

(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2013-202189

(P2013-202189A)

(43) 公開日 平成25年10月7日(2013.10.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
<b>A 6 1 B</b> 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2012-74072 (P2012-74072)  
 (22) 出願日 平成24年3月28日 (2012. 3. 28)

(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 繁田 典雅  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 LL02 MM03  
 MM05 NN01 NN05 NN07 QQ02  
 QQ07 QQ09 RR03 RR04 RR14  
 RR18 RR26 SS21 WW04 WW15  
 YY14

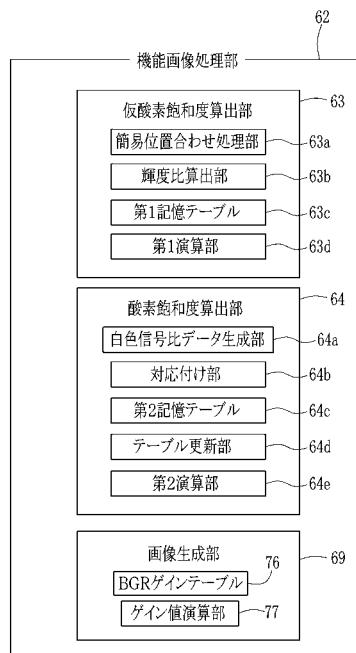
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡動画表示方法、及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】位置合わせ処理に伴うプロセッサ装置のハード構成への負荷を軽減し、酸素飽和度画像をちらつきなく動画表示する。

【解決手段】白色画像W、分光画像PB2、分光画像PB3を、異なる撮像タイミングで取得する。白色画像Wの中の青色の分光画像PB1、分光画像PB2、分光画像PB3間で、簡易的に位置合わせを行う。簡易的な位置合わせを行った分光画像間の輝度比に基づいて、暫定的な仮酸素飽和度を算出する。第2記憶テーブル64cは白色画像Wの信号比と酸素飽和度との対応関係を予め記憶している。この第2記憶テーブル64cの対応関係は、仮酸素飽和度の算出毎に更新される。更新済みの第2記憶テーブル64cと白色画像Wの信号比とを用いて、酸素飽和度画像を生成する。生成した酸素飽和度画像は、モニタ上で動画表示される。

【選択図】 図6



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

広帯域成分を有する第 1 画像を取得する画像取得手段と、  
血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第 1 画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段と、

前記対応関係記憶手段から、前記画像取得手段で取得した第 1 画像に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度算出手段で求めた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】**

前記画像取得手段は、前記第 1 画像に加えて、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成分を有する第 2 画像を取得し、

前記酸素飽和度算出手段は、

前記第 1 画像及び第 2 画像に基づいて、暫定的な仮酸素飽和度を算出する仮酸素飽和度算出部と、

前記仮酸素飽和度と第 1 画像とを対応付ける対応付け部と、

前記仮酸素飽和度と第 1 画像との対応関係を前記対応関係記憶手段に反映させることにより、前記対応関係記憶手段に記憶されている対応関係を更新する更新部と、

前記画像取得手段で取得した第 1 画像に対応する酸素飽和度を、前記対応関係記憶手段から求める酸素飽和度算出部と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】**

前記仮酸素飽和度算出部は、前記第 1 及び第 2 画像間の中心部分のみを位置合わせしてから、仮酸素飽和度を求める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】**

前記更新部は、前記仮酸素飽和度と第 1 画像との対応関係が前記対応関係記憶手段の対応関係と一致しない場合には、それら対応関係に基づく平均化処理を行った上で、前記対応関係記憶手段を更新す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】**

前記第 1 画像は互いに異なる波長成分を有する複数の分光画像からなり、

前記対応関係記憶手段は、所定の分光画像間の輝度比と前記酸素飽和度との対応関係を記憶す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】**

