

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5829568号
(P5829568)

(45) 発行日 平成27年12月9日(2015.12.9)

(24) 登録日 平成27年10月30日(2015.10.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 5/14 3 2 0

請求項の数 16 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2012-90262 (P2012-90262)
 (22) 出願日 平成24年4月11日(2012.4.11)
 (65) 公開番号 特開2013-215471 (P2013-215471A)
 (43) 公開日 平成25年10月24日(2013.10.24)
 審査請求日 平成26年10月31日(2014.10.31)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 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 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

互いに異なる波長成分を有する第1及び第2照明光を、順次、被検体内に照射する照明手段と、

前記第1照明光の反射像を撮像することによって第1画像を取得するとともに、前記第2照明光の反射像を撮像することによって第2画像を取得する画像取得手段と、

前記第1及び第2画像の特徴量を求める特徴量算出手段と、

前記第1及び第2画像の特徴量に基づいて前記第1画像を階調変換することにより、前記第1画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2画像と略同一の特徴量を有する疑似第2画像を生成する階調変換手段と、

前記第1画像と前記疑似第2画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示する動画表示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】

前記特徴量算出手段は、前記第1画像と前記第2画像の濃度ヒストグラムを解析するヒストグラム解析部を有し、

前記階調変換手段は、前記第2画像の濃度ヒストグラムと略一致するように、前記第1画像を濃淡変換処理することによって、前記疑似第2画像を生成する疑似画像生成部を有する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】

10

20

前記ヒストグラム解析部は、前記第 1、第 2 画像の複数エリア毎に、前記濃度ヒストグラムの解析を行い、

前記疑似画像生成部は、前記第 1 画像及び前記第 2 画像の各エリア間で濃度ヒストグラムが略一致するように、前記第 1 画像の各エリアに対して前記濃淡変換処理を行う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】

前記濃淡変換処理では、前記第 1 画像と前記第 2 画像の濃度ヒストグラムの比較演算により生成されるトーンカーブが用いられ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】

前記照明手段は、前記第 1 照明光を発光する第 1 半導体光源と、前記第 2 照明光を発光する第 2 半導体光源とからなることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照明手段は、前記第 1 照明光の波長域の光、及び、前記第 2 照明光の波長域の光を含む広帯域光を発光する光源と、前記光源からの広帯域光を波長分離することによって前記第 1 照明光、及び、前記第 2 照明光を生成する波長分離部とを備えることを特徴とする請求項 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】

前記照明手段は、前記第 1 照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第 1 青色狭帯域光を含む広帯域の広帯域光と、前記第 2 照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第 2 青色狭帯域光とを、順次、被検体内に照射し、

前記画像取得手段は、前記第 1 照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第 1 青色画像を含む複数色の画像を取得するとともに、前記第 2 照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第 2 青色画像を含む複数色の画像を取得し、

前記特徴量算出手段は、前記第 1、第 2 青色画像の特徴量を求め、

前記階調変換手段は、前記第 1、第 2 青色画像の特徴量に基づいて前記第 1 青色画像を階調変換することにより、前記第 1 青色画像と位置ズレがなく、かつ、前記第 2 青色画像と略同一の特徴量を有する疑似第 2 青色画像を生成し、

前記動画表示手段は、前記第 1 青色画像、及び、前記疑似第 2 青色画像に基づいて、前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示することを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 照明光は、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された前記第 1 青色狭帯域光と、前記第 1 青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換した蛍光を含む白色光であり、

前記第 2 青色狭帯域光は、波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された光であることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記照明手段は、前記第 1、第 2 照明光に加え、波長域が特定の青色領域に制限された第 3 青色狭帯域光を含む第 3 照明光を、順次、被検体内に照射し、

前記画像取得手段は、前記第 1、第 2 青色画像に加え、前記第 3 照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第 3 青色画像を含む複数色の画像を取得し、

前記特徴量算出手段は、前記第 1、第 2 青色画像に加え、前記第 3 青色画像の特徴量を求め、

前記階調変換手段は、前記疑似第 2 青色画像に加え、前記第 1、第 3 青色画像の特徴量に基づいて前記第 1 青色画像を階調変換することにより、前記第 1 青色画像と位置ズレがなく、かつ、前記第 3 青色画像と略同一の特徴量を有する疑似第 3 青色画像を生成し、

前記動画表示手段は、前記第 1 青色画像、及び、前記疑似第 2 青色画像に加え、前記疑似第 3 青色画像に基づいて、前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示することを特徴とする請求項 7 または 8 記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記第 3 青色狭帯域光は、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された光であることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 3 青色狭帯域光は、波長域が $400 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された光であることを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記照明手段は、前記第 1 照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第 1 青色狭帯域光を含む広帯域の広帯域光と、前記第 2 照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第 2 青色狭帯域光を含む広帯域の広帯域光とを、順次、被検体内に照射し、

前記画像取得手段は、前記第 1 照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第 1 青色画像、第 1 緑色画像、及び第 1 赤色画像を取得するとともに、前記第 2 照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第 2 青色画像を含む複数色の画像を取得し、

前記特徴量算出手段は、前記第 1、第 2 青色画像の特徴量を求め、

前記階調変換手段は、前記第 1、第 2 青色画像の特徴量に基づいて前記第 1 青色画像を階調変換することにより、前記第 1 青色画像と位置ズレがなく、かつ、前記第 2 青色画像と略同一の特徴量を有する疑似第 2 青色画像を生成し、

前記動画表示手段は、前記第 1 緑色画像、前記第 1 赤色画像、及び前記疑似第 2 青色画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示することを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記第 1 照明光は、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された前記第 1 青色狭帯域光と、前記第 1 青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換した蛍光を含む第 1 白色光であり、

前記第 2 照明光は、波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された前記第 2 青色狭帯域光と、前記第 2 青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換した蛍光を含む第 2 白色光であることを特徴とする請求項 12 記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

第 1 照明光が照射された被検体像を撮像して得られる第 1 画像と、前記第 1 照明光と異なる第 2 照明光が照射された被検体像を、前記第 1 画像と異なるフレームで撮像することによって得られる第 2 画像を含む複数の画像を処理する画像処理装置において、

前記第 1 及び第 2 画像の特徴量を求める特徴量算出手段と、

前記第 1 及び第 2 画像の特徴量に基づいて前記第 1 画像を階調変換することにより、フレーム間の位置ズレを補正した第 2 画像に相当する疑似第 2 画像を生成する階調変換手段と、

前記第 1 画像と前記疑似第 2 画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に動画表示するための表示制御手段とを備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 15】

第 1 照明光が照射された被検体像を撮像して得られる第 1 画像と、前記第 1 照明光と異なる第 2 照明光が照射された被検体像を、前記第 1 画像と異なるフレームで撮像することによって得られる第 2 画像を含む複数の画像を処理する画像処理装置の作動方法において、

特徴量算出手段が、前記第 1 及び第 2 画像の特徴量を求めるステップと、

階調変換手段が、前記第 1 及び第 2 画像の特徴量に基づいて前記第 1 画像を階調変換することにより、前記第 1 画像と位置ズレがなく、かつ、前記第 2 画像と略同一の特徴量を有する疑似第 2 画像を生成するステップと、

表示制御手段が、前記第 1 画像と前記疑似第 2 画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に動画表示するための表示制御を行うステップとを有することを特徴とする画像処理装置の作動方法。

【請求項 16】

第1照明光が照射された被検体像を撮像して得られる第1画像と、前記第1照明光と異なる第2照明光が照射された被検体像を、前記第1画像と異なるフレームで撮像することによって得られる第2画像を含む複数の画像を処理する画像処理プログラムにおいて、コンピュータを、

前記第1及び第2画像の特徴量を求める特徴量算出手段、

前記第1及び第2画像の特徴量に基づいて前記第1画像を階調変換することにより、前記第1画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2画像と略同一の特徴量を有する疑似第2画像を生成する階調変換手段、及び

前記第1画像と前記疑似第2画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に動画表示するための表示制御手段として機能させるための画像処理プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡を用いて血中ヘモグロビンの酸素飽和度などの血液に関する情報を取得する内視鏡システム、画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

20

医療分野において、内視鏡を用いた内視鏡診断が普及している。近年の内視鏡診断においては、白色光のもとで生体組織の表面の全体的な性状を観察する通常観察に加えて、特定の波長に制限された特殊光を用いた特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

特殊光観察には各種のものがあるが、例えば、本出願人による特許文献1の内視鏡システムでは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大きさに差がある波長域の狭帯域光を利用して、その反射光を撮像して得られる分光画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、画像化している。

【0004】

ここで、算出される酸素飽和度の値は血管の深さによっても大きく影響を受けることから、特許文献1では、所定の分光画像間の輝度比を用いることで、血管の深さによって生じるノイズを除去して、酸素飽和度の算出精度を向上させている。

30

【0005】

この特許文献1の内視鏡システムでは、複数の分光画像の取得方式として、生体組織に対して複数の狭帯域光を順次照射して撮像するという順次方式を採用している。そのため、撮像タイミングの違いによって生じる、複数の分光画像の位置ズレが問題となる。この位置ズレの問題に対して、特許文献1では、パターンマッチングによって、分光画像間で血管の位置を合わせている。なお、特許文献1は、パターンマッチングの精度を上げるために、血管深さに応じた周波数フィルタリング処理を施している。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2011-194151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に記載されているように、複数の分光画像の輝度値を比較する際に、位置合わせを行うことによってより正確な酸素飽和度を得ることができる反面、位置合わせに要する負荷が大きいといった問題がある。つまり、位置合わせは分光画像を平行に移動するだけでは不十分であり、患者の体動などによって分光画像間に生じた歪みなどを修正する

50

ために画像を変形させる必要もある。この場合は、画像中央部分のみならず、周辺部分の画像処理も必要となるため、内視鏡システムのプロセッサ装置に大きな負荷をかけることになる。

【 0 0 0 8 】

また、前述のように、正確な位置合わせを行うためには、血管深さに応じた周波数フィルタリング処理などの処理も必要となる。さらに、位置合わせには前述したように多くの複雑な処理が必要であるだけでなく、その処理スピードも高速であることが要求される。なぜなら、酸素飽和度は診察中に動画表示されることが前提であり、位置合わせに時間がかかってしまうとスムーズな動画表示ができないからである。このように、位置合わせには多大な負荷がかかるので、位置合わせを廃止したり簡略化することが検討された。しかし、この場合、酸素飽和度を正確に求めることができず、アーチファクト（誤った情報）が発生し、酸素飽和度を表示した際に画面がちらつくといった問題が生じてしまう。

10

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記背景を鑑みてなされたものであり、位置合わせの負担を軽減し、かつ、酸素飽和度を表示した際の画面のちらつきを防止できる内視鏡システム、画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、互いに異なる波長成分を有する第1及び第2照明光を、順次、被検体内に照射する照明手段と、前記第1照明光の反射像を撮像することによって第1画像を取得するとともに、前記第2照明光の反射像を撮像することによって第2画像を取得する画像取得手段と、前記第1及び第2画像の特徴量を求める特徴量算出手段と、前記第1及び第2画像の特徴量に基づいて前記第1画像を階調変換することにより、前記第1画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2画像と略同一の特徴量を有する疑似第2画像を生成する階調変換手段と、前記第1画像と前記疑似第2画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示する動画表示手段とを備えることを特徴としている。

20

【 0 0 1 1 】

前記特徴量算出手段は、前記第1画像と前記第2画像の濃度ヒストグラムを解析するヒストグラム解析部を有し、前記階調変換手段は、前記第2画像の濃度ヒストグラムと略一致するように、前記第1画像を濃淡変換処理することによって、前記疑似第2画像を生成する疑似画像生成部を有することが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

前記ヒストグラム解析部は、前記第1、第2画像の複数エリア毎に、前記濃度ヒストグラムの解析を行い、前記疑似画像生成部は、前記第1画像及び前記第2画像の各エリア間で濃度ヒストグラムが略一致するように、前記第1画像の各エリアに対して前記濃淡変換処理を行うことが好ましい。

【 0 0 1 3 】

前記濃淡変換処理では、前記第1画像と前記第2画像の濃度ヒストグラムの比較演算により生成されるトーンカーブが用いられることが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

前記照明手段は、前記第1照明光を発光する第1半導体光源と、前記第2照明光を発光する第2半導体光源とからなることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

前記照明手段は、前記第1照明光の波長域の光、及び、前記第2照明光の波長域の光を含む広帯域光を発光する光源と、前記光源からの広帯域光を波長分離することによって前記第1照明光、及び、前記第2照明光を生成する波長分離部とを備えるものでもよい。

【 0 0 1 6 】

前記照明手段は、前記第1照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第1青色狭帯域光を含む広帯域の広帯域光と、前記第2照明光として波長域が特定の青色領域に制

