

(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2015-139657

(P2015-139657A)

(43) 公開日 平成27年8月3日(2015. 8. 3)

(51) Int. Cl.	F 1	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	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-15680 (P2014-15680)
 (22) 出願日 平成26年1月30日 (2014. 1. 30)

(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 加来 俊彦
 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 BB02 CC06 DD03 HH51 NN05
 SS21 WW10 WW15

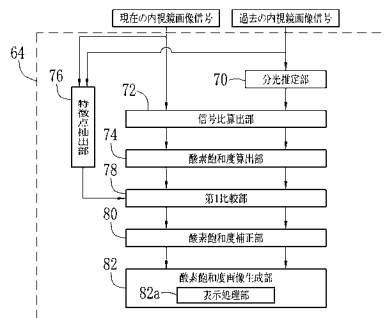
(54) 【発明の名称】 プロセッサ装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】過去の画像が通常観察画像など酸素飽和度画像以外の画像であっても、現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示できる内視鏡システム等を提供する。

【解決手段】内視鏡画像入力部60が、検体内に現在挿入中の内視鏡から出力され、且つ酸素飽和度の算出に用いられる現在の内視鏡画像信号を入力する。分光推定部70が、現在よりも前の過去の内視鏡挿入時に得られ且つ酸素飽和度算出用とは異なる過去の内視鏡画像信号に対して分光推定処理を施して、分光推定画像を生成する。酸素飽和度算出部74が、現在の内視鏡画像信号に基づいて現在の酸素飽和度を求め、分光推定画像に基づいて過去の酸素飽和度を求める。酸素飽和度画像生成部80が、現在の酸素飽和度に基づいて現在の酸素飽和度画像を生成し、過去の酸素飽和度に基づいて過去の酸素飽和度画像を生成する。モニタ18が、現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像を表示する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

通常観察画像から分光推定画像を作成、前記分光推定画像から第 1 の酸素飽和度を算出するプロセッサ装置。

【請求項 2】

通常観察画像から分光推定画像を作成、前記分光推定画像から第 1 の酸素飽和度を算出、前記第 1 の酸素飽和度により第 1 の酸素飽和度画像を生成するプロセッサ装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載のプロセッサ装置を有し、前記第 1 の酸素飽和度画像と、第 2 の酸素飽和度に基づく第 2 の酸素飽和度画像とを表示する内視鏡システム。

10

【請求項 4】

前記第 1 の酸素飽和度と前記第 2 の酸素飽和度を比較する比較部を有する請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記比較部の比較結果に基づいて、前記第 1 の酸素飽和度又は前記第 2 の酸素飽和度の少なくとも一方を補正する酸素飽和度補正部を有する請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記酸素飽和度補正部は、前記第 1 の酸素飽和度又は前記第 2 の酸素飽和度の少なくとも一方を酸素飽和度補正用のゲイン処理及び / 又はシフト処理で補正する請求項 5 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記比較部の比較結果に基づいて、前記第 1 の酸素飽和度又は前記第 2 の酸素飽和度の少なくとも一方を補正するか否かを判定する判定部を有する請求項 5 または 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記比較部の比較結果に基づいて、前記分光推定画像の作成に用いるマトリックス係数を補正する係数補正部を有する請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 の酸素飽和度画像において前記第 1 の酸素飽和度が特定範囲内と特定範囲外とで異なる表示方法で表示し、且つ前記第 2 の酸素飽和度画像において前記第 2 の酸素飽和度が特定範囲内と特定範囲外とで異なる表示方法で表示するための表示処理を行う表示処理部と、前記比較部の比較結果に基づいて、前記特定範囲の境界値を補正する境界値補正部とを有する請求項 4 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 10】

前記通常観察画像から特徴点を抽出し、且つ前記第 2 の酸素飽和度の算出に用いられた特定画像から特徴点を抽出する特徴点抽出部を有し、前記比較部は、前記通常観察画像の特徴点のうち第 1 特徴点の酸素飽和度と、前記特定画像の特徴点のうち前記第 1 特徴点と同じ特徴量を有する第 2 特徴点の酸素飽和度を比較する第 1 比較部である請求項 4 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記通常観察画像から特徴点を抽出し、且つ前記第 2 の酸素飽和度の数値情報を画素毎に持つ酸素飽和度数値画像から特徴点を抽出する特徴点抽出部を有し、前記比較部は、前記通常観察画像の特徴点のうち第 1 特徴点の酸素飽和度と、前記酸素飽和度数値画像の特徴点のうち前記第 1 特徴点と同じ特徴量を有する第 2 特徴点の酸素飽和度を比較する第 1 比較部である請求項 4 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

40

【請求項 12】

前記第 1 比較部は、前記第 1 特徴点の酸素飽和度と前記第 2 特徴点の酸素飽和度の差により、比較を行う請求項 10 または 11 記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記比較部は、前記第 1 の酸素飽和度の分布と前記第 2 の酸素飽和度の分布を比較する

50

第2比較部である請求項4ないし9いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記第1の酸素飽和度と前記第2の酸素飽和度との差分、又は前記第1の酸素飽和度画像と前記第2の酸素飽和度画像との差分を画像化した差分画像を生成する差分画像生成部を有し、前記差分画像を表示する請求項4ないし9いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項15】

分光推定部が、通常観察画像に分光推定処理を施して、分光推定画像を生成するステップと、酸素飽和度算出部が、前記分光推定画像に基づいて、第1の酸素飽和度を求めるステップと、酸素飽和度画像生成部が、前記第1の酸素飽和度により第1の酸素飽和度画像を生成するステップと、表示部が前記第1の酸素飽和度画像と、第2の酸素飽和度に基づく第2の酸素飽和度画像を表示するステップとを有する内視鏡システムの作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、過去の画像と現在の画像とを同時表示するプロセッサ装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、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。内視鏡システムを用いる診断では、病変部の経過観察を行うために、検体内に現在挿入中の内視鏡から出力される現在の画像に加えて、現在よりも前の内視鏡挿入時に得られた過去の画像を表示することが行われている（例えば、特許文献1参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2012-170774号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

病変部の経過観察を行う際、現在又は過去の画像が、白色光を用いて得られた通常観察画像である場合、病変部の変化は通常観察画像からは分かりにくい。そこで、ガンなどの病変部は酸素飽和度が低くなる低酸素状態になることを利用し、病変部の酸素状態を疑似カラーで表わした現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示することによって、病変部の変化を把握し易くすることが考えられる。

30

【0005】

ここで、内視鏡の一次検査については、酸素飽和度測定機能を持つ内視鏡を完備していないクリニックや市中病院などで行い、その後の二次検査については、酸素飽和度測定機能を持つ内視鏡を完備した大規模病院で行う場合が想定される。この場合、一次検査で使用した画像（過去の画像）は、ほとんどが通常観察画像であると想定されることから、二次検査時に行う病変部の経過観察の際に、現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示することは困難である。そのため、このように過去の画像が、通常観察画像など酸素飽和度画像以外の画像であっても、現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示できることが求められている。

40

【0006】

本発明は、過去の画像が通常観察画像など酸素飽和度画像以外の画像であっても、現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示することができるプロセッサ装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

50

上記目的を達成するために、本発明のプロセッサ装置は、通常観察画像から分光推定画像を作成、分光推定画像から第1の酸素飽和度を算出する。通常観察画像から分光推定画像を作成、分光推定画像から第1の酸素飽和度を算出、第1の酸素飽和度により第1の酸素飽和度画像を生成する。

【0008】

本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置を有し、第1の酸素飽和度画像と、第2の酸素飽和度に基づく第2の酸素飽和度画像とを表示する。なお、第2の酸素飽和度とは、例えば、第1の酸素飽和度の算出と異なる画像に基づいて算出される酸素飽和度であることが好ましい。

【0009】

第1の酸素飽和度と第2の酸素飽和度を比較する比較部を有することが好ましい。比較部の比較結果に基づいて、第1の酸素飽和度又は第2の酸素飽和度の少なくとも一方を補正する酸素飽和度補正部を有することが好ましい。酸素飽和度補正部は、第1の酸素飽和度又は第2の酸素飽和度の少なくとも一方を酸素飽和度補正用のゲイン処理及び/又はシフト処理で補正することが好ましい。比較部の比較結果に基づいて、第1の酸素飽和度又は第2の酸素飽和度の少なくとも一方を補正するか否かを判定する判定部を有することが好ましい。比較部の比較結果に基づいて、分光推定画像の作成に用いるマトリックス係数を補正する係数補正部を有することが好ましい。

【0010】

第1の酸素飽和度画像において第1の酸素飽和度が特定範囲内と特定範囲外とで異なる表示方法で表示し、且つ第2の酸素飽和度画像において第2の酸素飽和度が特定範囲内と特定範囲外とで異なる表示方法で表示するための表示処理を行う表示処理部と、比較部の比較結果に基づいて、特定範囲の境界値を補正する境界値補正部とを有することが好ましい。

【0011】

通常観察画像から特徴点を抽出し、且つ第2の酸素飽和度の算出に用いられた特定画像から特徴点を抽出する特徴点抽出部を有し、比較部は、通常観察画像の特徴点のうち第1特徴点の酸素飽和度と、特定画像又は酸素飽和度数値画像の特徴点のうち前記第1特徴点と同じ特徴量を有する第2特徴点の酸素飽和度を比較する第1比較部であることが好ましい。通常観察画像から特徴点を抽出し、且つ第2の酸素飽和度の数値情報を画素毎に持つ酸素飽和度数値画像から特徴点を抽出する特徴点抽出部を有し、比較部は、通常観察画像の特徴点のうち第1特徴点の酸素飽和度と、酸素飽和度数値画像の特徴点のうち前記第1特徴点と同じ特徴量を有する第2特徴点の酸素飽和度を比較する第1比較部であることが好ましい。

【0012】

第1比較部は、第1特徴点の酸素飽和度と第2特徴点の酸素飽和度の差により、比較を行うことが好ましい。比較部は、第1の酸素飽和度の分布と第2の酸素飽和度の分布を比較する第2比較部であることが好ましい。第1の酸素飽和度と第2の酸素飽和度との差分、又は第1の酸素飽和度画像と第2の酸素飽和度画像との差分を画像化した差分画像を生成する差分画像生成部を有し、差分画像を表示することが好ましい。

【0013】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、分光推定部が、通常観察画像に分光推定処理を施して、分光推定画像を生成するステップと、酸素飽和度算出部が、分光推定画像に基づいて、第1の酸素飽和度を求めるステップと、酸素飽和度画像生成部が、第1の酸素飽和度により第1の酸素飽和度画像を生成し、且つ第1の酸素飽和度の算出に用いた画像とは異なる特定画像情報から第2の酸素飽和度を算出、第2の酸素飽和度により第2の酸素飽和度画像を生成するステップと、表示部が第1の酸素飽和度画像と第2の酸素飽和度画像を表示するステップとを有する。

【発明の効果】

【0014】

10

20

30

40

50

本発明の内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法によれば、過去の画像が通常観察画像など酸素飽和度画像以外の画像であっても、現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図3】通常観察モード時に発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【図4】特殊観察モード時に発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【図5】RGBカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

10

【図6】センサがCCDである場合における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図7】センサがCCDである場合における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図8】第1実施形態の特殊観察画像処理部のブロック図である。

【図9】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図10】酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