前記複数の分光画像は、青色の分光画像、緑色の分光画像、赤色の分光画像であり、

前記対応関係記憶部は、青色の分光画像と緑色の分光画像間の第 1 信号比、及び赤色の分光画像と緑色の分光画像間の第 2 信号比と、前記酸素飽和度との対応関係を記憶す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】**

白色光を被検体に照射する照明手段を備え、

前記画像取得手段は、前記白色光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより、前記青色の分光画像、前記緑色の分光画像、及び前記赤色の分光画像を取得することを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記白色光は、青色狭帯域光とこの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】**

青色光、緑色光、赤色光を被検体に順次照射する照明手段を備え、

前記画像取得手段は、各色の光の反射像をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより、前記青色の分光画像、前記緑色の分光画像、及び前記赤色の分光画像を取得することを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 10】

広帯域成分を有する第 1 画像を取得する電子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、

血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第 1 画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段と、

前記対応関係記憶手段から、前記電子内視鏡で取得した第 1 画像に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度算出手段で求めた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内視鏡システムのプロセッサ装置。

10

## 【請求項 11】

広帯域成分を有する第 1 画像を画像取得手段で取得するステップと、

血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第 1 画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段から、前記画像取得手段で取得した第 1 画像に対応する酸素飽和度を求めるステップと、

、

前記酸素飽和度算出手段で求めた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ステップとを有することを特徴とする内視鏡動画表示方法。

## 【請求項 12】

電子内視鏡の画像取得手段によって取得した画像を処理する画像処理プログラムにおいて、

20

コンピュータを、

広帯域成分を有する第 1 画像と血中ヘモグロビンの酸素飽和度との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段から、前記画像取得手段で取得した第 1 画像に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段、及び

前記酸素飽和度算出手段で求めた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ことを特徴とする画像処理プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

30

本発明は、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内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡動画表示方法、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】

医療分野において、電子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、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。ここで、酸素飽和度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。

40

## 【0004】

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ため、撮像タイミングの時間差によって生じる、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

50

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】

【特許文献】

【0005】

【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】

【0006】

特許文献1に記載されているように、正確な酸素飽和度を画像化するために精度の高い位置合わせ技術の開発を進めているが、その過程において、以下に示すように、技術改良の余地がある。

【0007】

酸素飽和度画像は、診察中に観察されるため、動画表示が前提である。酸素飽和度画像の動画表示においては、複数の分光画像間で少しでも位置ズレ等が生じると、画像がちらついて視認性を低下させるため、診断能を低下させる一因となる。これに対して、複数の分光画像の正確な位置合わせ処理（画像中央部分だけでなく、周辺部分もマッチングさせるような位置合わせ処理）は、プロセッサ装置のハード構成への負荷が大きいため、大型で高価な処理装置が必要であった。

【0008】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたもので、位置合わせ処理に伴うプロセッサ装置のハード構成への負荷を軽減し、酸素飽和度画像をちらつきなく動画表示する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡動画表示方法、及び画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、広帯域成分を有する第1画像を取得する画像取得手段と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第1画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段と、前記対応関係記憶手段から、前記画像取得手段で取得した第1画像に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段と、前記酸素飽和度算出手段で求めた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。

【0010】

前記画像取得手段は、前記第1画像に加えて、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成分を有する第2画像を取得し、前記酸素飽和度算出手段は、前記第1画像及び第2画像に基づいて、暫定的な仮酸素飽和度を算出する仮酸素飽和度算出部と、前記仮酸素飽和度と第1画像とを対応付ける対応付け部と、前記仮酸素飽和度と第1画像との対応関係を前記対応関係記憶手段に反映させることにより、前記対応関係記憶手段に記憶されている対応関係を更新する更新部と、前記画像取得手段で取得した第1画像に対応する酸素飽和度を、前記対応関係記憶手段から求める酸素飽和度算出部とを有することが好ましい。