50

限された第2青色狭帯域光とを、順次、被検体内に照射し、前記画像取得手段は、前記第1照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第1青色画像を含む複数色の画像を取得するとともに、前記第2照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第2青色画像を含む複数色の画像を取得し、前記特徴量算出手段は、前記第1、第2青色画像の特徴量を求め、前記階調変換手段は、前記第1、第2青色画像の特徴量に基づいて前記第1青色画像を階調変換することにより、前記第1青色画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2青色画像と略同一の特徴量を有する疑似第2青色画像を生成し、前記動画表示手段は、前記第1青色画像、及び、前記疑似第2青色画像に基づいて、前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示するものでもよい。

【0017】

10

前記第1照明光は、波長域が 440 ± 10 nmに制限された前記第1青色狭帯域光と、前記第1青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換した蛍光を含む白色光であり、前記第2青色狭帯域光は、波長域が 470 ± 10 nmに制限された光であることが好ましい。

【0018】

前記照明手段は、前記第1、第2照明光に加え、波長域が特定の青色領域に制限された第3青色狭帯域光を含む第3照明光を、順次、被検体内に照射し、前記画像取得手段は、前記第1、第2青色画像に加え、前記第3照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第3青色画像を含む複数色の画像を取得し、前記特徴量算出手段は、前記第1、第2青色画像に加え、前記第3青色画像の特徴量を求め、前記階調変換手段は、前記疑似第2青色画像に加え、前記第1、第3青色画像の特徴量に基づいて前記第1青色画像を階調変換することにより、前記第1青色画像と位置ズレがなく、かつ、前記第3青色画像と略同一の特徴量を有する疑似第3青色画像を生成し、前記動画表示手段は、前記第1青色画像、及び、前記疑似第2青色画像に加え、前記疑似第3青色画像に基づいて、前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示するものでもよい。

20

【0019】

前記第3青色狭帯域光は、波長域が 440 ± 10 nmに制限された光であってもよい。

【0020】

前記第3青色狭帯域光は、波長域が 400 ± 10 nmに制限された光であってもよい。

【0021】

前記照明手段は、前記第1照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第1青色狭帯域光を含む広帯域の広帯域光と、前記第2照明光として波長域が特定の青色領域に制限された第2青色狭帯域光を含む広帯域の広帯域光とを、順次、被検体内に照射し、前記画像取得手段は、前記第1照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第1青色画像、第1緑色画像、及び第1赤色画像を取得するとともに、前記第2照明光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより第2青色画像を含む複数色の画像を取得し、前記特徴量算出手段は、前記第1、第2青色画像の特徴量を求め、前記階調変換手段は、前記第1、第2青色画像の特徴量に基づいて前記第1青色画像を階調変換することにより、前記第1青色画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2青色画像と略同一の特徴量を有する疑似第2青色画像を生成し、前記動画表示手段は、前記第1緑色画像、前記第1赤色画像、及び前記疑似第2青色画像に基づいて、前記血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示するものでもよい。

30

40

【0022】

前記第1照明光は、波長域が 440 ± 10 nmに制限された前記第1青色狭帯域光と、前記第1青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換した蛍光を含む第1白色光であり、前記第2照明光は、波長域が 470 ± 10 nmに制限された前記第2青色狭帯域光と、前記第2青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換した蛍光を含む第2白色光であることが好ましい。

【0023】

また、本発明は、第1照明光が照射された被検体像を撮像して得られる第1画像と、前記第1照明光と異なる第2照明光が照射された被検体像を、前記第1画像と異なるフレー

50

ムで撮像することによって得られる第2画像を含む複数の画像を処理する画像処理装置において、前記第1及び第2画像の特徴量を求める特徴量算出手段と、前記第1及び第2画像の特徴量に基づいて前記第1画像を階調変換することにより、フレーム間の位置ズレを補正した第2画像に相当する疑似第2画像を生成する階調変換手段と、前記第1画像と前記疑似第2画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に動画表示するための表示制御手段とを備えることを特徴としている。

【0024】

さらに、本発明は、第1照明光が照射された被検体像を撮像して得られる第1画像と、前記第1照明光と異なる第2照明光が照射された被検体像を、前記第1画像と異なるフレームで撮像することによって得られる第2画像を含む複数の画像を処理する画像処理装置の作動方法において、特徴量算出手段が、前記第1及び第2画像の特徴量を求めるステップと、階調変換手段が、前記第1及び第2画像の特徴量に基づいて前記第1画像を階調変換することにより、前記第1画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2画像と略同一の特徴量を有する疑似第2画像を生成するステップと、表示制御手段が、前記第1画像と前記疑似第2画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に動画表示するための表示制御を行うステップとを有することを特徴とする。

【0025】

また、本発明は、第1照明光が照射された被検体像を撮像して得られる第1画像と、前記第1照明光と異なる第2照明光が照射された被検体像を、前記第1画像と異なるフレームで撮像することによって得られる第2画像を含む複数の画像を処理する画像処理プログラムにおいて、コンピュータを、前記第1及び第2画像の特徴量を求める特徴量算出手段、前記第1及び第2画像の特徴量に基づいて前記第1画像を階調変換することにより、前記第1画像と位置ズレがなく、かつ、前記第2画像と略同一の特徴量を有する疑似第2画像を生成する階調変換手段、及び前記第1画像と前記疑似第2画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に動画表示するための表示制御手段として機能させるものである。

【発明の効果】

【0026】

本発明では、分光画像の濃度ヒストグラムと近似の濃度ヒストグラムを有する疑似分光画像を、白色画像に濃度変換処理を施すことによって生成し、この疑似分光画像を用いて酸素飽和度を求める、すなわち、白色画像に対して位置ズレのない疑似分光画像を用いて酸素飽和度を求めるので、位置合わせを行う必要がない。また、酸素飽和度を表示した際のアーチファクトやちらつきを軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図5】撮像素子のカラーマイクロフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図6A】通常観察モードにおける照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図6B】機能観察モードにおける照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図7】機能画像処理部のブロック図である。

【図8】各分光画像のエリア毎の濃度ヒストグラムが解析される様子を示す説明図である。

【図9】分光画像PB1に濃淡変換処理を施すことによって分光画像PB2と同様の濃度

10

20

30

40

50

ヒストグラムを有する疑似分光画像 $PB2'$ が生成される様子を示す説明図である。

【図10】分光画像 $PB1$ に濃淡変換処理を施すことによって分光画像 $PB3$ と同様の濃度ヒストグラムを有する疑似分光画像 $PB3'$ が生成される様子を示す説明図である。

【図11】ヘモグロビンの吸光スペクトルと照明光の波長の対応を示す説明図である。

【図12】第1及び第2輝度比 $S1/S3$, $S2/S3$ と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図13A】第1及び第2輝度比 $S1^*/S3^*$, $S2^*/S3^*$ から輝度座標系における座標 (X^*, Y^*) を求める方法を説明する説明図である。

【図13B】座標 (X^*, Y^*) に対応する血管情報座標系の座標 (U^*, V^*) を求める方法を説明する説明図である。

10

【図14】血管深さ画像を生成する際に用いられるRGBゲインテーブルを示す説明図である。

【図15】血管深さ画像を示す説明図である。

【図16】酸素飽和度画像を生成する際に用いられるRGBゲインテーブルを示す説明図である。

【図17】酸素飽和度画像を示す説明図である。

【図18A】血管深さ画像、酸素飽和度画像が動画表示された際の表示形態を示す説明図である。

【図18B】血管深さ画像、酸素飽和度画像が動画表示された際の別の表示形態を示す説明図である。

20

【図19】血管深さ画像、酸素飽和度画像が動画表示される流れを示すフローチャートである。

【図20】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図21A】血液量と信号比 $R1/G1$ との相関関係を示すグラフである。

【図21B】酸素飽和度と信号比 $B2/G1$ 、 $R1/G1$ との相関関係を示すグラフである。

【図22】図21Bに示す相関関係を用い、信号比 $B2/G1$ 、 $R1/G1$ から酸素飽和度を求める方法を示す説明図である。

【図23】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図24】回転フィルタの平面図である。

30

【図25】回転フィルタの各フィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図26】通常観察モードにおける照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【図27】機能観察モードにおける照明光の照射タイミング及び撮像タイミングを示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

[第1実施形態]

図1に示すように、本発明の第1実施形態の内視鏡システム10は、被検体内の観察部位を撮像する内視鏡11と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、観察部位を照射する光を供給する光源装置13と、観察画像を表示するモニタ14とを備えている。プロセッサ装置12には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール15が設けられている。

40

【0029】

内視鏡システム10は、白色光のもとで観察部位を観察する通常観察モードと、機能情報観察モードの2つの動作モードを備えている。機能情報観察モードは、特殊光を利用して、生体組織に関する生体機能情報を取得し、画像化して観察するモードである。本実施形態では、生体機能情報が血中ヘモグロビンの酸素飽和度及び血管深さに関する情報であり、機能情報観察モードでは、酸素飽和度及び血管深さに関する情報を取得し、これらを画像化して観察する例で説明する。

50

【 0 0 3 0 】

内視鏡 1 1 は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、操作部 1 7 とプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 との間を連結するユニバーサルコード 1 8 とを備えている。

【 0 0 3 1 】

挿入部 1 6 は、先端部 1 9、湾曲部 2 0、可撓管部 2 1 からなり、これらが先端から順に連結されている。図 2 に示すように、先端部 1 9 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 2 2、観察部位で反射した像光が入射する観察窓 2 3、観察窓 2 3 を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズル 2 4、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口 2 5 などが設けられている。観察窓 2 3 の奥には、撮像素子 4 4 (図 3 参照) や結像用の光学系が内蔵されている。

10

【 0 0 3 2 】

湾曲部 2 0 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 1 7 のアングルノブ 2 6 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 2 0 が湾曲することにより、先端部 1 9 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 2 1 は、食道や腸など曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 1 6 には、撮像素子 4 4 を駆動する駆動信号や撮像素子 4 4 が出力する撮像信号を通信する通信ケーブルや、光源装置 1 3 から供給される照明光を照明窓 2 2 に導光するライトガイド 4 3 (図 3 参照) が挿通されている。

【 0 0 3 3 】

20

操作部 1 7 には、アングルノブ 2 6 の他、処置具を挿入するための鉗子口 2 7、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

【 0 0 3 4 】

ユニバーサルコード 1 8 には、挿入部 1 6 から延設される通信ケーブルやライトガイド 4 3 が挿通されており、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 側の端部には、コネクタ 2 8 が取り付けられている。コネクタ 2 8 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、通信用コネクタには通信ケーブルの一端が、光源用コネクタにはライトガイド 4 3 の一端がそれぞれ配設される。内視鏡 1 1 は、このコネクタ 2 8 を介して、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。

30

【 0 0 3 5 】

図 3 に示すように、光源装置 1 3 は、半導体光源ユニット 3 1 と、これらを駆動制御する光源制御部 3 2 とを備えている。光源制御部 3 2 は、光源装置 1 3 の各部の駆動タイミングや同期タイミングなどの制御を行う。

【 0 0 3 6 】

半導体光源ユニット 3 1 は、青色領域において特定の波長域に制限された狭帯域光をそれぞれ発光する 3 つのレーザ光源 L D 1 ~ L D 3 と、蛍光体 3 7 とを有している。図 4 に示すように、レーザ光源 L D 1 は、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 445 nm に制限された狭帯域光 N 1 を発光する。レーザ光源 L D 2 は、波長域が $470 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 473 nm に制限された狭帯域光 N 2 を発光する。レーザ光源 L D 3 は、波長域が $400 \pm 10 \text{ nm}$ に、好ましくは 405 nm に制限された狭帯域光 N 3 を発光する。レーザ光源 L D 1 ~ L D 3 としては、InGaP 系、InGaAs 系、GaAs 系のレーザダイオードを用いることができる。また、レーザ光源 L D 1 ~ L D 3 としては、高出力化が可能なストライプ幅 (導波路の幅) が広いブロードエリア型のレーザダイオードが好ましい。

40

【 0 0 3 7 】

光源制御部 3 2 は、ドライバ 3 3 を介してレーザ光源 L D 1 ~ L D 3 の点灯、消灯、光量の制御を行う。レーザ光源 L D 1 が発光する狭帯域光 N 1 は、蛍光体 3 7 に入射する。蛍光体 3 7 としては、例えば、YAG 系、BAM (B g M g A l ₁₀ O ₁₇) 系等の蛍光体を使用される。

50

【 0 0 3 8 】

蛍光体 3 7 に入射した、狭帯域光 N 1 は、蛍光体 3 7 を励起させ、緑色領域から赤色領域に渡る波長域の蛍光 F L を発光させる。蛍光体 3 7 は、狭帯域光 N 1 の一部を吸収して蛍光 F L を発光するとともに、残りの狭帯域光 N 1 を透過させる。蛍光体 3 7 を透過する狭帯域光 N 1 は、蛍光体 3 7 によって拡散される。透過する狭帯域光 N 1 と励起される蛍光 F L によって白色光 W が生成され、生成された白色光 W がコンバイナ 3 6 に導光される。