【図11】特徴点の抽出方法を示す説明図である。

【図12】第1実施形態における一連の流れを示すフローチャートである。

【図13】現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像が同時表示されたモニタの画像図である。

20

【図14】第2実施形態の特殊観察画像処理部のブロック図である。

【図15】第3実施形態の特殊観察画像処理部のブロック図である。

【図16】第1～第3実施形態の変形例における特殊観察画像処理部のブロック図である。

【図17】第4実施形態の特殊観察画像処理部のブロック図である。

【図18】第5実施形態の特殊観察画像処理部のブロック図である。

【図19】LED方式の内視鏡システムのブロック図である。

【図20】LEDの発光帯域とHPFの特性を示すグラフである。

【図21】LED方式の内視鏡システムにおける通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

30

【図22】LED方式の内視鏡システムにおける特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図23】回転フィルタ方式の内視鏡システムのブロック図である。

【図24】回転フィルタの平面図である。

【図25】センサがCMOSである場合における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図26】センサがCMOSである場合における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図27】差分画像生成部を備える特殊観察画像処理部のブロック図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0016】

[第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16、モニタ18(表示部)と、コンソール20とを有する。内視鏡12は、ユニバーサルコード17を介して、光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、被検体内に挿入される挿入部21と、挿入部21の基端部分に設けられた操作部22と、挿入部21の先端側に設けられた湾曲部23及び先端部24を有している。操作部22のアングルノブ22aを操作することにより、湾曲部23は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部24

50

が所望の方向に向けられる。

【0017】

また、操作部22には、アングルノブ22aの他、モード切替SW22bと、ズーム操作部22cと、静止画像を保存するためのフリーズボタン(図示しない)と、が設けられている。モード切替SW22bは、通常観察モードと、特殊観察モードの2種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、被検体内の観察対象をフルカラー画像化した通常観察画像をモニタ18に表示するモードである。特殊観察モードは、観察対象の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モニタ18に表示するモードである。

【0018】

通常観察モード又は特殊観察モードにおいては、検体に現在挿入中の内視鏡12から出力される現在の画像のみをモニタ18に表示する1画像表示モード、又は、現在の画像に加えて、現在よりも前の過去の内視鏡挿入時に得られた過去の画像を同時表示する2画像同時表示モードのいずれかを、コンソール20により設定することができる。ズーム操作部22cは、内視鏡12内のズームレンズ47(図2参照)を駆動させて、観察対象を拡大させるズーム操作に用いられる。

【0019】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール20と電氣的に接続される。モニタ18は、通常観察画像や酸素飽和度画像等の画像、及びこれらの画像に関する情報を表示する。コンソール20は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI(ユーザインタフェース)として機能する。

【0020】

図2に示すように、光源装置14は、中心波長473nmの第1青色レーザ光を発する第1青色レーザ光源(473LD(レーザダイオード))34と、中心波長445nmの第2青色レーザ光を発する第2青色レーザ光源(445LD)36とを発光源として備えている。これら各光源34,36の発光は、光源制御部40により個別に制御される。このため、第1青色レーザ光源34の出射光と、第2青色レーザ光源36の出射光の光量比は変更自在になっている。

【0021】

光源制御部40は、通常観察モードの場合には、第2青色レーザ光源36を点灯させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、第1青色レーザ光源34と第2青色レーザ光源36を交互に点灯させる。なお、第1,第2青色レーザ光の半値幅は±10nm程度にすることが好ましい。また、第1青色レーザ光源34と第2青色レーザ光源36は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaNA s系レーザダイオードやGaNA 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、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としても良い。

【0022】

各光源34,36から出射される第1,第2青色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材(いずれも図示せず)を介してライトガイド(LG)41に入射する。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード17に内蔵されている。ライトガイド41は、各光源34,36からの第1,第2青色レーザ光を、内視鏡12の先端部24まで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105µm、クラッド径125µm、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0023】

内視鏡12の先端部24は、照明光学系24aと撮像光学系24bを有している。照明光学系24aには、蛍光体44と、照明レンズ45が設けられている。蛍光体44には、ライトガイド41から第1,第2青色レーザ光が入射する。蛍光体44は、第1または第2青色レーザ光が照射されることで蛍光を発する。また、一部の第1または第2青色レー

10

20

30

40

50

ザ光は、そのまま蛍光体 44 を透過する。蛍光体 44 を出射した光は、照明レンズ 45 を介して観察対象に照射される。

【0024】

通常観察モードにおいては、第 2 青色レーザー光が蛍光体 44 に入射するため、図 3 に示すスペクトルの白色光（第 2 白色光）が観察対象に照射される。この第 2 白色光は、第 2 青色レーザー光と、この第 2 青色レーザー光により蛍光体 44 から励起発光する緑色～赤色の第 2 蛍光とから構成される。したがって、第 2 白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

【0025】

一方、特殊観察モードにおいては、第 1 青色レーザー光と第 2 青色レーザー光が蛍光体 44 に交互に入射することにより、図 4 に示すスペクトルの第 1 白色光と第 2 白色光が交互に観察対象に照射される。第 1 白色光は、第 1 青色レーザー光と、この第 1 青色レーザー光により蛍光体 44 から励起発光する緑色～赤色の第 1 蛍光とから構成される。したがって、第 1 白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第 2 白色光は、通常観察モード時に照射される第 2 白色光と同様である。

10

【0026】

第 1 蛍光と第 2 蛍光は、波形（スペクトルの形状）がほぼ同じであり、第 1 蛍光の強度（ $I_1(\lambda)$ ）と第 2 蛍光の強度（ $I_2(\lambda)$ ）の比（以下、フレーム間強度比という）は、何れの波長 λ においても同じである。例えば、 $I_2(\lambda_1) / I_1(\lambda_1) = I_2(\lambda_2) / I_1(\lambda_2)$ である。このフレーム間強度比 $I_2(\lambda) / I_1(\lambda)$ は、酸素飽和度の算出精度に影響を与えるものであるため、光源制御部 40 により、予め設定された基準フレーム間強度比を維持するように高精度に制御されている。

20

【0027】

なお、蛍光体 44 は、第 1 及び第 2 青色レーザー光の一部を吸収して、緑色～赤色に励起発光する複数種類の蛍光体（例えば YAG 系蛍光体、あるいは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光体) を含んで構成されるものを使用することが好ましい。また、本実施形態のように、半導体発光素子を蛍光体 44 の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の第 1 白色光及び第 2 白色光が得られる。また、各白色光の強度を容易に調整できる上に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0028】

内視鏡 12 の撮像光学系 24b は、撮像レンズ 46、ズームレンズ 47、センサ 48 を有している（図 2 参照）。観察対象からの反射光は、撮像レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介してセンサ 48 に入射する。これにより、センサ 48 に観察対象の反射像が結像される。ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 22c を操作することでテレ端とワイド端との間を移動する。ズームレンズ 47 がテレ端側に移動すると観察対象の反射像が拡大する。一方、ズームレンズ 47 がワイド端側に移動することで、観察対象の反射像が縮小する。なお、拡大観察をしない場合（非拡大観察時）には、ズームレンズ 47 はワイド端に配置されている。そして、拡大観察を行う場合には、ズーム操作部 22c の操作によってズームレンズ 47 はワイド端からテレ端側に移動される。

30

【0029】

センサ 48 は、カラーの撮像素子であり、観察対象の反射像を撮像して画像信号を出力する。センサ 48 は、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。また、センサ 48 は、撮像面に RGB カラーフィルタが設けられた RGB 画素を有しており、RGB の各色の画素で光電変換をすることによって R, G, B の三色の画像信号を出力する。

40

【0030】

図 5 に示すように、B カラーフィルタは 380～560 nm の分光透過率を有しており、G カラーフィルタは 450～630 nm の分光透過率を有しており、R カラーフィルタは 580～760 nm の分光透過率を有している。したがって、通常観察モード時に第 2 白色光が観察対象に照射された場合には、B 画素には第 2 青色レーザー光と第 2 蛍光の緑色成

50

分の一部が入射し、G画素には第2蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第2蛍光の赤色成分が入射する。但し、第2青色レーザ光は第2蛍光よりも発光強度が極めて大きいのでB画素から出力するB画像信号の大部分は第2青色レーザ光の反射光成分で占められている。

【0031】

一方、特殊観察モード時に第1白色光が観察対象に照射された場合には、B画素には第1青色レーザ光と第1蛍光の緑色成分の一部が入射し、G画素には第1蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第1蛍光の赤色成分が入射する。但し、第1青色レーザ光は第1蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B画像信号の大部分は第1青色レーザ光の反射光成分で占められている。なお、特殊観察モード時に第2白色光が観察対象に照射されたときのRGB各画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

10

【0032】

なお、センサ48としては、撮像面に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、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。センサ48として補色イメージセンサを用いる場合は、CMYGの四色の画像信号からRGBの三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡12、光源装置14またはプロセッサ装置16のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGB3色の画像信号を得ることができる。

【0033】

撮像制御部49はセンサ48の撮像制御を行う。図6に示すように、通常観察モード時には、1フレームの期間(以下、単に1フレームという)毎に、第2白色光で照明された観察対象をセンサ48で撮像する。これにより、1フレーム毎にセンサ48からRGBの各画像信号が出力される。このRGBの画像信号は、通常観察画像の生成に用いられる。なお、本実施形態の場合、センサ48はCCDイメージセンサなので、1フレームは例えば電荷蓄積期間(露光期間とも言う)の終了時(時刻 T_A)から次の電荷蓄積期間の終了時(時刻 T_B)まで長さの期間である。また、センサ48はCCDイメージセンサであるため、図6では読出期間と電荷蓄積期間を分けているが、ほぼ1フレームの全てを電荷蓄積期間にし、信号電荷の蓄積中に前のフレームで蓄積された信号電荷の読み出すこともできる。撮像制御部49は、こうした電荷蓄積期間の長さの調節等の制御も行う。

20

30

【0034】

撮像制御部49は、特殊観察モード時も、通常観察モード時と同様にしてセンサ48の撮像制御を行う。但し、特殊観察モード時には、センサ48の撮像のフレームに同期して第1白色光と第2白色光が交互に観察対象に照射される。このため、図7に示すように、センサ48は、第1白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を1フレーム目の読出し期間に読み出して、RGB各色の画像信号を出力する。そして、第2白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を2フレーム目の読出し期間に読み出して、RGB各色の画像信号を出力する。これら2フレーム分のRGB画像信号は、酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成に用いられる。

【0035】

センサ48は、1フレーム目、2フレーム目ともRGBの各色の画像信号を出力するが、依拠する白色光のスペクトルが異なるので、以下では区別のために、センサ48が1フレーム目に出力するRGB各色の画像信号をそれぞれR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号といい、2フレーム目に出力するRGB各色の画像信号をR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号という。

40

【0036】

図2に示すように、センサ48から出力される各色の画像信号は、CDS(correlated double sampling)/AGC(automatic gain control)回路50送信される。CDS/AGC回路50は、センサ48から出力さ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50を経た画像信号

50

は、A/D変換器52によってデジタル画像信号に変換される。こうしてデジタル化された画像信号はプロセッサ装置16に入力される。

【0037】

プロセッサ装置16は、受信部54と、DSP(Digital Signal Processor)56と、ノイズ除去部58と、信号変換部59と、内視鏡画像入力部60と、過去内視鏡画像記憶部61と、通常観察画像処理部62と、特殊観察画像処理部64と、画像表示信号生成部66とを備えている。受信部54は、内視鏡12から入力される画像信号を受信する。

【0038】

DSP56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、DSP内ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、YC変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された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。DSP内ゲイン補正処理は、オフセット処理後のRGB各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。DSP内ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。