【0011】

前記仮酸素飽和度算出部は、前記第1及び第2画像間の中心部分のみを位置合わせしてから、仮酸素飽和度を求めることが好ましい。前記更新部は、前記仮酸素飽和度と第1画像との対応関係が前記対応関係記憶手段の対応関係と一致しない場合には、それら対応関係に基づく平均化処理を行った上で、前記対応関係記憶手段を更新することが好ましい。

【0012】

前記第1画像は互いに異なる波長成分を有する複数の分光画像からなり、前記対応関係記憶手段は、所定の分光画像間の輝度比と前記酸素飽和度との対応関係を記憶することが好ましい。前記複数の分光画像は、青色の分光画像、緑色の分光画像、赤色の分光画像であり、前記対応関係記憶部は、青色の分光画像と緑色の分光画像間の第1信号比、及び赤

10

20

30

40

50

色の分光画像と緑色の分光画像間の第2信号比と、前記酸素飽和度との対応関係を記憶することが好ましい。

【0013】

白色光を被検体に照射する照明手段を備え、前記画像取得手段は、前記白色光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより、前記青色の分光画像、前記緑色の分光画像、及び前記赤色の分光画像を取得することが好ましい。前記白色光は、青色狭帯域光とこの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ことが好ましい。青色光、緑色光、赤色光を被検体に順次照射する照明手段を備え、前記画像取得手段は、各色の光の反射像をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより、前記青色の分光画像、前記緑色の分光画像、及び前記赤色の分光画像を取得することが好ましい。

10

【0014】

本発明は、広帯域成分を有する第1画像を取得する電子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、血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第1画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段と、前記対応関係記憶手段から、前記電子内視鏡で取得した第1画像に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段と、前記酸素飽和度算出手段で求めた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。

【0015】

本発明の内視鏡動画表示方法は、広帯域成分を有する第1画像を画像取得手段で取得するステップと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第1画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段から、前記画像取得手段で取得した第1画像に対応する酸素飽和度を求めるステップと、前記酸素飽和度算出手段で求めた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ステップとを有することを特徴とする。

20

【0016】

本発明は、電子内視鏡の画像取得手段によって取得した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、広帯域成分を有する第1画像と血中ヘモグロビンの酸素飽和度との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段から、前記画像取得手段で取得した第1画像に対応する酸素飽和度を求める酸素飽和度算出手段、及び前記酸素飽和度算出手段で求めた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ことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、血中ヘモグロビンの酸素飽和度と第1画像との対応関係を予め記憶する対応関係記憶手段から、電子内視鏡などの画像取得手段で取得した第1画像に対応する酸素飽和度を求め、その求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を動画表示している。したがって、本発明では、位置合わせ処理を簡易的に行っているため、位置合わせ処理に伴うプロセッサ装置のハード構成への負荷が軽減され、また、1フレームの第1画像に基づいて動画表示していることから、動画中でちらつきが生じることがない。

【図面の簡単な説明】

【0018】

40

【図1】本発明の内視鏡システムの外觀図である。

【図2】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3】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】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5A】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5B】機能情報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6】第1実施形態における機能画像処理部のブロック図である。

【図7】簡易位置合わせの説明図である。

50

【図 8】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 9】輝度比  $S_1 / S_3$  ,  $S_2 / S_3$  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 10 A】輝度比  $S_1^* / S_3^*$  ,  $S_2^* / S_3^*$  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ための説明図である。

【図 10 B】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ための説明図である。

【図 11】白色信号比データと仮酸素飽和度データの対応付けを説明する説明図である。

【図 12】仮酸素飽和度用テーブルを示す表である。

【図 13】第 2 記憶テーブルの更新方法を説明するための説明図である。

【図 14】平均化処理を説明するための説明図である。

【図 15】更新済みの第 2 記憶テーブルを示す表である。

【図 16】ゲイン値と酸素飽和度との関係を示すグラフである。

【図 17】酸素飽和度画像を示す画像図である。

【図 18】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図 19】第 2 実施形態における内視鏡システムの外観図である。