【 0 0 3 9 】

他方、レーザ光源 L D 2、L D 3 が発光する光は、蛍光体 3 7 を介さずに光ファイバ 3 4 によってコンバイナ 3 6 に導光される。コンバイナ 3 6 は、各光ファイバ 3 4 からの光を合波する機能を持つ光学部材であり、選択的に入射する各光ファイバ 3 4 からの光の光軸を 1 つに結合する。

10

【 0 0 4 0 】

図 3 において、コンバイナ 3 6 の下流側には、集光レンズ 3 8 とロッドインテグレータ 3 9 が配置されている。集光レンズ 3 8 は、コンバイナ 3 6 から出射した光を集光して、ロッドインテグレータ 3 9 に入射させる。ロッドインテグレータ 3 9 は、入射した光を内部で多重反射させることにより面内光量分布を均一化して、光源装置 1 3 に接続された内視鏡 1 1 のライトガイド 4 3 の入射端に光を入射させる。

【 0 0 4 1 】

内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、撮像素子 4 4、アナログ処理回路 4 5 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、ライトガイド 4 3 の入射端が配置されたコネクタ 2 8 が光源装置 1 3 に接続されたときに、入射端が光源装置 1 3 のロッドインテグレータ 3 9 の出射端と対向する。

20

【 0 0 4 2 】

照明窓 2 2 の奥には、照明光の配光角を調整する照射レンズ 4 8 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された光はライトガイド 4 3 により照射レンズ 4 8 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 5 1 と撮像素子 4 4 が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 5 1 に入射し、対物光学系 5 1 によって撮像素子 4 4 の撮像面 4 4 a に結像される。

30

【 0 0 4 3 】

撮像素子 4 4 は、C C D イメージセンサや C M O S イメージセンサなどからなり、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列された撮像面 4 4 a を有している。撮像素子 4 4 は、撮像面 4 4 a で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は撮像信号として撮像素子 4 4 から出力されて、撮像信号は A F E 4 5 に送られる。

【 0 0 4 4 】

撮像素子 4 4 は、カラー撮像素子であり、撮像面 4 4 a には、図 5 に示すような分光特性を有する B、G、R の 3 色のマイクロカラーフィルタが各画素に割り当てられている。ここで、B のマイクロカラーフィルタが設けられた画素を B 画素とし、G のマイクロカラーフィルタが設けられた画素を G 画素とし、R のマイクロカラーフィルタが設けられた画素を R 画素とする。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

40

【 0 0 4 5 】

図 6 A、図 6 B に示すように、撮像素子 4 4 では、1 フレームの取得期間内で、信号電荷を蓄積する蓄積動作と、蓄積した信号電荷を読み出す読み出し動作が行われる。図 6 A に示すように、通常観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせて白色光 W が観察部位に照射され、その反射光が撮像素子 4 4 に入射する。撮像素子 4 4 は、B、G、R の各画素の輝度値が混在した 1 フレーム分の撮像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。

50

【 0 0 4 6 】

図 6 B に示すように、機能情報観察モードにおいては、蓄積タイミングに合わせてレーザ光源 L D 1、L D 2、L D 3 が順次点灯する。レーザ光源 L D 1 が点灯すると、通常観察モードと同様に、照明光として白色光 W が観察部位に照射される。レーザ光源 L D 2 が点灯すると、照明光として狭帯域光 N 2 が観察部位に照射される。レーザ光源 L D 3 が点灯すると、照明光として狭帯域光 N 3 が観察部位に照射される。

【 0 0 4 7 】

白色光 W は、観察部位で反射した後、マイクロカラーフィルタで色分離されて、B、G、R の全ての画素に入射する。他方、狭帯域光 N 2、N 3 は、観察部位で反射した後、B 画素にのみ入射する。機能情報観察モードにおいても、通常観察モードと同様に、撮像素子 4 4 は、B、G、R の各画素の輝度値が混在した 1 フレーム分の撮像信号 B、G、R をフレームレートに従って順次出力する。こうした撮像動作は、機能情報観察モードに設定されている間、繰り返される。

10

【 0 0 4 8 】

図 3 に示すように、A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、及びアナログ / デジタル変換器 (A / D) (いずれも図示省略) から構成されている。C D S は、撮像素子 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数に応じた階調値を持つデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2

20

【 0 0 4 9 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 6 に接続されており、コントローラ 5 6 から入力されるベースクロック信号に同期して、撮像素子 4 4 に対して駆動信号を入力する。撮像素子 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 に出力する。

【 0 0 5 0 】

また、図 3 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、コントローラ 5 6 の他、D S P (Digital Signal Processor) 5 7、画像処理部 5 8 と、フレームメモリ 5 9 と、表示制御回路 6 0 を備えている。コントローラ 5 6 は、C P U、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M、プログラムをロードして作業メモリとして機能する R A M などからなり、C P U が制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置 1 2 の各部を制御する。

30

【 0 0 5 1 】

D S P 5 7 は、撮像素子 4 4 が出力する撮像信号を取得する。D S P 5 7 は、B、G、R の各画素に対応する信号が混在した撮像信号を、3 色の撮像信号に分離し、各色の撮像信号に対して画素補間処理を行って、B、G、R の各色の分光画像を生成する。この他、D S P 5 7 は、ガンマ補正や、B、G、R の各分光画像の撮像信号に対してホワイトバランス補正などの信号処理を施す。

【 0 0 5 2 】

フレームメモリ 5 9 は、D S P 5 7 が出力する画像データや、画像処理部 5 8 が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路 6 0 は、フレームメモリ 5 9 から画像処理済みの画像データを読み出して、コンポジット信号やコンポーネント信号などのビデオ信号に変換してモニタ 1 4 に出力する。

40

【 0 0 5 3 】

画像処理部 5 8 には、通常画像処理部 6 1、機能画像処理部 6 2 が設けられている。通常画像処理部 6 1 は、通常観察モードにおいて、D S P 5 7 によって色分離された B、G、R の分光画像 B、G、R に基づいて、白色画像 W を生成する。通常画像処理部 6 1 は、フレームメモリ 5 9 内の分光画像 B、G、R が更新される毎に、白色画像 W を生成する。白色画像 W は、撮像素子 4 4 の B 画素の信号に基づく青色の分光画像 (狭帯域光 N 1 (4

50

45 nm)を含む青色成分を有する)と、G画素の信号に基づく緑色の分光画像と、R画素の信号に基づく赤色の分光画像とからなる。

【0054】

他方、機能画像処理部62は、機能情報観察モードにおいて、白色光W、狭帯域光N2、N3の照射タイミングとその反射光の撮像タイミングに合わせて、白色画像W、分光画像PB2、PB3を取得する。分光画像PB2は、狭帯域光N2を照射して撮像した際に得られたB画素の信号に基づく青色の分光画像(狭帯域光N2(473nm)を含む青色成分を有する)であり、分光画像PB3は、狭帯域光N3を照射して撮像した際に得られたB画素の信号に基づく青色の分光画像(狭帯域光N3(405nm)を含む青色成分を有する)である。

10

【0055】

そして、機能画像処理部62は、白色画像W、及び白色画像Wの青色の分光画像PB1の輝度値S1、分光画像PB2の輝度値S2、分光画像PB3の輝度値S3に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度StO2と血管深さDを算出し、これらの情報を画像化する。なお、輝度値S3は、観察部位の明るさのレベルを表すものであり、輝度値S1、S2を比較するために、輝度値S1、S2を規格化するための参照信号である。

【0056】

ただし、酸素飽和度StO2及び深さDを求める際には、輝度値S1~S3が同じ部位の輝度値を示すものであること、すなわち、輝度値S1~S3を有する画素が、同じ部位で反射された光を電荷として蓄積したものであることが前提となっている。しかし、分光画像PB1~PB3は、同時に撮影されたものではないので、分光画像PB1~PB3の間には、手ぶれ、視野の移動、心拍や呼吸などによる患者の体動によって、位置ズレが存在する。このため、従来は、パターンマッチングにより分光画像PB1~PB3の位置合わせを行ってから、酸素飽和度StO2及び深さDを求めていた。しかし、分光画像PB1~PB3は、画像が平行にずれているだけでなく、患者の体動などに起因する歪みも存在するので、正確に位置を合わせるのは困難であり、また、位置合わせの精度を高めようとすると、位置合わせの処理負荷が増大しコストアップや処理速度の低下を招いてしまう。

20

【0057】

一方、位置合わせを行わずに、分光画像PB1~PB3の画素のうち、撮像素子44上で同じ位置に存在する画素から得られた輝度値S1~S3を用いて酸素飽和度StO2及び深さDを求めると、精度良く酸素飽和度を求めることができず、これらの情報を表示した際に、アーチファクトが発生し、画面がちらついてしまう。

30

【0058】

このため、機能画像処理部62では、位置合わせを行うことなく、かつ、酸素飽和度や血管深さの情報を表示しても画面がちらつかない手法で、酸素飽和度や血管深さの算出及び算出した情報の表示を行っている。以下、このような機能画像処理部62の具体的な構成について説明する。

【0059】

図7に示すように、機能画像処理部62は、疑似分光画像生成部63、輝度比算出部64、相関関係記憶部65、血管深さ-酸素飽和度算出部66と、血管深さ画像生成部67及び酸素飽和度画像生成部68を備えている。また、疑似分光画像生成部63は、ヒストグラム解析部90、トーンカーブ生成部91を備えている。

40

【0060】

ヒストグラム解析部90は、分光画像PB1~PB3を解析してこれらの濃度ヒストグラムを調べる。周知のように、濃度ヒストグラムは、画素値(輝度値)と、各画素値の頻度(各画素値を有する画素の数)との関係を表すものであり、例えば、横軸を画素値、縦軸を頻度としたグラフで表される(図8~図10参照)。

【0061】

図8に示すように、ヒストグラム解析部90は、分光画像PB1~PB3を、例えば1

50

6 分割し、分割された各エリア毎の濃度ヒストグラムを調べる。なお、図 8 では、上段が各分光画像 P B 1 ~ P B 3 の濃度ヒストグラムを調べるエリアの位置を示し、中段が上段のエリアの画像を視覚化したものである。このように、中段エリアの画像は各分光画像 P B 1 ~ P B 3 の 1 つのエリアの画像を示すものであるが、図 8 及び後述する図 9、図 10 では対応する分光画像と同様の符号 P B 1 ~ P B 3 を付している。図 8 の下段は、中段の各画像 P B 1 ~ P B 3 を解析することによって得られた濃度ヒストグラム H G 1 ~ H G 3 を示している。濃度ヒストグラム H G 1 は分光画像 P B 1 に、濃度ヒストグラム H G 2 は分光画像 P B 2 に、濃度ヒストグラム H G 3 は分光画像 P B 2 にそれぞれ対応している。ヒストグラム解析部 90 は、エリア毎に順次濃度ヒストグラム H G 1 ~ H G 3 を調べ、最終的に全ての分光画像 P B 1 ~ P B 3 の全てのエリアの濃度ヒストグラム H G 1 ~ H G 3 を調べる。

10

【 0 0 6 2 】

トーンカーブ生成部 91 は、後述する濃淡変換処理において用いられる 2 つのトーンカーブ T C a、T C b (図 9、図 10 参照) を生成する。周知のように、トーンカーブは、入力画素値と出力画素値との関係を表すものであり、例えば、横軸を入力階調値、縦軸を出力階調値とし、各入力階調値に対する出力階調値を示す点の集合からなる線分として表される (図 9、図 10 参照)。

【 0 0 6 3 】

図 9 に示すように、トーンカーブ T C a は、分光画像 P B 1 (4 4 5 n m) の濃度ヒストグラム H G 1 と、分光画像 P B 2 (4 7 3 n m) の濃度ヒストグラム H G 2 とを比較し、この比較結果に基づいて生成される。このトーンカーブ T C a は、濃度ヒストグラム H G 1 を濃度ヒストグラム H G 2 に変換するためのトーンカーブである。

20

【 0 0 6 4 】

トーンカーブ T C a はエリア毎に生成される。すなわち、本例のように、分光画像 P B 1 を 16 のエリアに区画した場合、分光画像 P B 1 の各エリアの画像が、分光画像 P B 2 の対応する各エリアの画像と同様の濃度ヒストグラムとなるように、16 種類のトーンカーブ T C a が生成される。

【 0 0 6 5 】

例えば、図 9 の分光画像 P B 2 は、分光画像 P B 1 に対して低階調 (画素値の低い部分) から高階調 (画素値の高い部分) まで広範囲に画素値が存在する、すなわちコントラストが高いことが判る。この場合、トーンカーブ生成部 91 で生成されるトーンカーブ T C a は、分光画像 P B 1 のコントラストを上げるように、低階調 (画素値の低い) 部分については出力値を引き下げ、高階調 (画素値の高い) 部分については出力値を引き上げるものとなる。