10

【0039】

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。デモザイク処理前の各画素にはRGBいずれか1色の信号しか存在しないが、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。DSP56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, Crをノイズ除去部58に出力する。

20

【0040】

ノイズ除去部58は、DSP56でデモザイク処理等が施され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除去処理を施す。ノイズが除去された画像信号は、信号変換部59に入力される。信号変換部59では、輝度信号Yと色差信号Cb, CrをRGBの画像信号に再変換し、再変換後のRGBの画像信号を内視鏡画像入力部60に入力する。

【0041】

内視鏡画像入力部60は、モード切替SW22bにより通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常観察画像処理部62に入力する。一方、モード切替SW22bにより特殊観察モードに設定されている場合、内視鏡画像入力部60は、画像信号を特殊観察画像処理部64に入力する。ここで、通常観察画像処理部62又は特殊観察画像処理部64に入力される画像信号は、検体内に現在挿入中の内視鏡12から出力される画像信号であることから、これら通常観察画像処理部62又は特殊観察画像処理部64に入力される画像信号を、現在の内視鏡画像信号とする。また、現在の内視鏡画像信号のうち、特殊観察画像処理部64に入力される画像信号は、酸素飽和度の算出に用いられる。

30

【0042】

過去内視鏡画像記憶部61は、現在よりも前の過去の内視鏡挿入時に得られ、且つ酸素飽和度算出用とは異なる過去の内視鏡画像信号を記憶している。この過去内視鏡画像記憶部61は、現在及び過去の酸素飽和度画像の同時表示をするための同時表示指示信号の入力に従って、過去の内視鏡画像信号を特殊観察画像処理部64に出力する。同時表示指示信号は、コンソール20の操作に従って発信される。ここで、過去の内視鏡挿入時とは、例えば、酸素飽和度測定機能を持つ内視鏡を完備していないクリニックや市中病院などで行われる一次検査時での内視鏡挿入時である。一方、現在の内視鏡挿入時とは、例えば、一次検査の後に行われ、酸素飽和度測定機能を持つ内視鏡を完備している大規模病院などで行われる二次検査での内視鏡挿入時である。

40

【0043】

過去の内視鏡画像信号は、青色のB過去画像信号、緑色のG過去画像信号、赤色の過去

50

画像信号の3色の画像信号を有する。過去の内視鏡画像信号は、例えば、青色～赤色に及ぶ白色光を照明して得られた通常観察画像の画像信号の他、特定波長の狭帯域光を照明して得られた狭帯域画像の画像信号、自家蛍光や薬剤蛍光を受光して得られた蛍光画像の画像信号などが挙げられる。なお、過去の内視鏡画像信号は、プロセッサ装置16に設けられた画像入出力部(図示しない)の他、LANなど各種ネットワークを介して、過去内視鏡画像記憶部61に入力される。

【0044】

通常観察画像処理部62は、入力された1フレーム分のRGBの各画像信号に対して、さらに3×3のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT処理等の色変換処理を施す。色変換処理済みのRGB画像信号に対しては、各種色彩強調処理を施されるとともに、空間周波数強調等の構造強調処理を施される。構造強調処理等が施されたRGB画像信号は、通常観察画像として画像表示信号生成部66に入力される。

10

【0045】

特殊観察画像処理部64は、内視鏡画像入力部60から出力される現在の内視鏡画像信号に基づいて現在の酸素飽和度画像を作成するとともに、過去内視鏡画像記憶部61から出力される過去の内視鏡画像信号に基づいて過去の酸素飽和度画像を作成する。これら現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像は、画像表示信号生成部66に入力される。

【0046】

画像表示信号生成部66は、通常観察画像または現在又は過去の酸素飽和度画像を表示用形式の信号(表示用画像信号)に変換し、モニタ18に入力する。モニタ18は、入力された表示用形式の信号に従って、所定の画像を表示する。

20

【0047】

図8に示すように、特殊観察画像処理部64は、分光推定部70と、信号比算出部72と、酸素飽和度算出部74と、特徴点抽出部76と、第1比較部78と、酸素飽和度補正部80と、酸素飽和度画像生成部82とを備えている。

【0048】

分光推定部70には、過去内視鏡画像記憶部61からの過去の内視鏡画像信号が入力される。分光推定部70は、過去の内視鏡画像信号に分光推定処理を施して、分光推定画像を生成する。分光推定画像は、第1青色レーザ光の波長域 b に対応するB分光推定信号、第2白色光のうちG画素に入射する波長域 g に対応するG分光推定信号、第2白色光のうちR画素に入射する波長域 r に対応するR分光推定信号から構成される。

30

【0049】

分光推定処理は、下記(1)式に基づくマトリクス処理により行われる。なお、分光推定処理の詳細については、特開2003-93336号公報に記載されている。

【数1】

$$\begin{pmatrix} R_s \\ G_s \\ B_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_p \\ G_p \\ B_p \end{pmatrix} \cdots (1)$$

【0050】

ここで、(1)式において、「 R_p 」は過去の内視鏡画像信号のR過去画像信号を、「 G_p 」は過去内視鏡画像信号のG過去画像信号を、「 B_p 」は過去の内視鏡画像信号のB過去画像信号を表している。また、「 R_s 」は分光推定画像のR分光推定信号を、「 G_s 」は分光推定画像のG分光推定信号を、「 B_s 」は分光推定画像のB分光推定画像を表している。また、「 k_{11} 、 k_{12} 、 k_{13} 」は波長域 r に対応するマトリクス係数であり、「 k_{21} 、 k_{22} 、 k_{23} 」は波長域 g に対応するマトリクス係数であり、「 k_{31} 、 k_{32} 、 k_{33} 」は波長域 b に対応するマトリクス係数である。

40

【0051】

信号比算出部72には、内視鏡画像入力部60からの2フレーム分の現在の内視鏡画像信号のうち、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号(特定画像の画像信号)が入力

50

されるとともに、分光推定部 70 で得られた B 分光推定信号、G 分光推定信号、R 分光推定信号が入力される。信号比算出部 72 は、B 1 画像信号と G 2 画像信号間の信号比 B / G と、G 2 画像信号と R 2 画像信号の信号比 R / G とを、画素毎に算出する。これら B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号から得られる信号比 B / G、R / G は、現在内視鏡挿入中に観察される観察対象の酸素飽和度（現在の酸素飽和度）の算出に用いられることから、現在酸素飽和度算出用の信号比 B / G、R / G とする。

【0052】

また、信号比算出部 72 は、B 分光推定信号と G 分光推定信号間の信号比 B / G と、G 分光推定信号と R 分光推定信号間の信号比 R / G とを、画素毎に算出する。これら B 分光推定信号、G 分光推定信号、R 分光推定信号から得られる信号比 B / G、R / G は、過去の内視鏡挿入時に観察した観察対象の酸素飽和度（過去の酸素飽和度）の算出に用いられることから、過去酸素飽和度算出用の信号比 B / G、R / G とする。

10

【0053】

酸素飽和度算出部 74 は、現在酸素飽和度算出用の信号比 B / G、R / G に基づいて、現在の酸素飽和度（第 2 の酸素飽和度）を算出するとともに、過去酸素飽和度算出用の信号比 B / G、R / G に基づいて、過去の酸素飽和度（第 1 の酸素飽和度）を算出する。酸素飽和度算出部 74 は、信号比 B / G、R / G と酸素飽和度との相関関係を記憶しており、この相関関係を参照して、現在の酸素飽和度又は過去の酸素飽和度を算出する。

【0054】

上記相関関係について、二次元色空間（縦軸：信号比 B / G、横軸：信号比 R / G）上で、信号比 B / G、R / G と酸素飽和度との関係を表した場合、図 9 に示すように、酸素飽和度がほぼ同じである等値線 E L が横軸方向に沿って延びており、且つ、その等値線 E L は、酸素飽和度が低くなる程、縦軸の正の方向にシフトする。なお、信号比 B / G 及び信号比 R / G に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られ、各等値線の間隔は、信号比 R / G（この信号比 R / G は血液量によって大きく変動する）に応じて変化する。また、信号比 B / G 及び信号比 R / G と、酸素飽和度との相関関係は log スケールで記憶されている。

20

【0055】

酸素飽和度算出部 74 は、予め記憶された上記相関関係を参照して、信号比算出部 72 で算出された現在酸素飽和度算出用の信号比 B / G 及び信号比 R / G に対応する酸素飽和度を現在の酸素飽和度として、画素毎に算出する。例えば、特定画素における信号比 B / G 及び信号比 R / G がそれぞれ B^* / G^* 及び R^* / G^* である場合、図 10 に示すように、相関関係を参照すると、信号比 B^* / G^* 及び信号比 R^* / G^* に対応する酸素飽和度は「60%」である。したがって、酸素飽和度算出部 74 は、この画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。また、過去の酸素飽和度に関しても、現在の酸素飽和度と同様に算出される。酸素飽和度算出部 74 で算出された現在又は過去の酸素飽和度は、第 1 比較部 78 に送信される。

30

【0056】

なお、信号比 B / G 及び信号比 R / G 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 / G や信号比 R / G の値が、酸素飽和度 0% の下限等値線 83 を上回ったり、反対に酸素飽和度 100% の上限等値線 84 を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限等値線 83 を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部は酸素飽和度を 0% とし、上限等値線 84 を上回ってしまった場合には酸素飽和度を 100% とする。また、信号比 B / G 及び信号比 R / G に対応する点が下限等値線 83 と上限等値線 84 の間から外れた場合には、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うにしても良い。

40

【0057】

特徴点抽出部 76 は、現在の内視鏡画像信号と過去の内視鏡画像信号において、特徴量が一致（又はほぼ一致）する特徴点を抽出する。図 11 に示すように、まず、現在の内視

50

鏡画像信号と過去の内視鏡画像信号から、それぞれ特徴量が抽出される。抽出する特徴量としては、例えば、血管と粘膜とのコントラスト差や、血管走行パターンのエッジ強度などがある。次に、現在の内視鏡画像信号と過去の内視鏡画像信号間で特徴量が一致するように、現在又は過去の内視鏡画像信号の位置合わせを行う。そして、位置合わせ後の現在の内視鏡画像信号と過去の内視鏡画像信号間において、特徴量が同じ又はほぼ同じ画素領域を、特徴点として抽出する。これら現在又は過去の内視鏡画像信号の特徴点に関する情報は、第1比較部78に送信される。なお、特徴点については特徴点抽出部76により自動で抽出する他、ユーザーの指示に基づいて抽出してもよい（例えば、ユーザーである医師が、コンソール20を操作して、関心のある領域を特徴点として抽出する）。

【0058】

第1比較部78は、現在の内視鏡画像信号上の特徴点のうち特定の特徴量を有する第1特徴点の酸素飽和度と、過去の内視鏡画像信号上の特徴点のうち第1特徴点と同じ特徴量を有する第2特徴点の酸素飽和度を比較する。第1比較部78では、第1特徴点の酸素飽和度と第2特徴点の酸素飽和度の差（特徴点間の酸素飽和度の差）で、比較を行う。この特徴点間の酸素飽和度の差に関する情報と各画素における現在と過去の酸素飽和度に関する情報は、酸素飽和度補正部80に送られる。なお、第1特徴点と第2特徴点の酸素飽和度を比較する他、現在の内視鏡画像信号のうち複数の特徴点に囲まれた第1領域と、過去の内視鏡画像信号のうち第1領域に対応する第2領域との酸素飽和度を比較してもよく、第1特徴点の周辺領域と第2特徴点の周辺領域の酸素飽和度を比較してもよい。

