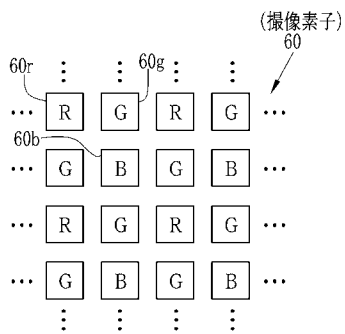
【図 3 A】



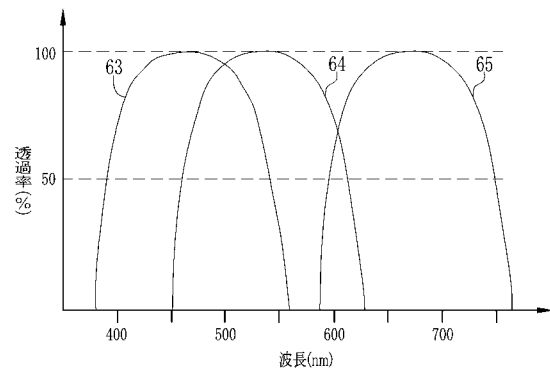
【図 3 B】



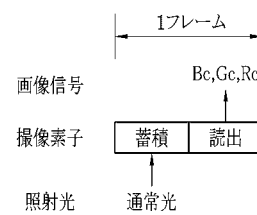
【図 4 A】



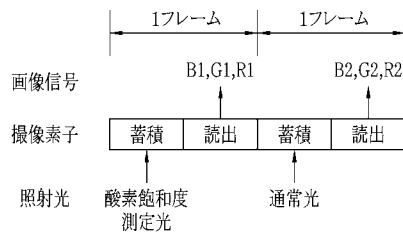
【図 4 B】



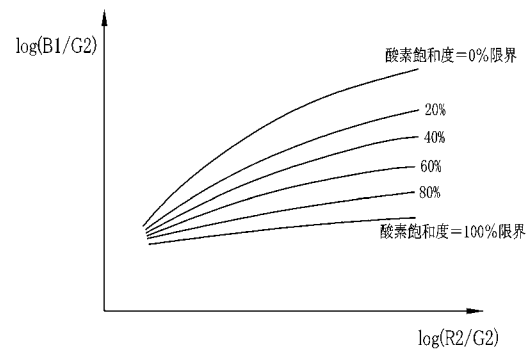
【図 5 A】



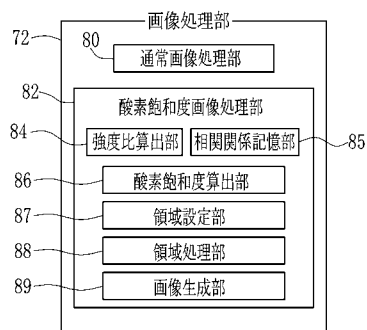
【図 5 B】



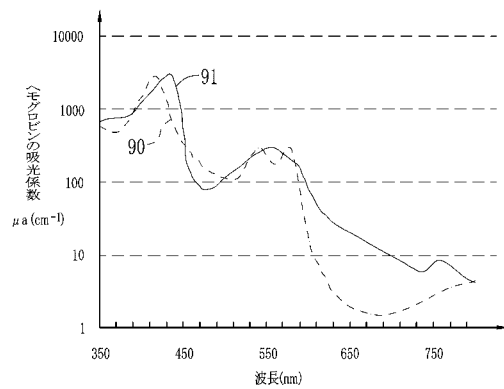
【図 7】



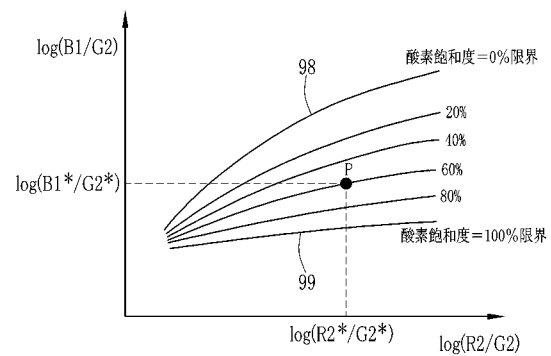
【図 6】



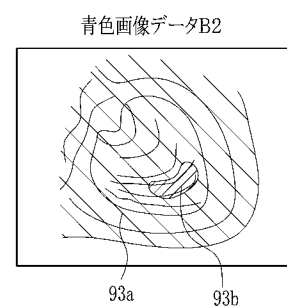
【図 8】



【図 9】



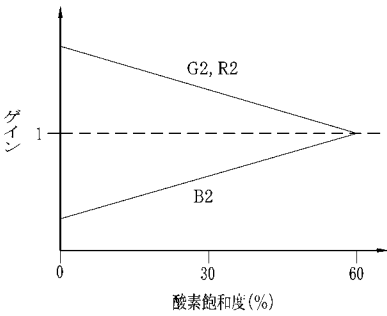
【図 10】



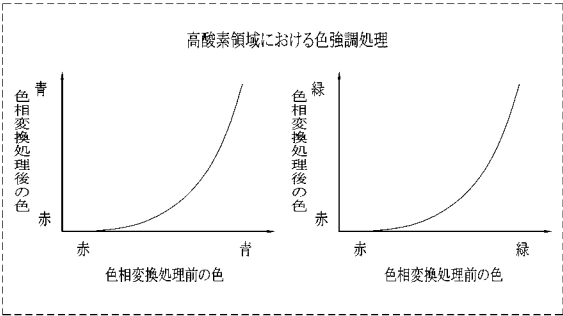
【 図 1 1 】

		WB	ゲイン処理	色強調処理
第1領域処理	低酸素領域	×	○	×
	高酸素領域	○	×	○
第2領域処理	低酸素領域	×	○	○
	高酸素領域	○	×	×
第3領域処理	低酸素領域	×	○	○
	高酸素領域	○	×	○