30

【 0 0 6 6 】

他方、図 10 に示すように、トーンカーブ T C b は、分光画像 P B 1 (4 4 5 n m) の濃度ヒストグラム H G 1 と、分光画像 P B 3 (4 0 5 n m) の濃度ヒストグラム H G 3 とを比較し、この比較結果に基づいて生成される。このトーンカーブ T C b は、濃度ヒストグラム H G 1 を濃度ヒストグラム H G 3 に変換するためのトーンカーブである。

【 0 0 6 7 】

トーンカーブ生成部 91 は、トーンカーブ T C a の生成と同様の手法で、エリア毎にトーンカーブ T C b を生成する。すなわち、本例では、分光画像 P B 1 の各エリアの画像が、分光画像 P B 3 の対応する各エリアの画像と同様の濃度ヒストグラムとなるように、16 種類のトーンカーブ T C b が生成される。

40

【 0 0 6 8 】

例えば、図 10 の分光画像 P B 3 は、分光画像 P B 1 に対して頻度の高い画素値が低階調に集中している、すなわち、暗い画像であることが判る。この場合、トーンカーブ生成部 91 で生成されるトーンカーブ T C b は、分光画像 P B 1 の画素値を全体的に下げるように、下方へ湾曲した弓形のものとなる。

【 0 0 6 9 】

50

疑似分光画像生成部 63 は、分光画像 P B 1 の各エリアに対してこのエリアに対応するトーンカーブ T C a を用いた濃淡変換処理を施すことによって、図 9 に示すように、エリア毎の濃淡変換画像 P B 2 ' を生成する。この濃淡変換画像 P B 2 ' は、分光画像 P B 1 に対して位置ズレがなく、かつ、分光画像 P B 2 と同様の濃度ヒストグラムを有する（コントラストが高い）ものとなる。なお、図 17 に示す濃淡変換画像 P B 2 ' は、後述する疑似分光画像 P B 2 ' の 1 つのエリアの画像を示すものであるが、両者に同様の符号を付している。

【 0 0 7 0 】

疑似分光画像生成部 63 は、分光画像 P B 1 のエリア毎に順次トーンカーブ T C a を用いた濃淡変換処理を行い、最終的に分光画像 P B 1 の全てのエリアの濃淡変換画像 P B 2 ' を生成する。この後、疑似分光画像生成部 63 は、各エリアの濃淡変換画像 P B 2 ' を 1 つに連結することによって疑似分光画像 P B 2 ' を生成する。このようにして生成された疑似分光画像 P B 2 ' は、分光画像 P B 1 に対して位置ズレがなく、かつ、各エリアの濃度ヒストグラムが分光画像 P B 2 と同様となる。

10

【 0 0 7 1 】

また、疑似分光画像生成部 63 は、分光画像 P B 1 の各エリアに対してこのエリアに対応するトーンカーブ T C b を用いた濃淡変換処理を施すことによって、図 10 に示すように、エリア毎の濃淡変換画像 P B 3 ' を生成する。この濃淡変換画像 P B 3 ' は、分光画像 P B 1 に対して位置ズレがなく、かつ、分光画像 P B 3 と同様の濃度ヒストグラムを有する（輝度が全体的に低い）ものとなる。なお、図 10 に示す濃淡変換画像 P B 3 ' は、後述する疑似分光画像 P B 3 ' の 1 つのエリアの画像を示すものであるが、両者に同様の符号を付している。

20

【 0 0 7 2 】

疑似分光画像生成部 63 は、分光画像 P B 1 のエリア毎に順次トーンカーブ T C b を用いた濃淡変換処理を行い、最終的に分光画像 P B 1 の全てのエリアの濃淡変換画像 P B 3 ' を生成する。この後、疑似分光画像生成部 63 は、各エリアの濃淡変換画像 P B 3 ' を 1 つに連結することによって疑似分光画像 P B 3 ' を生成する。このようにして生成された疑似分光画像 P B 3 ' は、分光画像 P B 1 に対して位置ズレがなく、かつ、各エリアの濃度ヒストグラムが分光画像 P B 2 と同様となる。

【 0 0 7 3 】

30

なお、本例では、トーンカーブ生成部により、曲線状のトーンカーブが生成される例で説明をしたが、折れ線状のトーンカーブが生成されるように構成してもよい。また、入力値が最小である場合は出力値も最小となり、かつ、入力値が最大である場合は出力値も最大となるトーンカーブすなわち、一端と他端の位置が固定されており、この一端と他端を結ぶ部分の形状のみが変化するトーンカーブが生成される例で説明をしたが、一端と他端の位置も変化するトーンカーブが生成されるように構成してもよい。さらに、予め複数種類のトーンカーブを記憶させておき、濃度ヒストグラムの比較結果に基づいて、いずれのトーンカーブを用いるかを決定するように構成してもよい。

【 0 0 7 4 】

輝度比算出部 64 は、酸素飽和度及び血管深さの算出に用いられる第 1 及び第 2 輝度比を算出する。第 1 輝度比は、分光画像 P B 1 の輝度値 S 1 と疑似分光画像 P B 3 ' の輝度値 S 2 ' 間の比 ($S 1 / S 2 '$) で表され、第 2 輝度比は、疑似分光画像 P B 2 ' の輝度値 S 2 ' と疑似分光画像 P B 3 ' の輝度値 S 3 ' 間の比 ($S 2 ' / S 3 '$) で表される。第 1 及び第 2 輝度比は、各画像間の全ての画素について算出される。ここで、疑似分光画像 P B 2 ' 、 P B 3 ' は、分光画像 P B 1 を濃度変換処理することにより生成されたものであるため、これら画像間には位置ズレが無いとため、第 1 及び第 2 輝度比は適切な値となっている。このような適切な第 1 及び第 2 輝度比を用いることで、酸素飽和度及び血管深さを精度良く求めることができる。

40

【 0 0 7 5 】

なお、以下の説明においては、第 1 輝度比については「 $S 1 / S 2 '$ 」から「 $'$ 」を除

50

いた「 S_1 / S_2 」とし、第2輝度比については「 S_2' / S_3' 」から「 $'$ 」を除いた「 S_2 / S_3 」とする。

【0076】

相関関係記憶部65は、第1及び第2輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 と、血管中の酸素飽和度及び血管深さとの相関関係を記憶している(図12参照)。この相関関係は、図11に示す生体組織の光反射特性と、これまでの診断等で蓄積された多数の画像解析により得られたものである。

【0077】

図11において、酸素と結合していない還元ヘモグロビン70と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン71は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光係数 μ_a を示す等吸収点(図11における各ヘモグロビン70、71の交点)を除いて、吸光係数 μ_a に差が生じる。例えば、狭帯域光N1(445nm)、N2(473nm)では、吸光係数 μ_a に差があるため、酸素飽和度が変化すると、分光画像PB1、PB2の輝度値 S_1 、 S_2 は変化する。一方、狭帯域光N3(405nm)では、吸光係数 μ_a に差がないので、酸素飽和度が変化しても、分光画像PB3の輝度値は変化しない。

【0078】

このような生体組織の光反射特性、及び、これまでの診断等で蓄積された多数の画像解析により、具体的には、図12に示す相関関係が得られる。そして、この相関関係が相関関係記憶部65に記憶されている。

【0079】

図12において、輝度座標系96は、XYの2軸を持つXY座標系であり、X軸に第1輝度比 S_1 / S_3 が割り当てられ、Y軸に第2輝度比 S_2 / S_3 が割り当てられている。血管情報座標系97は、輝度座標系96上に設けられたUVの2軸を持つUV座標系であり、U軸は血管深さDに、V軸は酸素飽和度 S_{tO_2} に割り当てられている。U軸は血管深さが輝度座標系96に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このU軸に関して、右斜め上にいくほど血管が浅い位置にあることを、左斜め下に行くほど血管が深い位置にあることを示している。一方、V軸は、酸素飽和度 S_{tO_2} が輝度座標系に対して負の相関関係を有することから、負の傾きを有している。このV軸に関して、左斜め上に行くほど酸素飽和度 S_{tO_2} が低いことを、右斜め下に行くほど、酸素飽和度 S_{tO_2} が高いことを示している。また、血管情報座標系97においては、U軸とV軸とは交点Pで直交している。

【0080】

血管深さ - 酸素飽和度算出部66には、輝度比算出部64により算出された画素毎の第1輝度比 S_1 / S_3 及び第2輝度比 S_2 / S_3 が入力される。血管深さ - 酸素飽和度算出部66は、第1及び第2輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 が入力されると、相関関係記憶部65に記憶された相関関係を参照して、入力された第1及び第2輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 に対応する酸素飽和度 S_{tO_2} と血管深さDを特定する。

【0081】

血管深さ - 酸素飽和度算出部66に入力された第1輝度比 S_1 / S_3 及び第2の輝度比 S_2 / S_3 を、それぞれ第1輝度比を S_1^* / S_3^* 、第2輝度比を S_2^* / S_3^* とすると、血管深さ - 酸素飽和度算出部66は、次のようにして、酸素飽和度 S_{tO_2} と血管深さDを特定する。

【0082】

血管深さ - 酸素飽和度算出部66は、図13Aに示すように、輝度座標系96において、第1及び第2輝度比 S_1^* / S_3^* 、 S_2^* / S_3^* に対応する座標(X^* 、 Y^*)を特定する。座標(X^* 、 Y^*)が特定されたら、図13Bに示すように、血管情報座標系97において、特定した座標(X^* 、 Y^*)を、酸素飽和度の座標軸であるV軸と、血管深さの座標軸であるU軸にそれぞれ射影して、座標(U^* 、 V^*)を特定する。これにより、1つの画素について、血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求まる。血管深さ - 酸素飽和度算出部66は、こうした処理を1画面分の全画素について繰り返して、全画

10

20

30

40

50

素に対する血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* を求める。

【0083】

図7において、血管深さ画像生成部67には、RGBゲインテーブル67aが記憶されている。図14に示すように、RGBゲインテーブル67aでは、血管深さが横軸、白色画像Wの中の青色の分光画像PB1、緑色の分光画像PG1、赤色の分光画像PR1に対するゲイン値 g_r 、 g_g 、 g_b が縦軸に割り当てられている。ここで、白色画像Wは、白色光Wを照射して撮像されたもの、すなわち、機能情報観察モードの1フレーム目の撮像により取得されるものである。

【0084】

血管深さ画像生成部67は、血管深さ - 酸素飽和度算出部66で求めた血管深さとRGBゲインテーブル67aとを用い、血管深さの情報を白色画像Wに反映させる。具体的には、RGBゲインテーブル67aにおいて、血管深さ - 酸素飽和度算出部66で求めた血管深さに対応するゲイン値を、白色画像Wの画素毎に特定する。そして、各画素毎に、ゲイン値を白色画像Wの画素値に掛け合わせるにより血管深さ画像を得る。

10

【0085】

図14に示すように、RGBゲインテーブル67aは、血管深さが深くなるほど、ゲイン値 g_r が徐々に大きくなり、ゲイン値 g_g 、 g_b が徐々に小さくなる。このため、図15に示すように、生成される血管深さ画像73は、表層血管75から中層血管76、深層血管77へ向かうほど白色画像Wの色合いと比較して赤が強くなる。

【0086】

20

また、図7において、酸素飽和度画像生成部68には、RGBゲインテーブル68aが記憶されている。図16に示すように、RGBゲインテーブル68aでは、酸素飽和度が横軸、白色画像Wの中の青色の分光画像PB1、緑色の分光画像PG1、赤色の分光画像PR1に対するゲイン値 g_r 、 g_g 、 g_b が縦軸に割り当てられている。

【0087】

酸素飽和度画像生成部68は、血管深さ - 酸素飽和度算出部66で求めた酸素飽和度とRGBゲインテーブル68aとを用い、血管深さの情報を白色画像Wに反映させる。具体的には、RGBゲインテーブル68aにおいて、血管深さ - 酸素飽和度算出部66で求めた酸素飽和度に対応するゲイン値を、白色画像Wの画素毎に特定する。そして、各画素毎に、ゲイン値を白色画像Wの画素値に掛け合わせるにより酸素飽和度画像を得る。

30

【0088】

図16に示すように、RGBゲインテーブル68aは、酸素飽和度が100%~60%の間はゲイン値 g_r 、 g_g 、 g_b はすべて1に設定されている。一方、酸素飽和度が60%を下回ると、ゲイン値 g_r は酸素飽和度の低下に伴って徐々に小さくなり、ゲイン値 g_g 、 g_b は酸素飽和度の低下に伴って徐々に大きくなる。このため、図17に示すように、生成される血管深さ画像74は、酸素飽和度が100%~60%の領域80は、白色画像Wと同じ色合いで再現され、酸素飽和度が60%を下回る領域81は、白色画像Wよりもシアンの色合いが強くなる。さらに、領域81内においても、酸素飽和度が低下するほどシアンの色合いが強くなる。なお、正常な状態での酸素飽和度は、動脈では100%、静脈では70%程度である