【0059】

酸素飽和度補正部80は、現在又は過去の内視鏡画像信号の特徴点間の酸素飽和度の差に基づいて、各画素における現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差が無くなるように補正する。例えば、第1特徴点の酸素飽和度から第2特徴点の酸素飽和度を引いて、特徴点間の酸素飽和度の差を求めた場合に、特徴点間の酸素飽和度の差が「+5%」であれば、現在の酸素飽和度から「5%」を引く酸素飽和度補正用のシフト処理、又は過去の酸素飽和度に「5%」を足すシフト処理を、画素毎に行う。なお、シフト処理の他、特徴点間の酸素飽和度に応じた酸素飽和度補正用のゲイン係数を、現在又は過去の酸素飽和度に乗算する酸素飽和度補正用のゲイン処理を画素毎に施す補正を行ってもよい。また、現在又は過去の酸素飽和度の補正は、現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差が無くなる（ほぼ「0」になる）まで、繰り返し行ってもよい。また、酸素飽和度補正部80では、酸素飽和度補正用のシフト処理とゲイン処理を組み合わせ、現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の補正を行ってもよい。

【0060】

酸素飽和度画像生成部82は、表示処理部82aを備えている。表示処理部82aは、補正後の現在の酸素飽和度が特定範囲内と特定範囲外とで異なる表示方法で表示するための表示処理を現在の内視鏡画像信号に施して、現在の酸素飽和度を画像化した現在の酸素飽和度画像（第2の酸素飽和度画像）を生成する。また、表示処理部82aは、補正後の現在の酸素飽和度が特定範囲内と特定範囲外とで異なる表示方法で表示するための表示処理を過去の内視鏡画像信号に施して、過去の酸素飽和度を画像化した過去の酸素飽和度画像（第1の酸素飽和度画像）を生成する。

【0061】

表示処理部82aでは、現在の内視鏡画像信号に対する表示処理として、現在の内視鏡画像信号のうちB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号に対して、補正後の現在の酸素飽和度に応じた画像生成用係数を画素毎に乗ずる。ここで、現在の酸素飽和度が境界値の60%以上となる特定範囲内の画素ではB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号のいずれにも同じ色調整係数「1」を乗じる。これに対して、現在の酸素飽和度が境界値の60%未満となる特定範囲外の画素では、B2画像信号に対して「1」未満の色調整係数を乗じ、G2画像信号及びR2画像信号に対しては「1」を超える色調整係数を乗じる。このような色調整係数を乗ずることによって、酸素飽和度が60~100%の特定範囲内の高酸素領域では、現在の内視鏡画像信号に基づく画像と同様の色で表される。一方、酸

10

20

30

40

50

素飽和度が0～60%の特定範囲外の低酸素領域では、現在の内視鏡画像信号に基づく画像とは異なる色（疑似カラー）で表されるため、特定範囲内の高酸素領域とは異なる表示方法で表示される。

【0062】

また、表示処理部82aでは、過去の内視鏡画像信号に対する表示処理として、過去の内視鏡画像信号のうちB過去画像信号と、G過去画像信号、R過去画像信号に、補正後の過去の酸素飽和度に応じた色調整係数を画素毎に乗算する。その他については、上記現在の酸素飽和度画像と同様の方法で生成される。なお、本実施形態では、酸素飽和度画像生成部82では、低酸素の領域のみ疑似カラー化する色調整係数を乗じているが、高酸素領域でも酸素飽和度に応じた色調整係数を乗算し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。

10

【0063】

次に、本実施形態の内視鏡システム10による観察の流れを図12のフローチャートに沿って説明する。まず、内視鏡診断を開始する前に、前回の一次検査で取得した過去の内視鏡画像信号を、過去内視鏡画像記憶部61に入力する。次に、内視鏡12を検体内に挿入し、通常観察モードにおいて、最も遠景の状態からスクリーニングを行う。通常観察モードでは、現在の画像である通常観察画像がモニタ18に表示される。このスクリーニング時に、一次検査で検出した病変部を発見した場合には、モード切替SW22bを操作して特殊観察モードに切り替えるとともに、病変部の経過観察を行うために、コンソール20を操作して2画像同時表示モードに設定する。

20

【0064】

特殊観察モードでは、第1及び第2白色光がフレーム単位で交互に観察対象に照射されるので、第1白色光が照射されたフレームではセンサ48はR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号を出力し、第2白色光が照射されたフレームではR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号を出力する。これにより、2フレーム分の画像信号B1、G1、R1、B2、G2、R2を有する現在の内視鏡画像信号が得られる。この現在の内視鏡画像信号は、特殊観察画像処理部64に送られる。一方、過去内視鏡画像記憶部61から、B過去画像信号、G過去画像信号、R過去画像信号を有する過去の内視鏡画像信号が特殊観察画像処理部64に送られる。

30

【0065】

特殊観察画像処理部64では、特徴点抽出部76で、血管と粘膜のコントラスト差などの特徴量を基準として、現在の内視鏡画像信号と過去の内視鏡画像信号間で位置合わせするとともに、位置合わせ後の現在の内視鏡画像信号と過去の内視鏡画像信号のそれぞれから、複数の特徴点を抽出する。次に、分光推定部70で、過去の内視鏡画像信号を分光推定処理して、B分光推定信号、G分光推定信号、R分光推定信号を有する分光推定画像を生成する。そして、信号比算出部72において、現在の内視鏡画像信号のうちB1画像信号、G2画像信号、R2画像信号に基づいて現在酸素飽和度算出用の信号比B/G、R/Gを画素毎に算出するとともに、分光推定画像のB分光推定信号、G分光推定信号、R分光推定信号に基づいて、過去酸素飽和度算出用の信号比B/G、R/Gを画素毎に算出する。

40

【0066】

次に、酸素飽和度算出部74において、現在酸素飽和度算出用の信号比B1/G2、R2/G2に基づいて、画素毎に現在の酸素飽和度を算出するとともに、過去酸素飽和度算出用の信号比B1/G2、R2/G2に基づいて、画素毎に過去の酸素飽和度を算出する。

【0067】

次に、第1比較部78で、現在の内視鏡画像信号上の特徴点のうち特定の特徴量を有する第1特徴点の酸素飽和度と、過去の内視鏡画像信号上の特徴点のうち第1特徴点と同じ特徴量を有する第2特徴点の酸素飽和度との差を求める。この第1特徴点と第2特徴点の酸素飽和度の差に関する情報は、酸素飽和度補正部80に送られる。そして、酸素飽和度

50

補正部 80 では、現在又は過去の内視鏡画像信号の特徴点間の酸素飽和度の差に基づいて、各画素における現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差が無くなるように補正する。

【0068】

そして、酸素飽和度画像生成部 82 において、補正後の現在の酸素飽和度と現在の内視鏡画像信号を用いて、現在の酸素飽和度を画像化した現在の酸素飽和度画像を生成するとともに、補正後の過去の酸素飽和度と過去の内視鏡画像信号を用いて、過去の酸素飽和度画像を生成する。生成された現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像は、図 13 に示すように、モニタ 18 に同時に表示される。

【0069】

以上のように、本発明では、現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像を同時表示することによって、病変部の酸素状態の変化を色で比較検討することができるため、病変部の経過観察を確実に行うことができる。また、過去の画像が通常観察画像など酸素飽和度画像以外であっても、分光推定処理を用いることによって、過去の酸素飽和度画像を作り出すことができる。

【0070】

また、分光推定処理は、個人差や部位差によって推定精度に差が生ずることがあり、この推定精度の差によって現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度に差が生じることがある。このような場合には、現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像の表示に違いが生ずることがある。これに対して、本発明では、酸素飽和度補正部 80 で、各画素における現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差が無くなるように補正しているため、仮に、個人差等により分光推定処理の推定精度に差が生じたとしても、その推定精度の差によって現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像の表示に違いが生ずることがない。

【0071】

[第2実施形態]

第2実施形態の内視鏡システムでは、現在と過去の酸素飽和度を酸素飽和度補正部で補正することに代えて、現在と過去の酸素飽和度の差に応じて、分光推定処理に用いるマトリックス係数を補正する。それ以外については、第1実施形態とほぼ同様である。

【0072】

図 14 に示すように、第2実施形態の特殊観察画像処理部 100 は、分光推定部 70 と、信号比算出部 72 と、酸素飽和度算出部 74 と、特徴点抽出部 76 と、第1比較部 78 と、係数補正部 102 と、酸素飽和度画像生成部 82 とを備えている。第1実施形態の特殊観察画像処理部 64 と比較すると、第2実施形態の特殊観察画像処理部 100 には、酸素飽和度補正部 80 が無い代わりに、係数補正部 102 が新たに加わっている。

【0073】

係数補正部 102 は、第1比較部 78 で求めた現在又は過去の内視鏡画像信号の特徴点間の酸素飽和度の差に基づいて、分光推定部 70 で用いるマトリックス係数 k_{11} 、 k_{12} 、 k_{13} 、 k_{21} 、 k_{22} 、 k_{23} 、 k_{31} 、 k_{32} 、 k_{33} を補正する。係数補正部 102 は、マトリックス係数を補正するための補正係数と特徴点間の酸素飽和度の差との関係を予め記憶しており、この関係を用いて、マトリックス係数の補正を行う。この補正後のマトリックス係数に基づいて分光推定部 70 で再度、分光推定処理が行われる。そして、この再度の分光推定処理後の分光推定画像に基づいて信号比算出部 72 で過去酸素飽和度算出用の信号比 B/G 、 R/G が再算出されるとともに、この過去酸素飽和度算出用の信号比 B/G 、 R/G に基づいて酸素飽和度算出部 74 で過去の酸素飽和度の再算出が行われる。

【0074】

以上のように、第1特徴点と第2特徴点の酸素飽和度の差に応じてマトリックス係数の補正を行うとともに、補正後に再度、酸素飽和度の算出を行うことによって、各画素における現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差を無くすることができる。これにより、仮に、個人差等により分光推定処理の推定精度に差が生じたとしても、その推定精度の差によって現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像の表示に違いが生ずることがない。

【 0 0 7 5 】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態の内視鏡システムでは、第 1 特徴点と第 2 特徴点の酸素飽和度の差により現在と過去の酸素飽和度を比較する代わりに、現在の酸素飽和度の分布と過去の酸素飽和度の分布とを比較する。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

【 0 0 7 6 】

図 1 5 に示すように、第 3 実施形態の特殊観察画像処理部 2 0 0 は、分光推定部 7 0 と、信号比算出部 7 2 と、酸素飽和度算出部 7 4 と、第 2 比較部 2 0 2 と、酸素飽和度補正部 8 0 と、酸素飽和度画像生成部 8 2 とを備えている。第 1 実施形態の特殊観察画像処理部 6 4 と比較すると、第 3 実施形態の特殊観察画像処理部 2 0 0 には、特徴点抽出部 7 6 が無く、また、第 1 比較部 7 8 の代わりに、第 2 比較部 2 0 2 が新たに加わっている。なお、第 2 実施形態の特殊観察画像処理部 1 0 0 において、特徴点抽出部 7 6 を無くすとともに、第 1 比較部 7 8 の代わりに、第 2 比較部 2 0 2 を設けてもよい。

10

【 0 0 7 7 】

第 2 比較部 2 0 2 は、画素全体の現在の酸素飽和度から現在の酸素飽和度の分布を算出するとともに、画素全体の過去の酸素飽和度から過去の酸素飽和度の分布を算出する。そして、第 2 比較部 2 0 2 は、現在の酸素飽和度の分布と過去の酸素飽和度の分布とを比較し、その比較結果に関する情報を酸素飽和度補正部 8 0 に送信する。酸素飽和度補正部 8 0 では、現在の酸素飽和度の分布と過去の酸素飽和度の分布が一致するように、現在又は過去の酸素飽和度を画素毎に補正する。