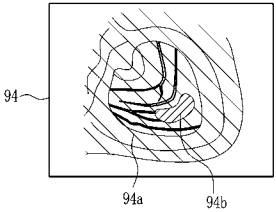
【 図 1 2 】



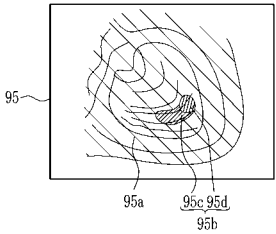
【 図 1 3 】



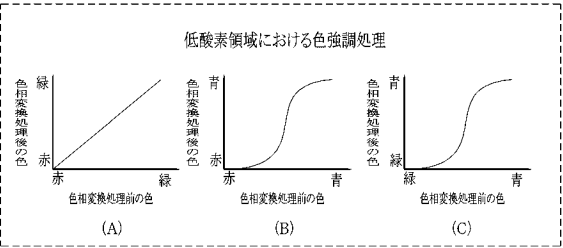
【 図 1 5 A 】



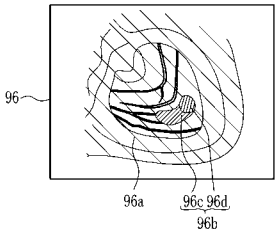
【 図 1 5 B 】



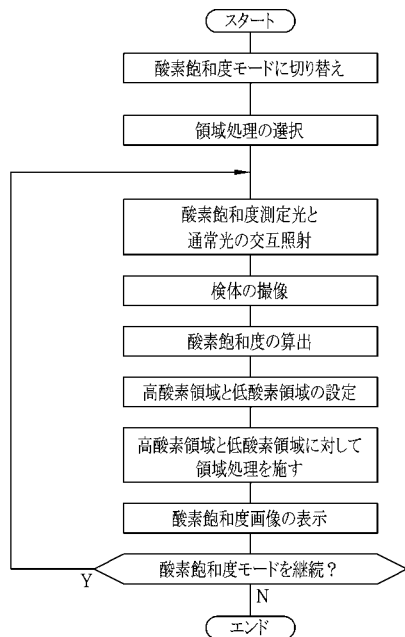
【 図 1 4 】



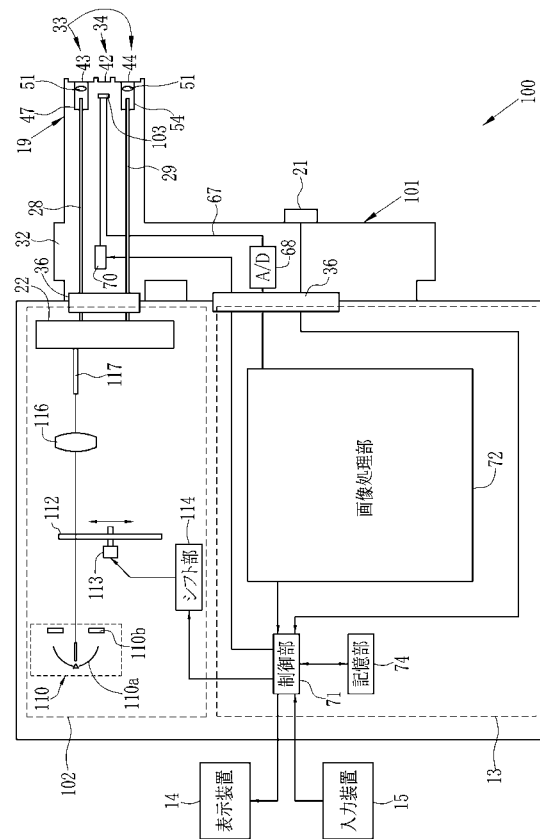
【 図 1 5 C 】



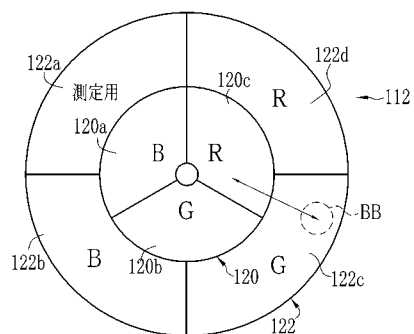
【 図 1 6 】



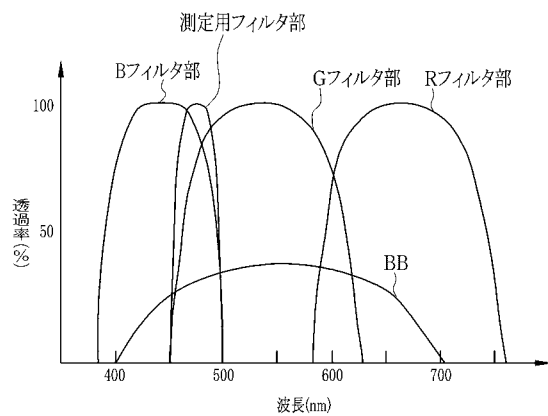
【 図 1 7 】



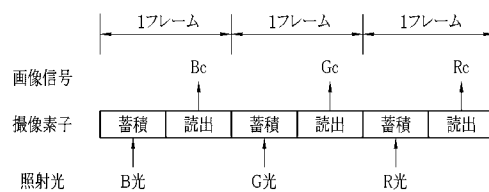
【 図 1 8 】



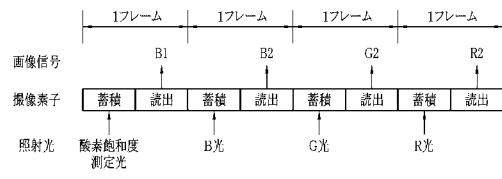
【 図 1 9 】



【 図 2 0 A 】



【図 20 B】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.			F I			テーマコード (参考)
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N	7/18	M	

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜图像的图像处理方法		
公开(公告)号	JP2014050453A	公开(公告)日	2014-03-20
申请号	JP2012195097	申请日	2012-09-05
[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	久保雅裕		