40

【0089】

本実施形態では、血管深さや酸素飽和度に応じて白色画像Wの画素値を変化させるが、画素値自体ではなく、色相、明度、彩度などの白色画像Wの色特性値を酸素飽和度に応じて変化させてもよい。その際、血管深さや酸素飽和度に応じて色相、明度、彩度を変化させる場合には、RGBゲインテーブルに代えて、血管深さや酸素飽和度と、白色画像Wの画素値を色相、明度、彩度に変換するための変換値とを関連付けた色相マトリックス、明度マトリックス、彩度マトリックスを用いる。

【0090】

また、本実施形態では、酸素飽和度が60%を下回ったときにゲイン値を変化させるようにしたが、これに限らず、60%よりももっと低い値に設定し、著しく低酸素な領域の

50

み強調するようにしてもよい。また、これとは反対に60%よりも少し高めの値に設定し、少しでも低酸素の疑いのある領域を強調するようにしてもよい。

【0091】

さらに、本実施形態では、ゲイン値を画像信号に掛け合わせることで色調を変化させたが、log変換した画像信号にゲイン値に相当のオフセット値を加算するようにしてもよい。

【0092】

表示制御回路60は、上述のように生成された血管深さ画像や酸素飽和度を順次取得し、これら順次取得した画像を血管深さ動画、酸素飽和度動画としてモニタ14に表示する。これら血管深さ動画及び酸素飽和度動画は、濃淡変換処理によって位置ズレが補正された画像に基づいて生成されたものであるため、ちらつくことがなく、また、動画中の血管深さや酸素飽和度に関する情報も正確に表示されている。

10

【0093】

なお、上記動画の表示態様としては様々なパターンが考えられる。例えば、図17Aに示すように、血管深さ動画と酸素飽和度動画をモニタ14に並列表示してもよい。また、図17Bに示すように、血管深さ動画及び酸素飽和度動画のうちのいずれか一方のみをモニタ14に表示し、コンソール15の操作によって、モニタ14に表示する動画を適宜切り替えるようにしてもよい。

【0094】

次に、図19に示すフローチャートをもとに、血管深さ画像や酸素飽和度画像が表示されるまでの手順について説明する。なお、後述する各ステップで行われる処理の詳細についてはすでに説明しているので、以下では、血管深さ画像や酸素飽和度画像が表示されるまでの流れについて説明し、各ステップでの処理については説明を簡略化している。

20

【0095】

図19に示すように、白色光Wを照射して撮像することによって1フレーム目の撮像を行い、白色画像Wと、白色画像Wの青色の分光画像PB1を生成する。次に狭帯域光N2を照射して2フレーム目の撮像を行い、この撮像により得られた画像の青色の分光画像PB2を生成する。続けて、狭帯域光N3を照射して3フレーム目の撮像を行い、この撮像により得られた画像の青色の分光画像PB3を生成する。

【0096】

30

分光画像PB1～PB3の生成後、これらの濃度ヒストグラムを解析する。濃度ヒストグラムは各分光画像PB1～PB3のエリア毎に解析され、最終的には全ての分光画像の全てのエリアについて濃度ヒストグラムが解析される。

【0097】

分光画像PB1～PB3の濃度ヒストグラムの解析後、分光画像PB1、PB2の濃度ヒストグラムを比較し、この比較結果に基づいて、分光画像PB1の濃度ヒストグラムを分光画像PB2の濃度ヒストグラムと同様のものにするためのトーンカーブTCaを生成する。トーンカーブTCaは、分光画像PB1の各エリアの濃度ヒストグラムを分光画像PB2の対応するエリアの濃度ヒストグラムと同様のものとするために、エリアの数だけ生成される。

40

【0098】

続けて、分光画像PB1、PB3の濃度ヒストグラムを比較し、この比較結果に基づいて、分光画像PB1の濃度ヒストグラムを分光画像PB3の濃度ヒストグラムと同様のものにするためのトーンカーブTCbを生成する。トーンカーブTCbもトーンカーブTCaと同様にエリアの数だけ生成される。

【0099】

トーンカーブTCa、TCbが生成されると、分光画像PB1をトーンカーブTCaで濃淡変換した疑似分光画像PB2'、及び、分光画像PB1をトーンカーブTCbで濃淡変換した疑似分光画像PB3'を生成する。このように生成された疑似分光画像PB2'は、分光画像PB1と位置ズレがなく、分光画像PB2と同様の濃度ヒストグラムを有す

50

るものである。同様に、疑似分光画像 $P B 3'$ は、分光画像 $P B 1$ と位置ズレがなく、分光画像 $P B 3$ と同様の濃度ヒストグラムを有するものである。

【0100】

疑似分光画像 $P B 2'$ 、 $P B 3'$ が生成されると、分光画像 $P B 1$ と疑似分光画像 $P B 2'$ 、 $P B 3'$ から、第1輝度比 $S 1 / S 3$ 、及び、第2輝度比 $S 2 / S 3$ が算出される。第1輝度比 $S 1 / S 3$ 、及び、第2輝度比 $S 2 / S 3$ が算出されると、これらと血管深さ及び酸素飽和度との相関関係から、血管深さ及び酸素飽和度が算出される。そして、白色画像 W に血管深さや酸素飽和度を示す情報が付加された血管深さ画像及び酸素飽和度画像が生成される。生成された画像はモニタ 14 上で酸素飽和度動画、血管深さ動画として表示される。

10

【0101】

このように、本発明では、血管の深さや酸素飽和度を算出する際に、分光画像 $P B 1$ と位置ズレのない疑似分光画像 $P B 2'$ 、疑似分光画像 $P B 3'$ を用いているので、従来と比較して位置合わせを行う手間を省くことができる。また、血管深さや酸素飽和度の算出及び表示に関わる画像の全てに位置ズレがないので、血管深さや酸素飽和度の情報が画像間の位置ズレにより本来表示されるべき位置からずれた位置に表示されることもない。このため、血管深さや酸素飽和度の情報を表示した際のアーチファクトや画面のちらつきを防止できる。

【0102】

なお、血管深さ情報と酸素飽和度情報は、画像に代えて又は加えて、文字情報として表示してもよい。また、酸素飽和度を画像化しているが、酸素飽和度画像には、上記例で示した形態に代えて、又はそれに加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスを画像化したものも含まれる。

20

【0103】

また、本実施形態では、参照信号として輝度値 $S 3$ （すなわち、狭帯域光 $N 3$ を照射して撮像された画像の輝度値）を用いて酸素飽和度や血管深さを算出する例で説明をしたが、輝度値 $S 3$ は参照信号であるので、輝度値 $S 3$ に代えて、狭帯域光 $N 3$ とは波長域の異なる光を照射して撮像された画像の輝度値を参照信号として用い、酸素飽和度（及び血管深さ）を算出してもよい。

30

【0104】

狭帯域光 $N 3$ とは波長域の異なる光としては、例えば、狭帯域光 $N 1$ （すなわち、波長域が $440 \pm 10 \text{ nm}$ の光）が考えられる。このとき、参照信号として用いられる輝度値は（輝度値 $S 3$ の代わりに用いられる輝度値は）、狭帯域光 $N 1$ を照射して撮像された画像の輝度値（すなわち、輝度値 $S 1$ ）である。

【0105】

このように、輝度値 $S 3$ に代えて輝度値 $S 1$ を用いる場合は、狭帯域光 $N 1$ を発光するレーザ光源 $L D 3$ や、レーザ光源 $L D 3$ からの狭帯域光 $N 1$ を導光する光ファイバ 34 などの導光手段を廃止できる。また、輝度値 $S 1$ は、白色光 W を照射して撮像された白色画像 W の分光画像 $P B 1$ の輝度値である。よって、機能情報観察モードの1フレーム目の撮像で輝度値 $S 1$ を取得できる。このため、機能情報観察モードの3フレーム目の撮像を行わずに酸素飽和度（及び、血管深さ）を算出できる。なお、酸素飽和度（及び血管深さ）を算出する際には、第1、第2輝度比と酸素飽和度（及び血管深さ）の相関関係が前述した図12とは異なるので、図12とは別の相関関係を用いる。

40

【0106】

もちろん、輝度値 $S 3$ に代えて輝度値 $S 1$ を用いる場合において、狭帯域光 $N 1$ を照射して3フレーム目の撮像を行い、3フレーム目に撮像された画像から輝度値 $S 1$ を取得してもよい。ただし、この場合、1フレーム目に撮像された画像と、3フレーム目に撮像された画像との間には位置ズレが存在する。このため、酸素飽和度（及び、血管深さ）を算出する際には、1フレーム目に撮像された画像を濃淡変換して、3フレーム目に撮像され

50

た画像と同様の濃度ヒストグラムを有する疑似画像を生成し、この疑似画像の輝度値を輝度値S1として用いる。

【0107】

なお、輝度値S3に代えて輝度値S1を用い、かつ、狭帯域光N1を照射して3フレーム目の撮像を行う場合、レーザ光源LD1から発光される狭帯域光N1の光路に蛍光体37を挿入または退避させる光路切り替え機構を設け、1フレーム目の撮像の際には狭帯域光N1の光路に蛍光体37を挿入し、3フレーム目の撮像の際には狭帯域光N1の光路から蛍光体37を退避させてもよい。もちろん、レーザ光源LD1を2つ設け、一方のレーザ光源LD1を蛍光体37を介して狭帯域光N1を照射する1フレーム目の撮像専用とし、他方のレーザ光源LD1を蛍光体37を介さずに狭帯域光N1を照射する3フレーム目の撮像専用としてもよい。

10

【0108】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、白色光W(445nm~700nm)、中心波長が473nmの狭帯域光N2、中心波長が405nmの狭帯域光N3の3種類の光を照射して撮像し、撮像によって得られた画像から血管深さと酸素飽和度を算出する内視鏡システムに本発明を適用する例で説明をしたが、第1白色光W1(440nm~700nm)と、第2白色光(460nm~700nm)との2種類の光を照射して撮像し、撮像によって得られた画像から血液量と酸素飽和度を算出する内視鏡システムに本発明を適用することも可能である。

20

【0109】

以下、血液量と酸素飽和度を算出する内視鏡システムに本発明を適用する例について、図20~図22をもとに説明する。なお、図20以降の図面を用いた説明では、上述した実施形態と同様の部材については同様の符号を付して説明を省略している。また、照明光の発光、撮像タイミング、酸素飽和度の算出方法以外については、第1実施形態と同様であるので、説明を省略する。

【0110】

図20に示すように、内視鏡システム100では、前述した第1実施形態から中心波長405nmの狭帯域光N3を発光する光源及びその関連部分(ドライバや導光手段など)を廃止している。また、蛍光体37はレーザ光源LD1と光ファイバ34との間ではなく、コンバイナ36と集光レンズ38との間に設けられている。そのため、中心波長445nmの狭帯域光N1だけでなく、中心波長473nmの狭帯域光N2が蛍光体37に入射する。したがって、狭帯域光N1が蛍光体37に入射したときには、狭帯域光N1とこの狭帯域光N1により蛍光体37で励起発光する蛍光を含む第1白色光W1が観察部位に照射される。一方、狭帯域光N2が蛍光体37に入射したときには、狭帯域光N2とこの狭帯域光N2により蛍光体37で励起発光する蛍光を含む第2白色光W2が観察部位に照射される。

30

【0111】

第2実施形態では、通常観察モード時は、第1実施形態と同様、第1白色光W1のみを観察部位に照射して撮像する。一方、機能情報観察モード時は、第1白色光W1と第2白色光W2を交互に照射し、各照射毎に撮像を行う。したがって、第1白色光W1の照射フレームにおいては白色画像W1が得られ、第2白色光W2の照射フレームにおいては、白色画像W2が得られる。そして、機能画像処理部101において、白色画像W1と、白色画像W2の中の青色の分光画像PB2とに基づいて、血液量と酸素飽和度の算出と画像化を行う。血液量と酸素飽和度の算出については、後述する。

40

【0112】

ここで、白色画像W1と分光画像PB2とは、撮像タイミングが異なるため、これら白色画像W1と分光画像PB2の間には、位置ズレが存在する。そこで、第1実施形態と同様に、濃淡変換処理によって、位置ズレを補正した疑似分光画像を生成する。この第2実施形態では、白色画像W1の中の青色の分光画像PB1の濃度ヒストグラムと、分光画

50

像 P B 2 の濃度ヒストグラムとに基づいて、第 1 実施形態と同様の方法でトーンカーブを生成する。そして、この生成したトーンカーブを用いて分光画像 P B 1 に濃淡変換処理を施すことによって、画像間の位置ずれが補正された疑似分光画像 P B 2 ' を得る。この疑似分光画像 P B 2 ' と、白色画像 W 1 とに基づいて生成される血液量画像及び酸素飽和度画像は、位置ズレが解消されているため、アーチファクトや画面のちらつきを軽減できる。