20

【 0 0 7 8 】

なお、第 2 比較部 2 0 2 における現在と過去の酸素飽和度の分布の比較は、上記のように、自動で行うほか、通常は、第 2 比較部 2 0 2 で現在と過去の酸素飽和度の分布の比較を行わず、ユーザーがコンソール 2 0 を操作して第 2 比較部 2 0 2 を作動させたときのみ、現在と過去の酸素飽和度の分布の比較を行うようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

酸素飽和度の分布に関する情報としては、酸素飽和度 1 0 % の頻度、2 0 % の頻度、
・ ・ ・、9 0 % の頻度、1 0 0 % の頻度などを表したヒストグラムを用いることができる。この場合には、現在の酸素飽和度に関するヒストグラムと過去の酸素飽和度に関するヒストグラムを比較演算して得られるヒストグラム演算値が、酸素飽和度補正部 8 0 に送信される。酸素飽和度補正部 8 0 では、ヒストグラム演算値に基づいて、現在又は過去の酸素飽和度を画素毎に補正する。また、酸素飽和度の分布に関する情報としては、最大値、最小値、平均値、中央値などの各種統計値がある。この場合には、現在の酸素飽和度から得られる各種統計値と過去の酸素飽和度から得られる各種統計値に基づく演算により得られる統計演算値が、酸素飽和度補正部 8 0 に送信される。酸素飽和度補正部 8 0 では、統計演算値に基づいて、現在又は過去の酸素飽和度を画素毎に補正する。

30

【 0 0 8 0 】

[第 1 ~ 第 3 実施形態の変形例]

第 1、第 3 実施形態では、第 1 比較部 7 8 又は第 2 比較部 2 0 2 での現在と過去の酸素飽和度の比較結果に基づいて酸素飽和度補正部 8 0 で酸素飽和度の補正を行なったが、図 1 6 に示すように、第 1 比較部 7 8 (第 3 実施形態の場合であれば第 2 比較部 2 0 2) と酸素飽和度補正部 8 0 との間に判定部 3 0 0 を設け、この判定部 3 0 0 において、現在と過去の酸素飽和度の比較結果に基づいて、現在又は過去の酸素飽和度を補正するか否かの判定を行ってもよい。

40

【 0 0 8 1 】

判定部 3 0 0 で、補正を行うとの判定が出た場合には、第 1 比較部 7 8 で (第 3 実施形態の場合であれば第 2 比較部 2 0 2) の比較結果と現在又は過去の酸素飽和度に関する情報が酸素飽和度補正部 8 0 に送られる。一方、補正を行わないとの判定が出た場合には、現在又は過去の酸素飽和度に関する情報が酸素飽和度画像生成部 8 2 に送られる。なお、第 2 実施形態の場合には、第 1 比較部 7 8 での現在と過去の酸素飽和度の比較結果に基づ

50

いて、係数補正部 102 でマトリックス係数の補正を行うか否かの判定を行うことが好ましい。

【0082】

[第4実施形態]

第1、第3実施形態では、第1比較部78又は第2比較部202での現在と過去の酸素飽和度の比較結果に基づいて酸素飽和度補正部80で酸素飽和度の補正を行なったが、第4実施形態では、酸素飽和度の補正を行うことなく、表示処理部82aでの表示処理の内容を変更する。

【0083】

図17に示すように、第4実施形態の特殊観察画像処理部400は、分光推定部70と、信号比算出部72と、酸素飽和度算出部74と、特徴点抽出部76と、第1比較部78と、酸素飽和度画像生成部82とを備えている。第1実施形態の特殊観察画像処理部64と比較すると、第4実施形態の特殊観察画像処理部400には、酸素飽和度補正部80が無い代わりに、酸素飽和度画像生成部82内に境界値補正部82bが新たに加わっている。なお、それ以外については、第1実施形態と同様である。

10

【0084】

境界値補正部82bは、第1特徴点と第2特徴点の酸素飽和度の差に応じて、表示処理部82aで定義されている特定範囲の境界値を補正する。例えば、第1特徴点の酸素飽和度から第2特徴点の酸素飽和度を引いて、特徴点間の酸素飽和度の差を求めた場合に、特徴点間の酸素飽和度の差が「+5%」であれば、現在の酸素飽和度の境界値を「60%」から「5%」を引いた「55%」に補正する、もしくは、過去の酸素飽和度の境界値を「60%」に「5%」を足した「65%」に補正する。そして、表示処理部82aにおいて、補正後の境界値に基づいて、現在の内視鏡画像信号及び過去の内視鏡画像信号に対して表示処理を行う。このように補正した境界値に基づいて表示処理を行うことで、現在と過去とで特徴点の間に酸素飽和度に差があったとしても、その差により現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像の表示に違いが生ずることがない。

20

【0085】

[第5実施形態]

第1～第4実施形態では、現在と過去の内視鏡画像信号を用いて、現在と過去の酸素飽和度画像を同時表示したが、これに代えて、第5実施形態では、第1過去の内視鏡挿入時に得られた通常観察画像と、第1過去と異なる第2過去の内視鏡挿入時に得られた第2過去の酸素飽和度数値画像を用いて、第1過去の酸素飽和度画像と第2過去の酸素飽和度画像をモニタ18に同時表示する。ここで、第2過去の酸素飽和度数値画像とは、第2過去の酸素飽和度(第2の酸素飽和度)の数値情報を画素毎に持つ画像である。

30

【0086】

図18に示すように、第5実施形態の特殊観察画像処理部500は、分光推定部70と、信号比算出部72と、酸素飽和度算出部74と、特徴点抽出部76と、第1比較部78と、酸素飽和度補正部80と、酸素飽和度画像生成部82とを備えている。第1実施形態の特殊観察画像処理部64と比較すると、第5実施形態の特殊観察画像処理部500では、酸素飽和度算出部74と第1比較部78との間に特徴点抽出部76が設けられている他、第2過去の酸素飽和度数値画像は、第2過去の酸素飽和度の数値情報を持つ画像であるため、信号比算出部72及び酸素飽和度算出部74を経由することなく、特徴点抽出部76に入力される。なお、それ以外については、第1実施形態と同様である。

40

【0087】

ここで、第1過去の通常観察画像は白色光などの広帯域光を用いて得られた画像信号であり、過去内視鏡画像記憶部61に記憶されている。また、第2過去の酸素飽和度数値画像は、第1～第4実施形態のように、酸素飽和度を色で表わした酸素飽和度画像と異なり、酸素飽和度の数値情報を画素毎に持つ画像であるため、第2過去の酸素飽和度数値画像は、酸素飽和度補正部80で補正することが可能である。この第2過去の酸素飽和度画像も過去内視鏡画像記憶部61に記憶されている。

50

【0088】

なお、酸素飽和度補正部80で補正しない場合には、第2過去の酸素飽和度数値データではなく、第1～第4実施形態のように、酸素飽和度を色で表わした第2過去の酸素飽和度画像を過去内視鏡画像記憶部61に記憶してもよい。この場合には、特徴点抽出部76、第1比較部78、酸素飽和度補正部80、酸素飽和度画像生成部82における各処理が行われることなく、第2過去の酸素飽和度画像は、直接、第1過去の酸素飽和度画像とともにモニタ18に表示される。

【0089】

特殊観察画像処理部500では、第1過去の通常観察画像は、分光推定部70、信号比算出部72、酸素飽和度算出部74での処理（各部における処理の内容は第1実施形態と同様）を経ることにより、第1過去の酸素飽和度（第1の酸素飽和度）が得られる。一方、第2過去の酸素飽和度数値画像は、上述したように、直接、特徴点抽出部76に入力される。特徴点抽出部76では、第1過去の通常観察画像と第2過去の酸素飽和度数値画像からそれぞれ特徴量を抽出し、この抽出した特徴量に基づいて第1過去の通常観察画像と第2過去の酸素飽和度数値画像間で位置合わせを行う。

10

【0090】

そして、位置合わせ後の第1過去の通常観察画像と第2過去の酸素飽和度数値画像から、特徴量が同じ又はほぼ同じ画素領域を、特徴点として抽出する。特徴点抽出後は、第1過去の通常観察画像及び第2過去の酸素飽和度数値画像に対して、第1実施形態と同様の処理（第1比較部78、酸素飽和度補正部80、酸素飽和度画像生成部82における各処理）を行うことによって、第1過去の酸素飽和度画像（第1の酸素飽和度画像）と第2過去の酸素飽和度画像（第2の酸素飽和度画像）を生成する。

20

【0091】

なお、第1～第5実施形態では、第1青色レーザ光源、第2青色レーザ光源、及び蛍光体44を用いて観察対象の照明を行ったが、他の光源方式を用いて照明を行ってもよい。図19に示すように、LED方式の内視鏡システム600の光源装置14には、第1及び第2青色レーザ光源34、36と光源制御部40の代わりに、LED（Light Emitting Diode）光源ユニット601と、LED光源制御部604が設けられている。また、内視鏡システム600の照明光学系24aには蛍光体44が設けられていない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

30

【0092】

LED光源ユニット601は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、R-LED601a、G-LED601b、B-LED601cを有する。図20に示すように、R-LED601aは、例えば約600～650nmの赤色帯域光（以下、単に赤色光という）を発光する。この赤色光の中心波長は約620～630nmである。G-LED601bは、正規分布で表される約500～600nmの緑色帯域光（以下、単に緑色光）を発光する。B-LED601cは、445～460nmを中心波長とする青色帯域光（以下、単に青色光という）を発光する。

【0093】

また、LED光源ユニット601は、B-LED601cが発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ（HPF）602を有する。ハイパスフィルタ602は、約450nm以下の波長帯域の青色光をカットし、約450nmより長波長帯域の光を透過する。

40

【0094】

ハイパスフィルタ602のカットオフ波長（約450nm）は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい波長であり、この波長を境に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が逆転する。本実施形態の場合、信号比B/G、R/Gと酸素飽和度との相関関係は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい場合のものであるので、カットオフ波長以下の波長帯域に基づくシグナルは、酸素飽和度の算出精度を低下させる原因になる。このため、少なくとも酸素飽和度を算出する

50

ための B 1 画像信号を取得する時に、ハイパスフィルタ 6 0 2 を用いてカットオフ波長以下の波長帯域の光が観察対象に照射されないようにすることで、酸素飽和度の算出精度が向上する。

【 0 0 9 5 】

したがって、ハイパスフィルタ 6 0 2 は、特殊観察モード時に B - L E D 6 0 1 c の前の挿入位置に挿入され、通常観察モード時には退避位置に退避される。ハイパスフィルタ 6 0 2 の挿抜は、L E D 光源制御部 6 0 4 の制御のもとで、H P F 挿抜部 6 0 3 によって行われる。

【 0 0 9 6 】

L E D 光源制御部 6 0 4 は、L E D 光源ユニット 6 0 1 の各 L E D 6 0 1 a ~ 6 0 1 c の点灯 / 消灯、及びハイパスフィルタ 6 0 2 の挿抜を制御する。具体的には、図 2 1 に示すように、通常観察モードの場合、L E D 光源制御部 6 0 4 は、各 L E D 6 0 1 a ~ 6 0 1 c を全て点灯させ、ハイパスフィルタ 6 0 2 は B - L E D 6 0 1 c の光路上から退避させる。これにより、青色光、緑色光、赤色光が重畳した白色光が観察対象に照射され、センサ 4 8 はその反射光により観察対象を撮像し、B、G、R 各色の画像信号を出力する。