发明人	久保 雅裕		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 A61B5/1455 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	H04N7/18 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B5/0084 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/7425 G06T5/50 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20221 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B5/14.320 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.735 A61B1/07.736 A61B5/1455		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C038/KK01 4C038/KL07 4C038 /KX01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/SS22 4C161/TT03 4C161/TT04 4C161/WW08 5C054 /CC07 5C054/DA08 5C054/EA05 5C054/FB03 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5729881B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在氧饱和度测量模式中，彩色图像传感器（60）对交替地用测量光和普通光照射的内部身体部分成像。从在正常光照射下获得的图像数据产生正常图像。根据在测量光照射下获得的图像数据计算氧饱和度。基于氧饱和度水平，在正常图像中确定高氧区域（93a）和缺氧区域（93b）。将颜色平衡过程和颜色增强过程应用于高氧区域（93a）以改善内部身体组织的凹陷和投射以及血管图案的可见性。将增益处理应用于缺氧区域（93b），以根据氧饱和度的程度产生不同的颜色变化。

		WB	ゲイン処理	色強調処理
第1領域処理	低酸素領域	×	○	×
	高酸素領域	○	×	○
第2領域処理	低酸素領域	×	○	○
	高酸素領域	○	×	×
第3領域処理	低酸素領域	×	○	○
	高酸素領域	○	×	○