【 0 1 1 3 】

なお、血液量と酸素飽和度の算出には、疑似分光画像 P B 2 ' と白色画像 W 1 の中の緑色の分光画像 P G 1 との信号比 $B 2 / G 1$ 、及び、白色画像 W 1 の中の赤色の分光画像 P R 1 と分光画像 P G 1 との信号比 $R 1 / G 1$ の 2 つの信号比が用いられる。信号比 $B 2 / G 1$ と信号比 $R 1 / G 1$ と血液量及び酸素飽和度とは、図 2 1 A、B に示すような相関関係がある。図 2 1 A に示すように、血液量は信号比 $R 1 / G 1$ と相関関係があり、 $R 1 / G 1$ が大きくなるほど血液量も大きくなっている。また、図 2 1 B に示すように、酸素飽和度は信号比 $B 2 / G 1$ 、 $R 1 / G 1$ と相関関係を有している。この図 2 1 B では、酸素飽和度は等高線で表され、信号比 $B 2 / G 1$ が低くなるほど酸素飽和度は低くなっている。また、この図 2 1 B の相関関係によれば、信号比 $B 2 / G 1$ が同じでも信号比 $R 1 / G 1$ が異なれば、酸素飽和度も違ってくる。

【 0 1 1 4 】

図 2 1 B のような相関関係を用いることで、信号比 $B 2 / G 1$ 、 $B 2 / G 1$ から、各画素における酸素飽和度を求める。具体的には、図 2 2 に示すように、信号比 $B 2^* / G 1^*$ 、 $R 1^* / G 1^*$ 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 9 3 と酸素飽和度 = 1 0 0 % 限界の上限ライン 9 4 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。そして、図 2 2 の場合、対応点 P は 6 0 % の等高線上に位置するため、酸素飽和度は 6 0 % となる。

【 0 1 1 5 】

一方、対応点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 との間から外れている場合、対応点が下限ライン 9 3 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 9 4 よりも下方に位置するときには酸素飽和度を 1 0 0 % とする。なお、対応点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 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モニタ 1 4 に表示しないようにしてもよい。

【 0 1 1 6 】

[第 3 実施形態]

上記第 1 実施形態では、所望の波長域の照明光を発光する複数の光源を設け、各光源からの照明光を順次照射して撮像する例で説明をしたが、これに代えて、1 つの白色光源（キセノンランプなど）を設け、この白色光源から所望の波長域の照明光を、例えば回転フィルタなどで分離し、分離後の光を順次照射して撮像を行ってもよい。以下、このような光源及び回転フィルタを用いた内視鏡システムに本発明を適用する例について、図 2 3 ~ 図 2 7 をもとに説明する。

【 0 1 1 7 】

第 3 実施形態では、図 2 3 に示す内視鏡システム 2 0 0 を用いる。この内視鏡システム 2 0 0 は、光源装置 2 0 2 が第 1 実施形態の光源装置 1 3 と異なっている他、カラーの撮像素子 4 4 に代えて、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子 2 0 1 が内視鏡 1 1 に設けられている点が第 1 実施形態と異なる点である。それ以外については、第 1 実施形態と略同様であるため、説明を省略する。

【 0 1 1 8 】

光源装置 2 0 2 は、白色光源ユニット 2 0 3、回転フィルタ 2 0 4、モータ 2 0 5、シフト部 2 0 6、及び、これら光源装置 2 0 2 の各部を駆動制御する光源制御部 2 0 7 を備えている。

【 0 1 1 9 】

白色光源ユニット 2 0 3 は、光源 2 0 3 a と、絞り 2 0 3 b とからなる。光源 2 0 3 a

10

20

30

40

50

は、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドなどからなり、光源制御部 207 により駆動されて波長域が 400 nm ~ 700 nm の広帯域光 BB (図 25 参照) を発光する。絞り 203b は、光源制御部 207 により駆動されて広帯域光 BB の光量を調整する。

【0120】

図 24 に示すように、回転フィルタ 204 は、回転軸 210 を中心に回転自在に設けられている。回転軸 210 には、モータ 205 が接続されている。モータ 205 は光源制御部 207 によって駆動され、回転フィルタ 204 を回転させる。回転フィルタ 204 は回転軸 210 に近い内側領域 211 と、回転軸 210 から遠い外側領域 212 とを備えている。シフト部 206 は、光源制御部 207 によって駆動され、通常観察モードでは内側領域 211 を広帯域光 BB の光路上に挿入する内側位置へ回転フィルタ 204 を移動させ、機能画像観察モードでは外側領域 212 を広帯域光 BB の光路上に挿入する外側位置へ回転フィルタ 204 を移動させる。

【0121】

内側領域 211 には、R フィルタ 213、G フィルタ 214、B フィルタ 215 の 3 つのフィルタが配置されている。また、外側領域 212 には、R フィルタ 216、G フィルタ 217、B フィルタ 218、N1 フィルタ 219、N2 フィルタ 220、N3 フィルタ 221 の 6 つのフィルタが配置されている。図 25 に示すように、R フィルタ 213、216 は、広帯域光 BB のうち波長域が 580 nm ~ 760 nm の R 光を通過させる。G フィルタ 214、217 は、広帯域光 BB のうち波長域が 450 nm ~ 630 nm の G 光を通過させる。B フィルタ 215、218 は、広帯域光 BB のうち波長域が 380 nm ~ 500 nm の B 光を通過させる。また、N1 ~ N3 フィルタ 219 ~ 221 は、実施形態 1 で説明した狭帯域光 N1 ~ N3 をそれぞれ通過させる。

【0122】

このように、内視鏡システム 200 では、通常観察モードでは、RGB の 3 色の光が順次照射され、機能画像観察モードでは、RGB の 3 色に加え、3 種類の狭帯域光 N1 ~ N3 が順次照射される。そして、通常観察モードでは、図 26 に示すように、RGB 各色の照射に合わせて 3 フレーム分の撮像を行い、取得された RGB 各色の画像を合成することによって白色画像 W を生成してモニタ 14 に表示する。

【0123】

一方、機能画像観察モードでは、図 27 に示すように、6 フレーム分の撮像を行い、取得された 6 つの画像から酸素飽和度画像及び血管深さ画像を生成する。具体的には、RGB 各色の照射に合わせて撮像された 3 つの画像を合成することによって酸素飽和度画像及び血管深さ画像を生成する際のベースとなる白色画像 W を生成する。また、狭帯域光 N1 の照射に合わせて撮像された分光画像 PB1 の濃度ヒストグラムと、白色画像 W のうち B 色の照射により得られる青色画像 Bc の濃度ヒストグラムとを比較することによって、トーンカーブ T1 を生成する。これと同様に、狭帯域光 N2 の照射に合わせて撮像された分光画像 PB2 の濃度ヒストグラムと青色画像 Bc の濃度ヒストグラムの比較演算によってトーンカーブ T2 を生成するとともに、狭帯域光 N3 の照射に合わせて撮像された分光画像 PB3 の濃度ヒストグラムと青色画像 Bc の濃度ヒストグラムの比較演算によってトーンカーブ T3 を生成する。そして、トーンカーブ T1 ~ T3 を用いて青色画像 Bc を濃淡変換処理することによって、疑似分光画像 PB1' ~ PB3' を生成する。なお、トーンカーブの生成方法は、第 1 実施形態と同様である。

【0124】

この後、これら疑似分光画像 PB1' ~ PB3' の輝度値 S1' ~ S3' から、第 1 輝度比 (本例の場合 S1' / S3') 及び第 2 輝度比 (本例の場合 S2' / S3') を算出し、これら第 1、第 2 輝度比に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度を算出する。そして、これらの情報を白色画像 W に反映させることによって血管深さ画像及び酸素飽和度を生成し、モニタ 14 に表示する。

【0125】

なお、この第3実施形態では、3種類の光を照射して血管深さと酸素飽和度を算出する内視鏡システムにおいて白色光源と回転フィルタとを用いる例で説明をしたが、前述した第2実施形態のように、2種類の光を照射して血液量と酸素飽和度とを算出する内視鏡システムにおいて、白色光源と回転フィルタとを用いてもよい。

【0126】

上記実施形態では、位置合わせを全く行わない例で説明をしたが、例えば、画像をスライドさせるだけなどの簡単な位置合わせを行い、この位置合わせ後の画像に基づいて疑似画像を生成してもよい。

【0127】

また、上記実施形態では、画像の全エリアについて疑似画像化する例で説明をしたが、画像の一部のエリアについてのみ疑似画像化してもよい。この場合、例えば、画像の中央部は位置合わせを行って疑似画像化せずに、画像の周辺部について疑似画像化するといったことが考えられる。

10

【0128】

さらに、上記実施形態では、フレーム間の位置ズレが補正された疑似分光画像を生成するために、トーンカーブを用いた濃淡変換処理を行ったが、これに限らず、輝度変換などその他の階調変換処理であってもよい。

【0129】

また、上記実施形態では、白色画像Wのうち低酸素領域（酸素飽和度が0～60%）のみ疑似カラー表示し、それ以外の高酸素領域（60～100%）についてはそのままの色で表示した、すなわち、白色画像Wの一部のみを疑似カラー表示したが、これに代えて、低酸素領域から高酸素領域に至る全ての領域において、酸素飽和度を疑似カラーで表示してもよい。

20

【0130】

さらに、上記実施形態では、半導体光源としてレーザダイオードからなるレーザ光源を例示したが、レーザダイオードの代わりにLEDを使用したLED光源でもよい。

【0131】

なお、上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置が別体で構成される例で説明したが、2つの装置を一体で構成してもよい。また、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム、カプセル内視鏡と画像処理を行うプロセッサ装置からなるシステム等、他の形態の内視鏡システムにも適用することができる。