10

【 0 0 9 7 】

一方、図 2 2 に示すように、特殊観察モードの場合、L E D 光源制御部 6 0 4 は、ハイパスフィルタ 6 0 2 を B - L E D 6 0 1 c の光路上に挿入する。また、B - L E D 6 0 1 c は常時点灯する一方で、R - L E D 6 0 1 a 及び G - L E D 6 0 1 b については、一定の間隔で点灯と消灯を交互に繰り返す。したがって、観察対象には、4 5 0 n m 以下の波長帯域がカットされた青色光と、4 5 0 n m 以下の波長帯域がカットされた青色光、緑色光、赤色色の混色光とが交互に照射される。

20

【 0 0 9 8 】

そして、撮像制御部 4 9 では、4 5 0 n m 以下の波長帯域がカットされた青色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を 1 フレーム目の読出し期間に読み出して、B 1 画像信号を出力する。そして、混色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を 2 フレーム目の読出し期間に読み出して、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を出力する。その後の処理は内視鏡システム 1 0 と同様に行うことができる。

【 0 0 9 9 】

また、図 2 3 に示すように、回転フィルタ方式の内視鏡システム 7 0 0 の光源装置 1 4 には、第 1 及び第 2 青色レーザ光源 3 4、3 6 と光源制御部 4 0 の代わりに、広帯域光源 7 0 1 と、回転フィルタ 7 0 2 と、フィルタ制御部 7 0 3 が設けられている。また、内視鏡システム 7 0 0 のセンサ 7 0 5 は、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である。また、D S P 5 6 では、各画素の欠落した色の信号を生成するためのデモザイク処理など、カラーのセンサに特有の処理が行われぬ。それ以外については、内視鏡システム 1 0 と同じである。

30

【 0 1 0 0 】

広帯域光源 7 0 1 は、例えばキセノンランプ、白色 L E D 等からなり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ 7 0 2 は、通常観察モード用フィルタ 7 1 0 と特殊観察モード用フィルタ 7 1 1 とを備えており (図 2 4 参照)、広帯域光源 7 0 1 から発せられる白色光がライトガイド 4 1 に入射される光路上に、通常観察モード用フィルタ 7 1 0 を配置する通常観察モード用の第 1 位置と、特殊観察モード用フィルタ 7 1 1 を配置する特殊観察モード用の第 2 位置との間で径方向に移動可能である。この第 1 位置と第 2 位置への回転フィルタ 7 0 2 の相互移動は、選択された観察モードに応じてフィルタ制御部 7 0 3 によって制御される。また、回転フィルタ 7 0 2 は、第 1 位置または第 2 位置に配置された状態で、センサ 7 0 5 の撮像フレームに応じて回転する。

40

【 0 1 0 1 】

図 2 4 に示すように、通常観察モード用フィルタ 7 1 0 は、回転フィルタ 7 0 2 の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ 7 1 0 は、赤色光を透過する R フィルタ 7 1 0 a と、緑色光を透過する G フィルタ 7 1 0 b と、青色光を透過する B フィルタ 7 1

50

0 cと有する。したがって、回転フィルタ702を通常光観察モード用の第1位置に配置すると、広帯域光源701からの白色光は、回転フィルタ702の回転に応じてRフィルタ710a、Gフィルタ710b、Bフィルタ710cのいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光が順次照射され、センサ705は、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、R画像信号、G画像信号、B画像信号を順次出力する。

【0102】

また、特殊観察モード用フィルタ711は、回転フィルタ702の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ711は、赤色光を透過するRフィルタ711aと、緑色光を透過するGフィルタ711bと、青色光を透過するBフィルタ711cと、 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ711dとを有する。したがって、回転フィルタ702を通常光観察モード用の第2位置に配置すると、広帯域光源701からの白色光は、回転フィルタ702の回転に応じてRフィルタ711a、Gフィルタ711b、Bフィルタ711c、狭帯域フィルタ711dのいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光、狭帯域光(473 nm)が順次照射され、センサ705は、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、Rx画像信号、Gx画像信号、Bx画像信号、及び狭帯域画像信号を順次出力する。

10

【0103】

特殊観察モードで得られるRx画像信号とGx画像信号は、それぞれ第1~5実施形態のR2画像信号とG2画像信号に対応する。また、特殊観察モードで得られる狭帯域画像信号は、第1~5実施形態のB1画像信号に対応し、Bx画像信号は第1~第5実施形態のB2画像信号に対応する。したがって、その後の処理は内視鏡システム10と同様に行うことができる。

20

【0104】

第1~第5実施形態では、センサ48としてCCDイメージセンサを用いているが、センサ48としてCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサを用いても良い。但し、CMOSイメージセンサはいわゆるローリングシャッタ方式で駆動され、画素の行(1~N行の各行)毎に順に信号電荷の蓄積及び読み出しが行われる。このため、各行の信号電荷の蓄積及び読み出しのタイミングが行毎に異なるので、第1白色光と第2白色光の切り替えは読み出しのタイミングに合わせて行うことが望ましい。

30

【0105】

例えば、図25に示すように、通常観察モード時には、N行目の蓄積開始(時刻 T_1)から1行目の蓄積完了(時刻 T_2)までの間、第2白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_2)からN行目の読み出し完了(時刻 T_3)までの間、第2白色光の照射を停止させる。また、図26に示すように、特殊観察モード時には、N行目の蓄積開始(時刻 T_1)から1行目の蓄積完了(時刻 T_2)までの間、第2白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_2)からN行目の読み出し完了(時刻 T_3)までの間、第2白色光の照射を停止させる。そして、第2白色光から第1白色光に切り替えた後は、N行目の蓄積開始(時刻 T_3)から1行目の蓄積完了(時刻 T_4)までの間、第1白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_4)からN行目の読み出し完了(時刻 T_5)までの間、第1白色光の照射を停止させる。

40

【0106】

こうすると、各行の実質的な電荷蓄積期間の長さ(露光量)を統一し、かつ、第1白色光と第2白色光とが混色するのを防ぐことができるので、センサ48としてCMOSイメージセンサを用いる場合でも上記各実施形態のように正確な酸素飽和度を算出することができる。第1、第2青色レーザ光源34、36の代わりに、LED光源ユニット701や、広帯域光源701及び回転フィルタ702を用いる場合も同様である。

【0107】

なお、上記第1~第4実施形態では、酸素飽和度補正部80で補正後の現在の酸素飽和

50

度に基づいて現在の酸素飽和度画像を生成し、補正後の過去の酸素飽和度に基づいて過去の酸素飽和度画像を生成しているが、現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差分を算出し、その差分に基づいて差分画像を生成し、表示してもよい。

【0108】

この差分画像を生成するために、図27に示すように、特殊観察画像処理部800には、差分画像生成部800が設けられる。特殊観察画像処理部800は、酸素飽和度画像生成部を設ける代わりに、差分画像生成部802を設けること以外については、特殊観察画像処理部64と同様の構成を有している。差分画像生成部802は、酸素飽和度補正部80で補正後の現在の酸素飽和度と、同じく酸素飽和度補正部80で補正後の過去の酸素飽和度との差分を算出する。

10

【0109】

差分画像生成部802では、算出した差分に基づいて、差分を画像化した差分画像を生成する。生成された差分画像は、モニタ18に表示される。これにより、モニタ18上で、差分が強調表示される。差分画像の生成方法としては、例えば、現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差分と、この差分に対応する色とを対応付けたカラーテーブル（図示しない）を差分画像生成部802に設け、このカラーテーブルを参照して、差分値に対応する色を割り当てて差分画像を生成する方法が考えられる。また、差分画像生成部802では、酸素飽和度補正部80で現在又は過去の酸素飽和度を補正することなく、差分を算出し、差分画像を生成してもよい。

【0110】

なお、差分画像生成部802では、現在の酸素飽和度と過去の酸素飽和度の差分を算出するが、これに代えて、現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像を比較し、その差分に基づいて差分画像を生成、表示してもよい。ここで、現在の酸素飽和度画像と過去の酸素飽和度画像の差分とは、例えば、色差信号の信号値など色情報の差分が考えられる。また、第5実施形態では、第1過去の酸素飽和度に基づいて第1過去の酸素飽和度画像を生成し、第2過去の酸素飽和度数値画像に基づいて第2過去の酸素飽和度画像を生成しているが、これに代えて、第1過去の酸素飽和度と第2過去の酸素飽和度の差分を算出し、その差分に基づいて差分画像を生成してもよい。さらには、第2過去の酸素飽和度数値画像の代わりに、第2過去の酸素飽和度画像を用いる場合には、第1過去の酸素飽和度画像と第2過去の酸素飽和度画像を比較し、その差分（色差信号などの色情報の差分値）に基づいて差分画像を生成、表示してもよい。

20

30

【0111】

なお、第1～第8実施形態では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、あるいはこれに加えて、「血液量（信号比R2/G2）×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×（1-酸素飽和度）（%）」から求まる還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出してもよい。

【符号の説明】

【0112】

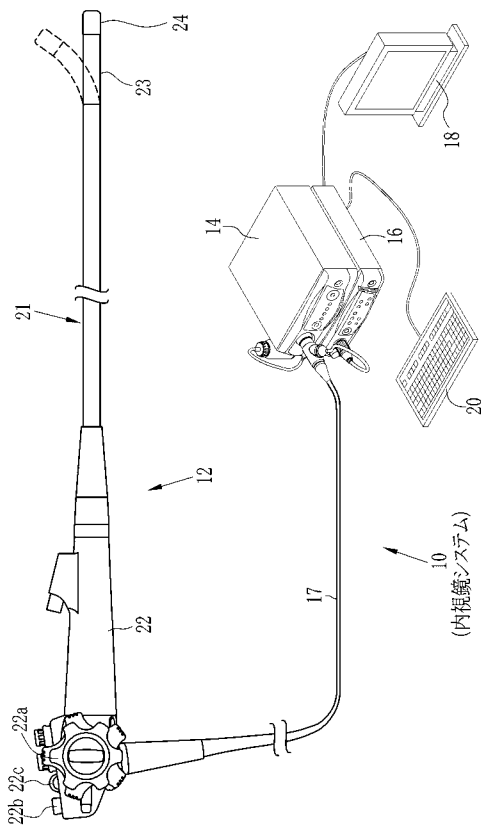
- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 16 プロセッサ装置
- 18 モニタ（表示部）
- 60 内視鏡画像入力部
- 61 過去内視鏡画像記憶部
- 70 分光推定部
- 74 酸素飽和度算出部
- 76 特徴点抽出部
- 78 第1比較部（比較部）
- 80 酸素飽和度補正部
- 82 酸素飽和度画像生成部