30

【符号の説明】

【0132】

10、100、200 内視鏡システム

14 モニタ

31 半導体光源ユニット

32、207 光源制御部

44、201 撮像素子

57 DSP

40

58 画像処理部

62、101 機能画像処理部

63 疑似分光画像生成部

67 血管深さ画像生成部

68 酸素飽和度画像生成部

90 ヒストグラム解析部

91 トーンカーブ生成部

203 白色光源ユニット

204 回転フィルタ

LD1～LD3 レーザ光源

50

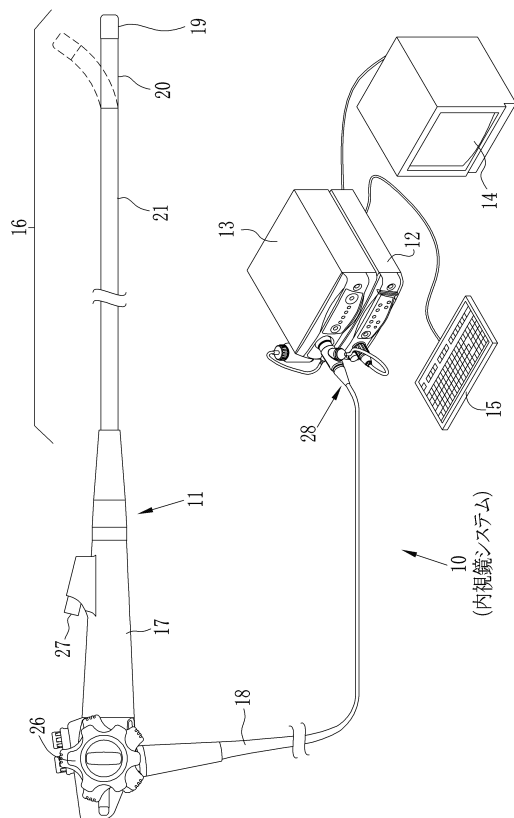
P B 1 ~ P B 3 分光画像

P B 1 '、P B 2 '、P B 3 ' 疑似分光画像

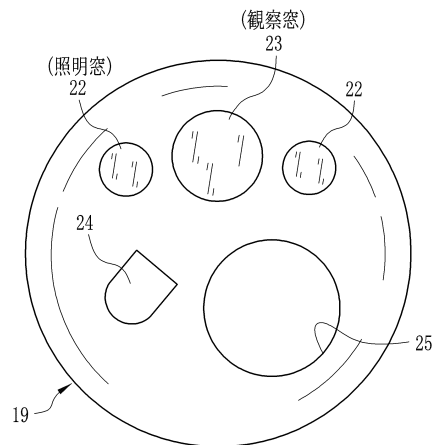
T C a、T C b、T 1 ~ T 3 トーンカーブ

H G 1 ~ H G 3 濃度ヒストグラム

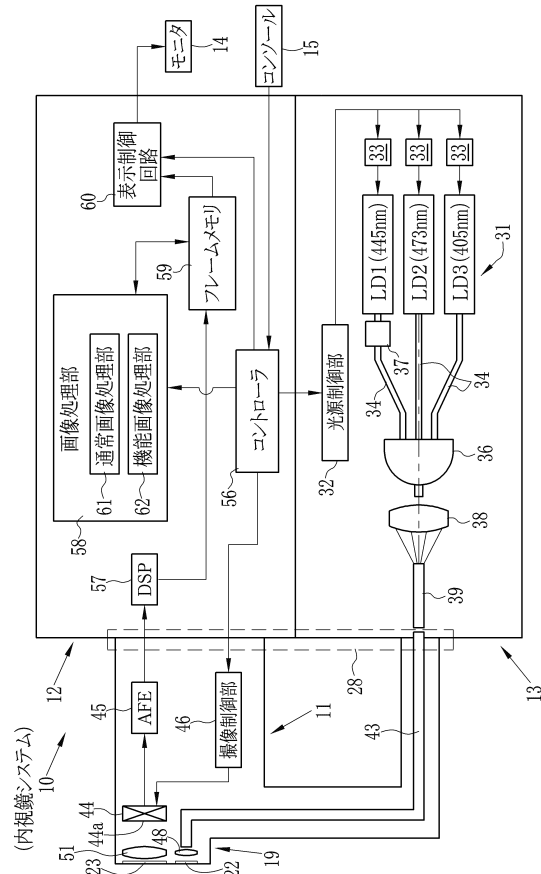
【図 1】



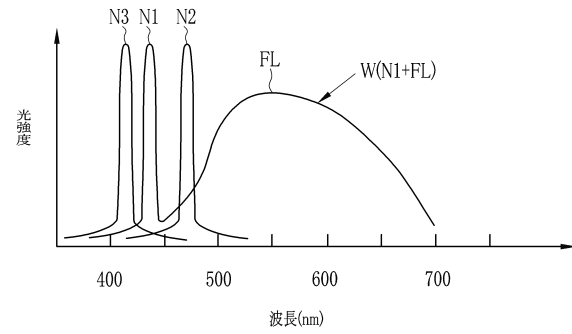
【図 2】



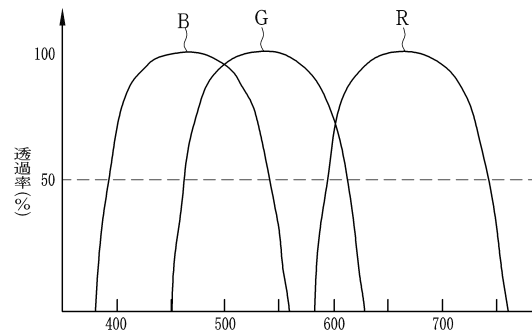
【図 3】



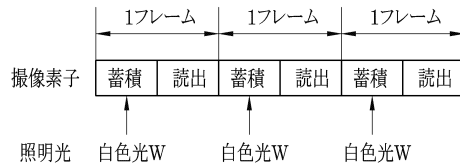
【図 4】



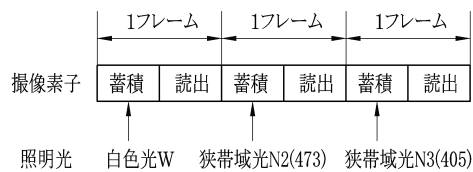
【図 5】



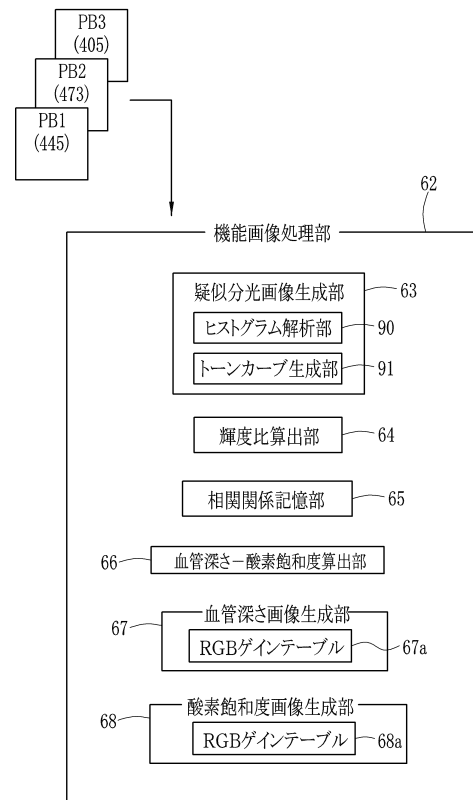
【図 6 A】



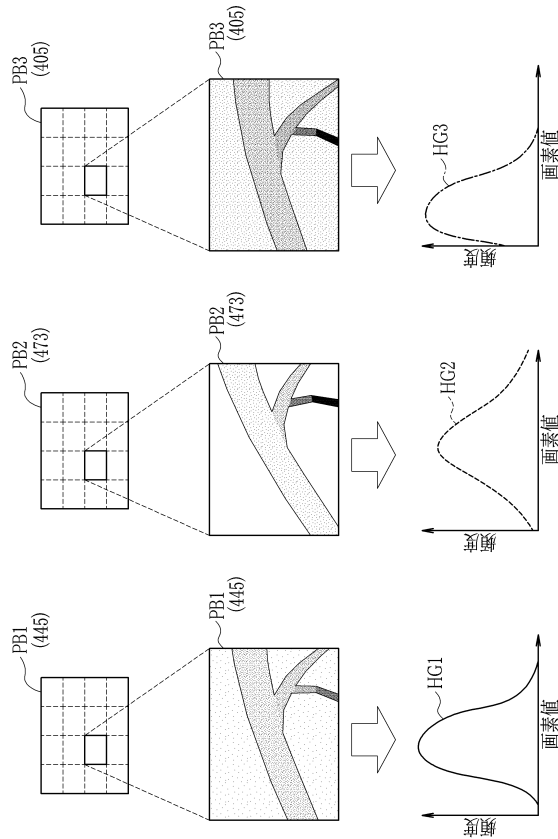
【図 6 B】



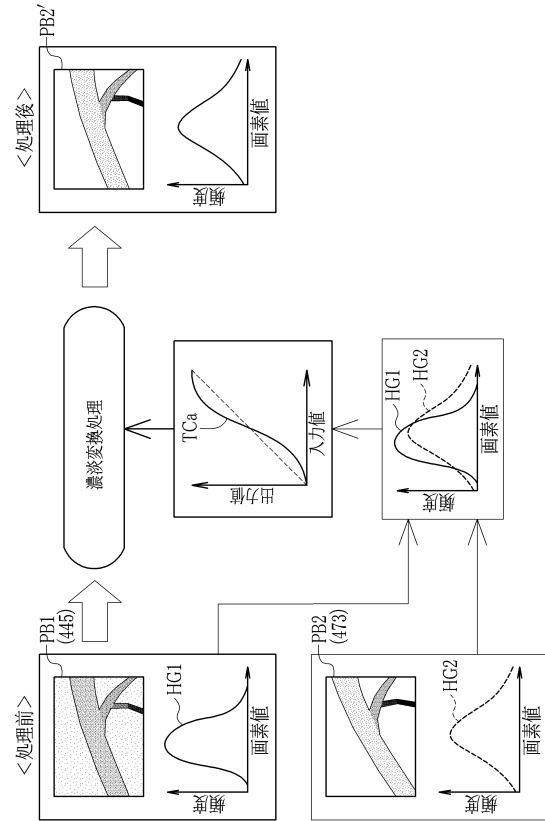
【図 7】



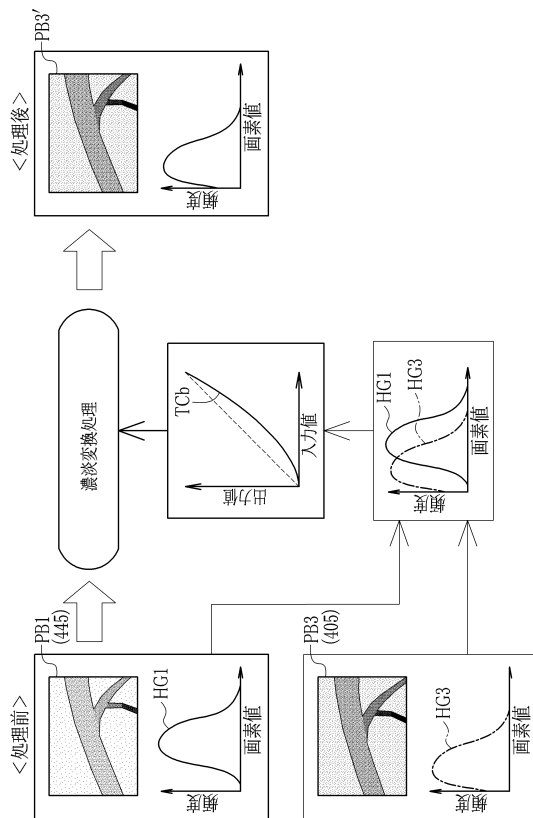
【図 8】



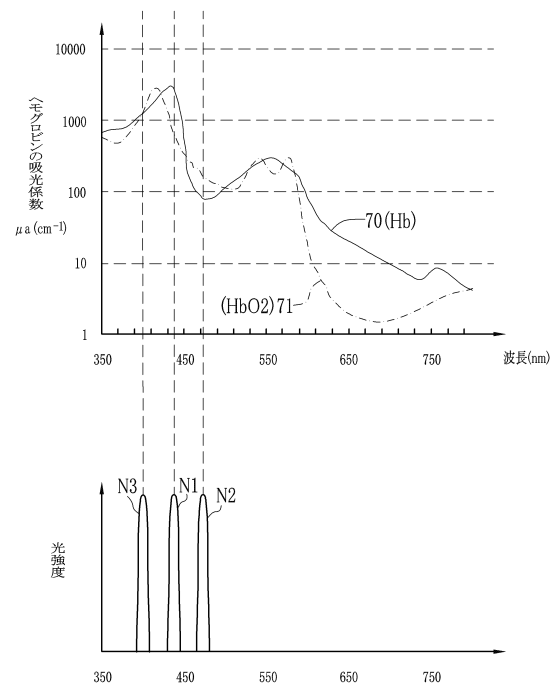
【図 9】



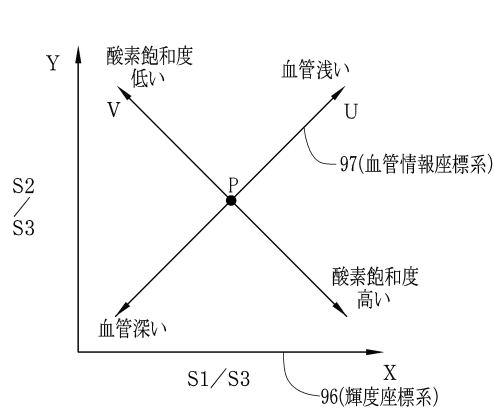
【図 10】



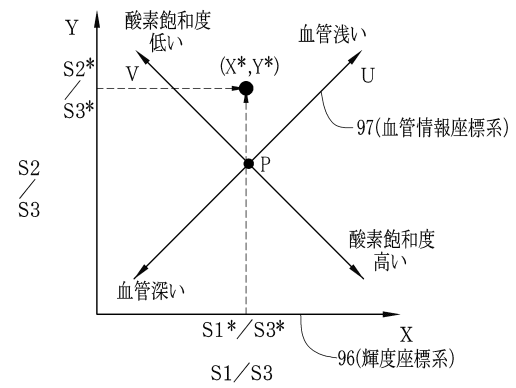
【図 11】



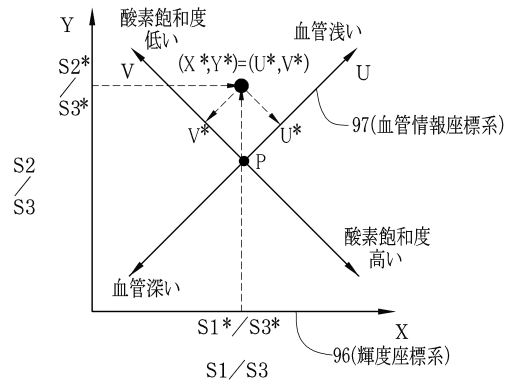
【図 1 2】



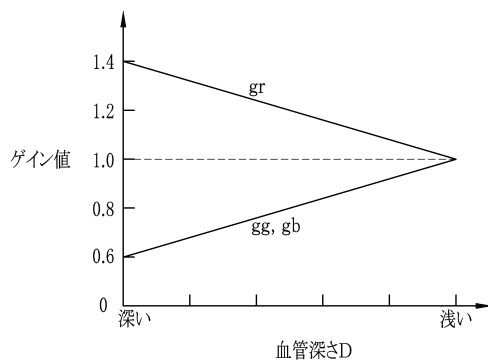
【図 1 3 A】



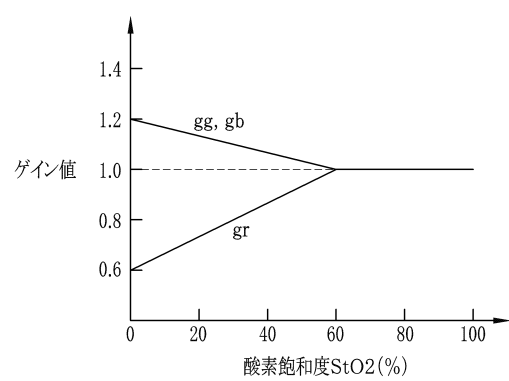
【図 1 3 B】



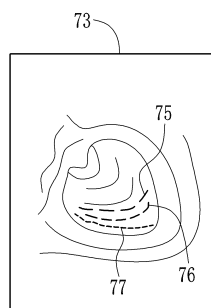
【図 1 4】



【図 1 6】

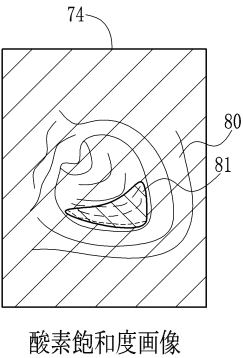


【図 1 5】

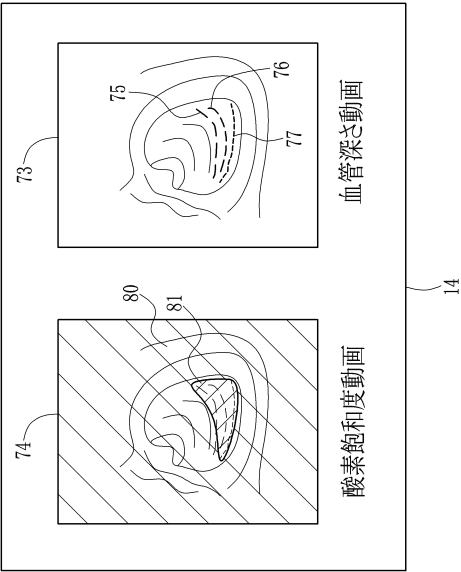


血管深さ画像

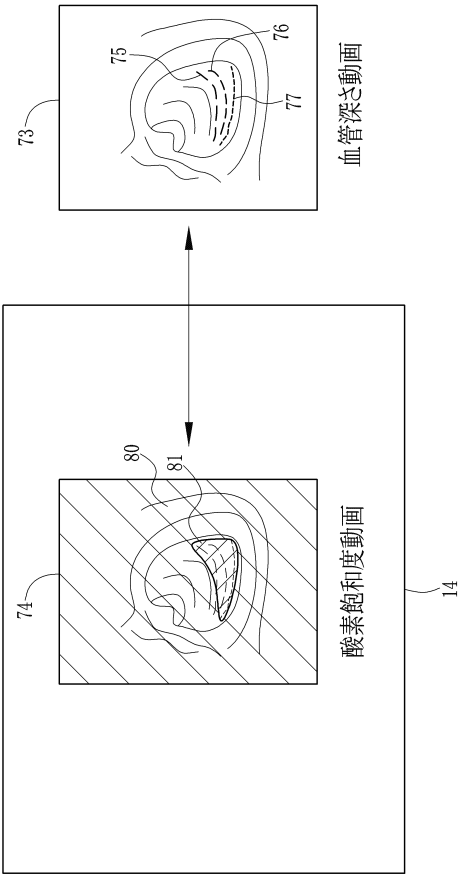
【図 1 7】



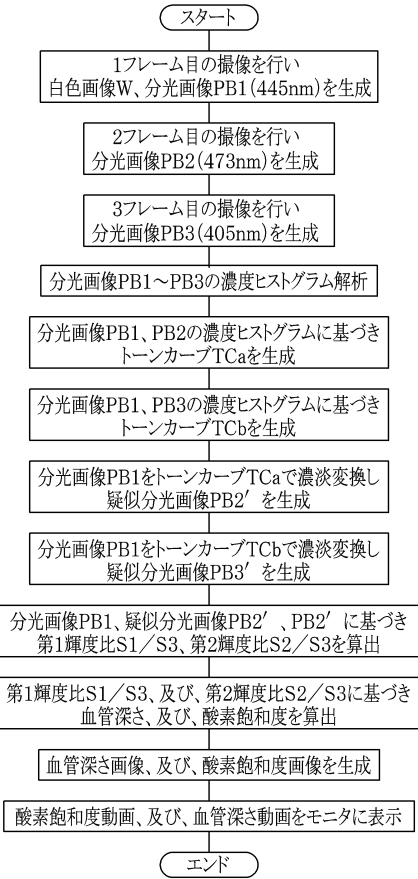
【図 1 8 A】



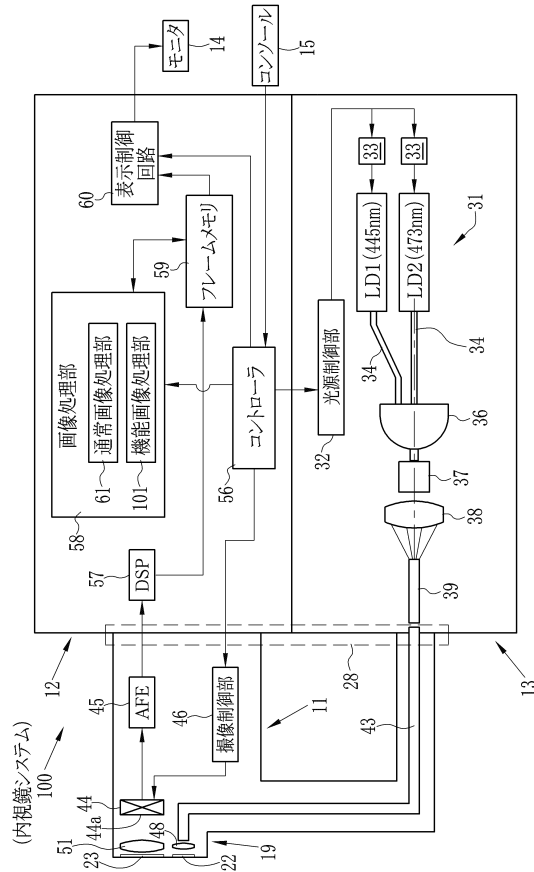
【図 1 8 B】



【図 1 9】



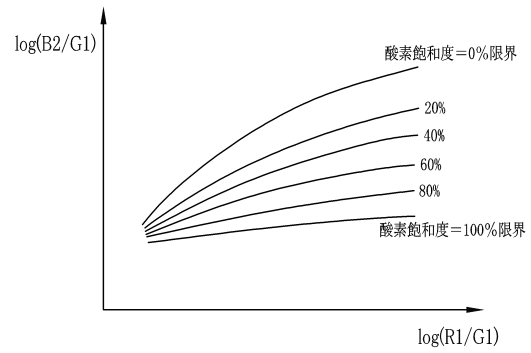
【図20】



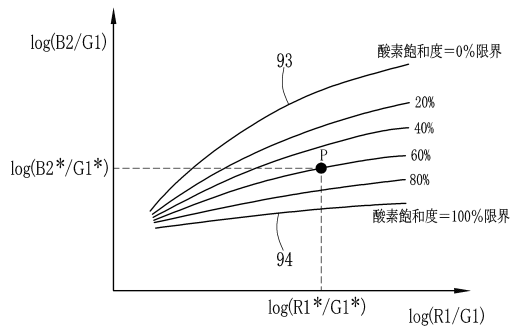
【図21A】