40

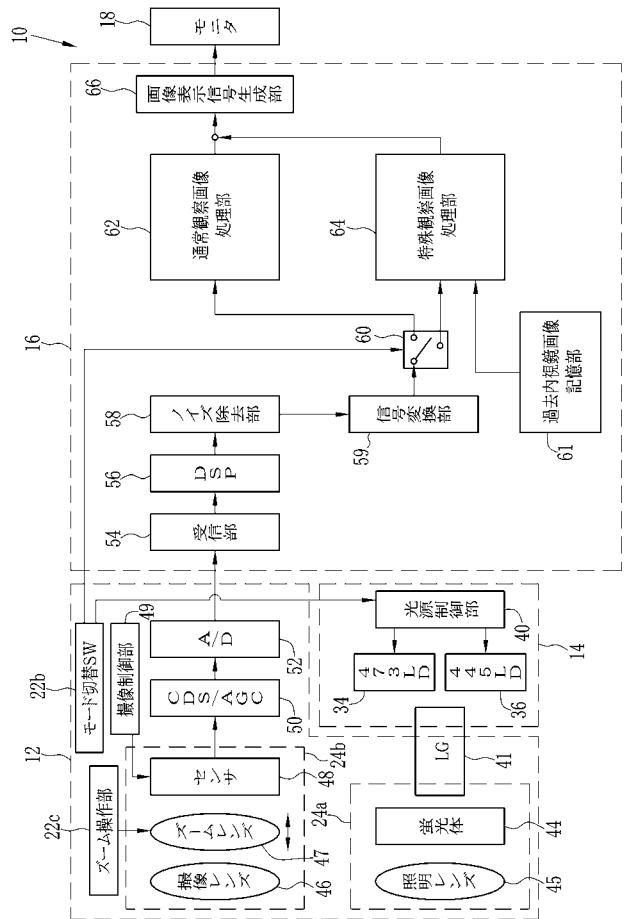
50

- 8 2 a 表示処理部
- 8 2 b 境界値補正部
- 1 0 2 係数補正部
- 2 0 2 第 2 比較部 (比較部)
- 3 0 0 判定部
- 8 0 2 差分画像生成部