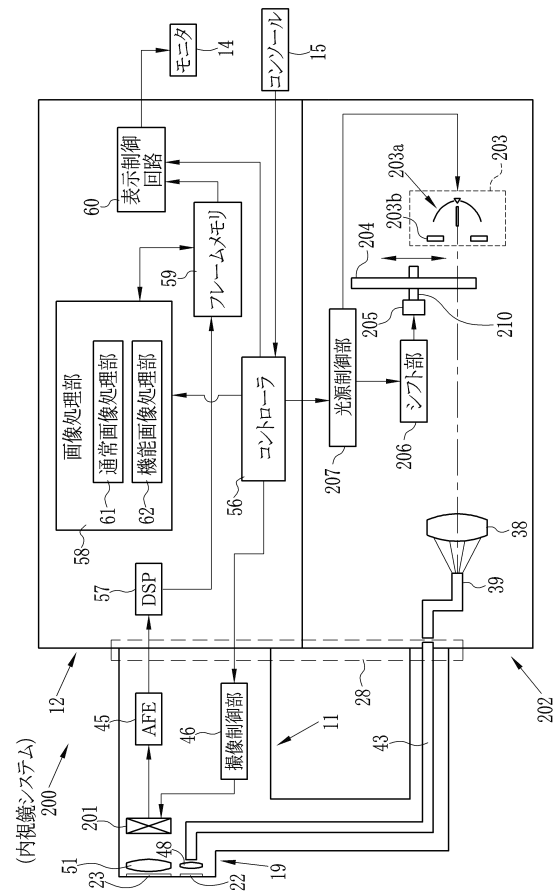
【図21B】



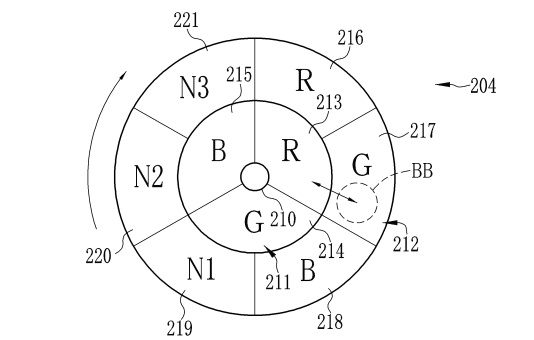
【図22】



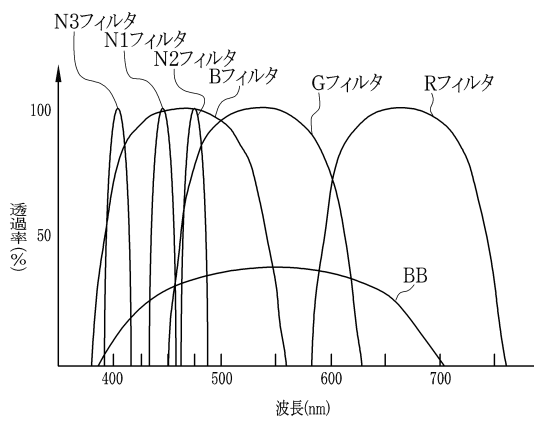
【図23】



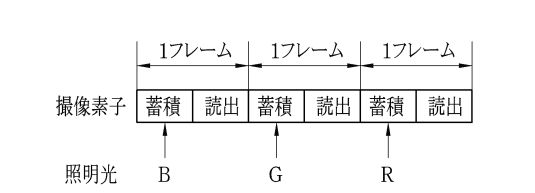
【図 2 4】



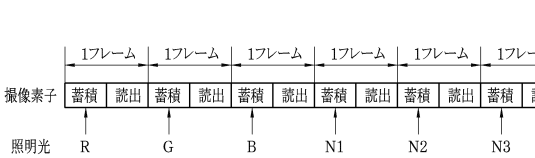
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-194151 (JP, A)
特開 2008-227945 (JP, A)
特開 2011-092690 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	1 / 00	- 1 / 32
A 61 B	5 / 06	- 5 / 22
G 06 T	1 / 00	- 1 / 40
G 06 T	3 / 00	- 5 / 50
G 06 T	9 / 00	- 9 / 40

专利名称(译)	内窥镜系统，图像处理设备，图像处理设备的操作方法和图像处理程序		
公开(公告)号	JP5829568B2	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2012090262	申请日	2012-04-11
[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	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B5/14.320 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/07.734 A61B5/14.321 A61B5/1455 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/TT02 4C161/WW02 4C161/WW09 4C161/YY12 4C161/YY14		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013215471A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：当显示氧饱和度时，减少对齐负荷并抑制屏幕闪烁。 解决方案：光谱图像PB1至PB3具有位置偏差，因为成像时序不同。对光谱图像PB1执行浓度转换处理，以产生具有与光谱图像PB2相同的密度直方图的准光谱图像PB2'和具有与光谱图像PB3相同的密度直方图的准光谱图像PB3'。使用光谱图像PB 1和相对于光谱图像PB 1没有位置偏差的伪光谱图像PB 2'PB 3'计算氧饱和度。 .The 19	(21) 出願番号	特願2012-90262 (P2012-90262)	(73) 特許権者	306037311
	(22) 出願日	平成24年4月11日 (2012. 4. 11)		富士フイルム株式会社
	(65) 公開番号	特開2013-215471 (P2013-215471A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
	(43) 公開日	平成25年10月24日 (2013. 10. 24)	(74) 代理人	100075281
	審査請求日	平成26年10月31日 (2014. 10. 31)		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官台798番地
				富士フイルム株式会社内
				審査官 榎熊 政一
				最終頁に続く