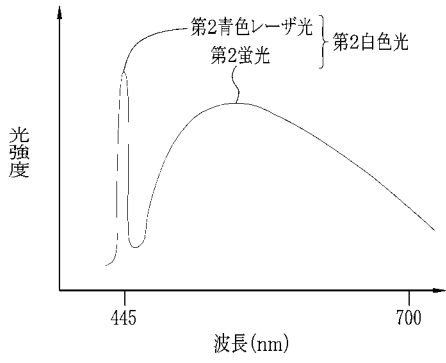
【 図 1 】



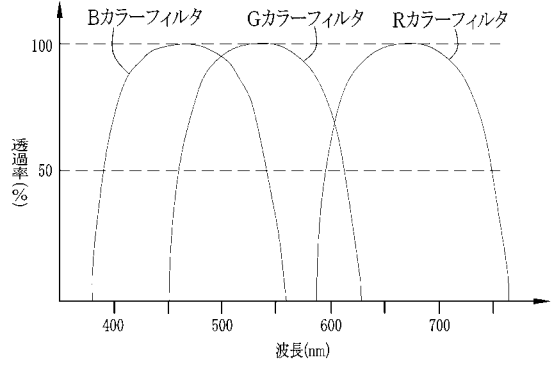
【 図 2 】



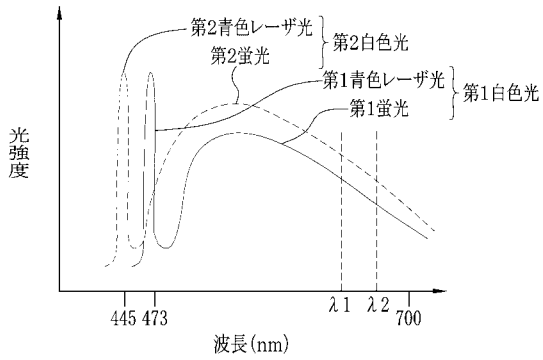
【 図 3 】



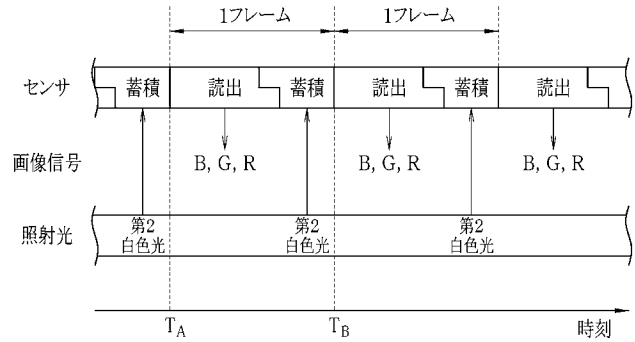
【 図 5 】



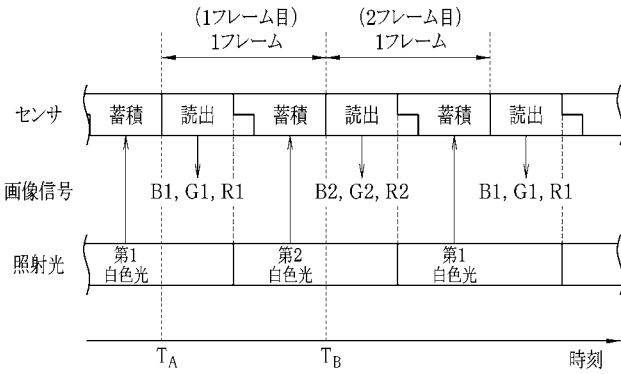
【 図 4 】



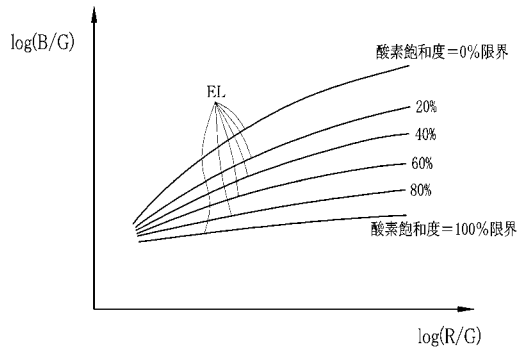
【 図 6 】



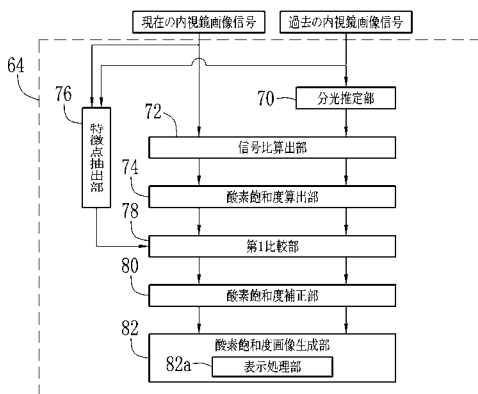
【 図 7 】



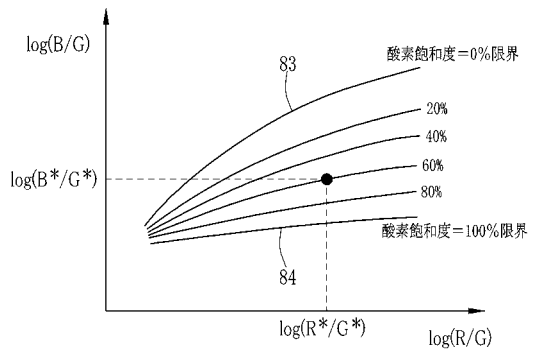
【 図 9 】



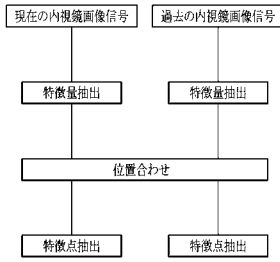
【 図 8 】



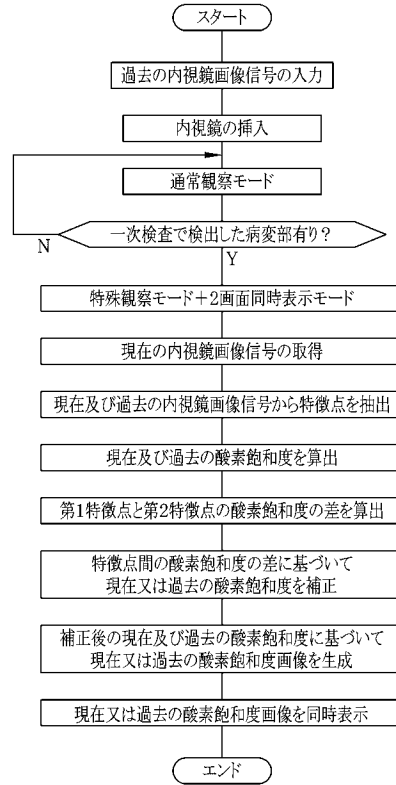
【 図 10 】



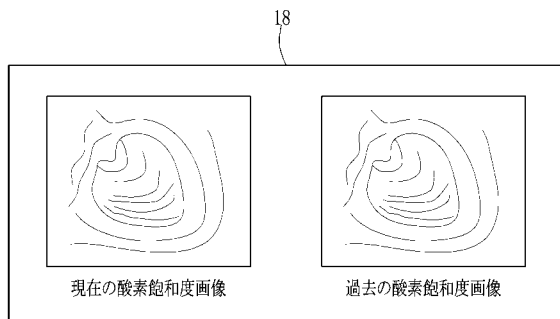
【 図 1 1 】



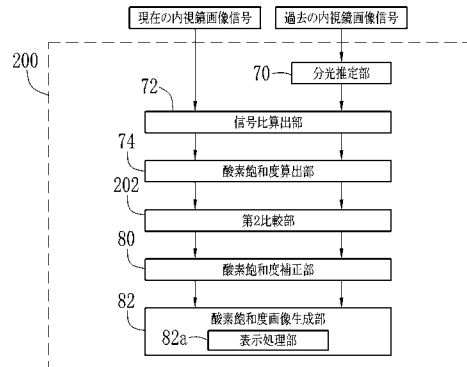
【 図 1 2 】



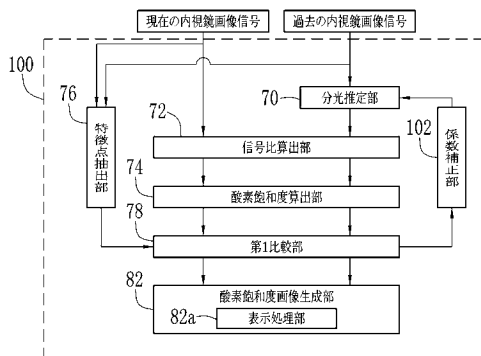
【 図 1 3 】



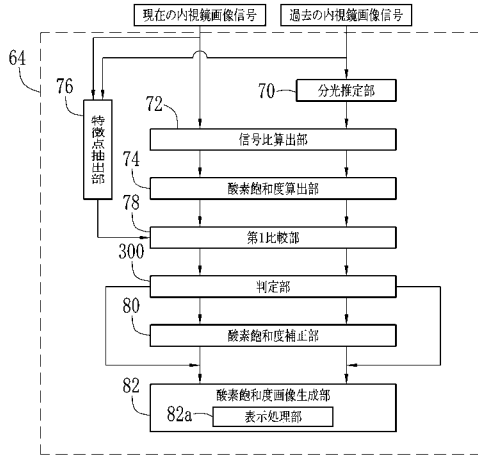
【 図 1 5 】



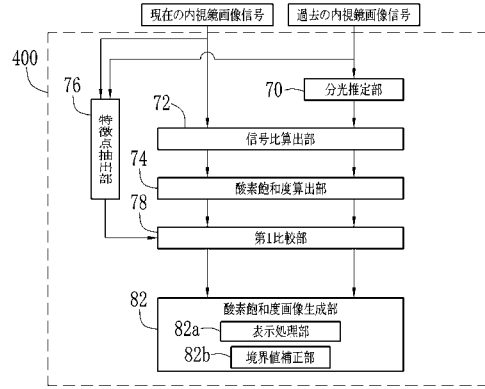
【 図 1 4 】



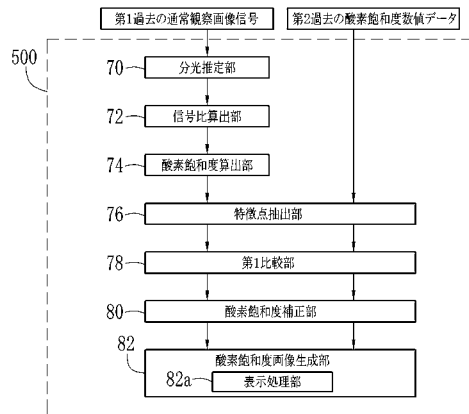
【図16】



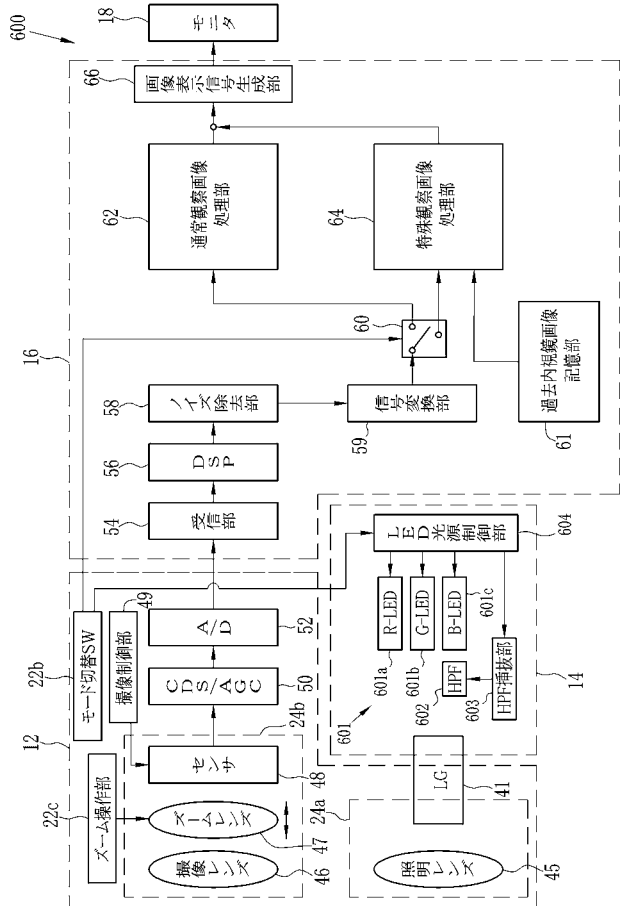
【図17】



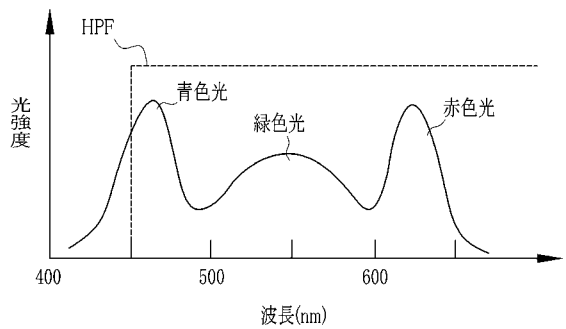
【図18】



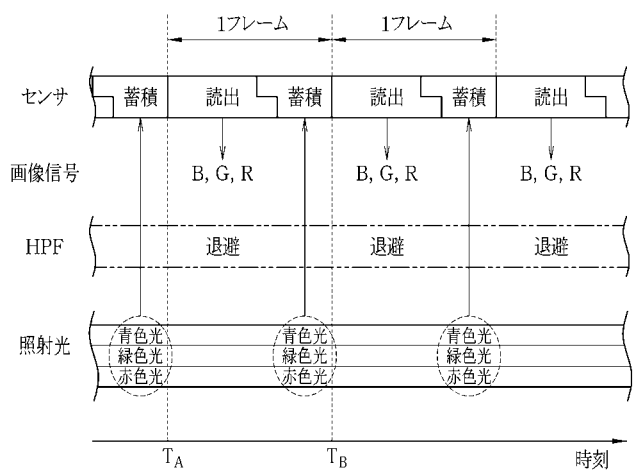
【図19】



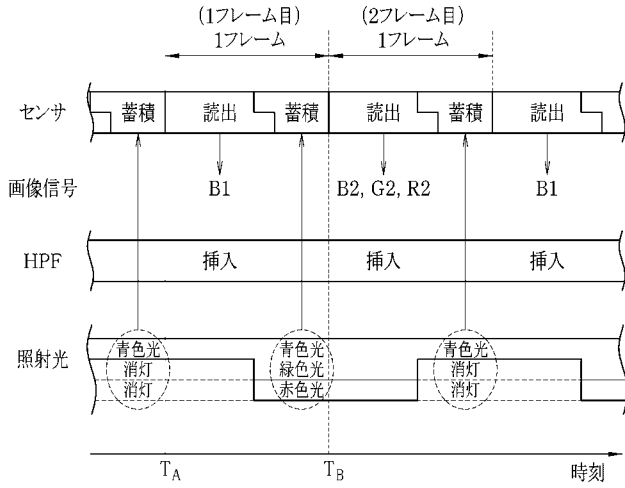
【図20】



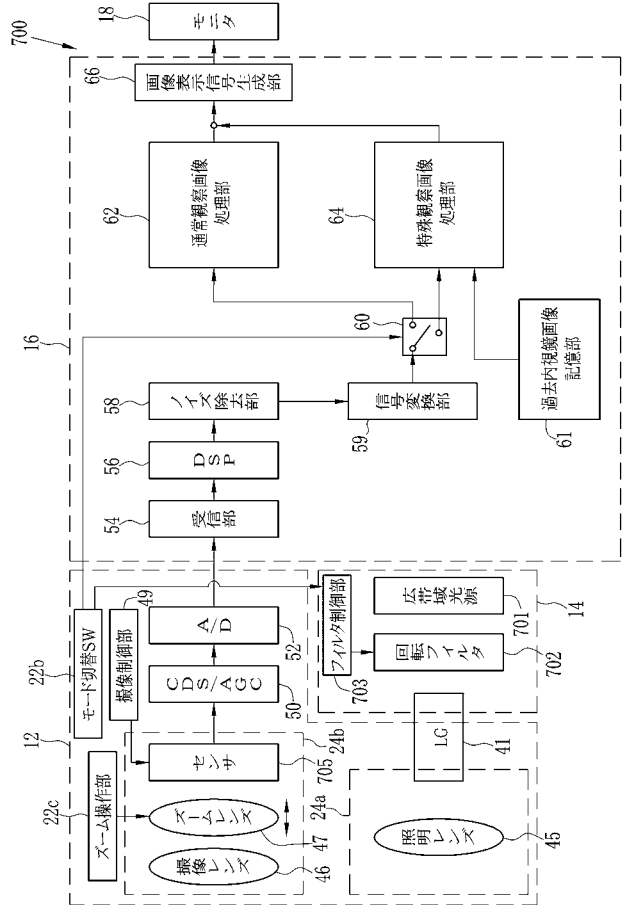
【図21】



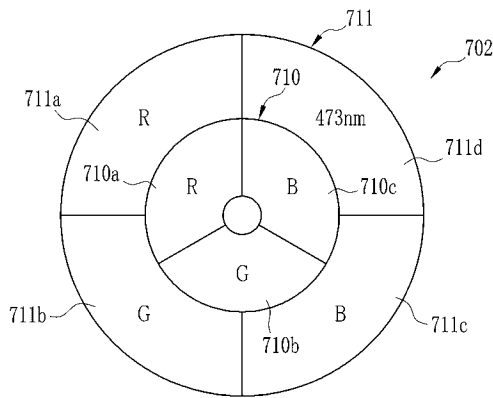
【図22】



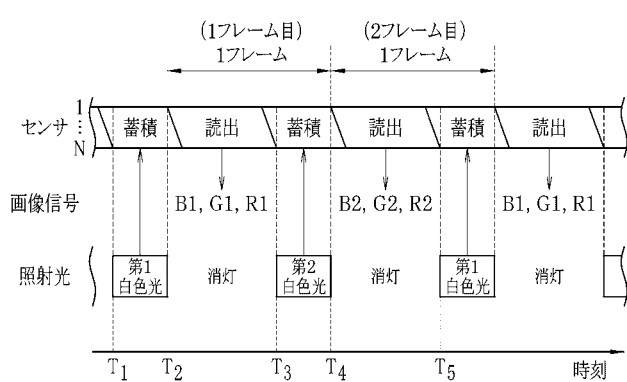
【図23】



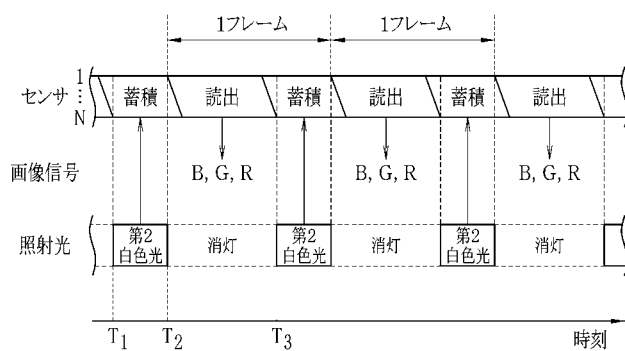
【図24】



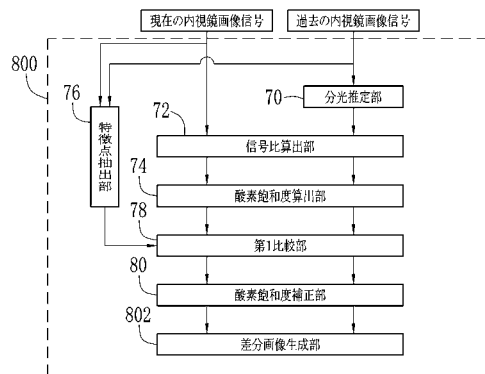
【図26】



【図25】



【図27】



专利名称(译)	处理器装置，内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP2015139657A	公开(公告)日	2015-08-03
申请号	JP2014015680	申请日	2014-01-30
[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	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/7425 G06T7/0014		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.617		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5887367B2		
外部链接	Espacenet		

<p>摘要(译)</p> <p>解决的问题：提供一种内窥镜系统等，其能够同时显示当前和过去的氧饱和度图像，即使过去的图像是除氧饱和度图像之外的图像，例如正常观察图像。内窥镜图像输入单元60输入从当前插入样品中并用于计算氧饱和度的内窥镜输出的当前内窥镜图像信号。光谱估计单元70对与过去用于当前的内窥镜插入时获得的氧饱和度计算不同的过去的内窥镜图像信号进行光谱估计处理，并且获得光谱估计图像。产生。氧饱和度计算单元74基于当前内窥镜图像信号来计算当前氧饱和度，并且基于光谱估计图像来计算过去氧饱和度。氧饱和度图像生成单元80基于当前氧饱和度生成当前氧饱和度图像，并基于过去氧饱和度生成过去氧饱和度图像。监视器18显示当前的氧饱和度图像和过去的氧饱和度图像。[选择图]图8</p>	<p>(21) 出願番号 特願2014-15680 (P2014-15680)</p> <p>(22) 出願日 平成26年1月30日 (2014.1.30)</p>	<p>(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2番30号</p> <p>(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和典</p> <p>(72) 発明者 加來 俊彦 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</p> <p>Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 NN05 SS21 WW10 WW15</p>
--	--	--