【図 20】第 2 実施形態の機能情報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 21】第 2 実施形態における機能画像処理部のブロック図である。

【図 22】酸素飽和度と信号比  $B_2 / G_1$  ,  $R_1 / G_1$  との相関関係を示すグラフである。

【図 23】図 22 のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を説明する説明図である。

【図 24】キセノンランプなどの白色光源の広帯域から波長分離して光を生成する光源装置を示す概略図である。

【図 25】回転フィルタを示す図である。

【図 26 A】別実施形態の通常観察モードにおける照射タイミングと撮像タイミングを説明するための説明図である。

【図 26 B】別実施形態の機能情報観察モードにおける照射タイミングと撮像タイミングを説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

[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電子内視鏡 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。

【0020】

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、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報を取得して、これらを画像化して観察するモードである。これら観察モードは、電子内視鏡 11 の切り替えスイッチ 16 やコンソール 15 によって入力される入力情報に基づき、適宜切り替えられる。

【0021】

電子内視鏡 11 は、被検体内に挿入される可撓性のある挿入部 17 と、挿入部 17 の基端部分に設けられた操作部 18 と、操作部 18 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 19 とを備えている。

【0022】

挿入部 17 は、先端から順に連設された、先端部 20、湾曲部 21、可撓管部 22 から

10

20

30

40

50

なる。先端部 20 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 23、観察部位で反射した像光が入射する観察窓 24 の他（図 2 参照）、観察窓 24 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、鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口などが設けられている（これらは図示省略）。観察窓 24 の奥には、撮像素子 44（図 2 参照）や結像用の光学系が内蔵されている。

#### 【0023】

湾曲部 21 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 18 のアングルノブ 26 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 21 が湾曲することにより、先端部 20 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 22 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 17 には、撮像素子 44 を駆動する駆動信号や撮像素子 44 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 13 から供給される照明光を照明窓 23 に導光するライトガイド 43（図 2 参照）が挿通されている。

10

#### 【0024】

操作部 18 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口、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。

#### 【0025】

ユニバーサルコード 19 には、挿入部 17 から延設される通信ケーブルやライトガイド 43 が挿通されており、一端には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 27 が取り付けられている。コネクタ 27 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 43 の一端がそれぞれ配設される。電子内視鏡 11 は、このコネクタ 27 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

20

#### 【0026】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、半導体光源ユニット 31 と、これらを駆動制御する光源制御部 32 とを備えている。光源制御部 32 は、光源装置 13 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。

#### 【0027】

半導体光源ユニット 31 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 LD1 ~ LD3 と、蛍光体 37 とを有している。図 3 に示すように、レーザ光源 LD1 は、波長域が  $440 \pm 10 \text{ nm}$  に、好ましくは  $445 \text{ nm}$  に制限された狭帯域光 N1 を発光する。発光した狭帯域光 N1 は、レーザ光源 LD1 と光ファイバ 34 との間に設けられた蛍光体 37 に入射する。蛍光体 37 では、狭帯域光 N1 のうち、一部が吸収されて蛍光 FL が励起発光するとともに、残りが吸収されずにそのまま透過する。これにより、蛍光 FL と蛍光体 37 で吸収されなかった狭帯域光 N1 が合波された白色光 W が、蛍光体 37 から発せられる。

30

#### 【0028】

蛍光体 37 としては、例えば、YAG 系、BAM (  $\text{BgMgAl}_{10}\text{O}_{17}$  ) 系等の蛍光体が使用され、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 37 は、蛍光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 37 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。

40

#### 【0029】

レーザ光源 LD2 は、波長域が  $470 \pm 10 \text{ nm}$  に、好ましくは  $473 \text{ nm}$  に制限された狭帯域光 N2 を発光する。レーザ光源 LD3 は、波長域が  $400 \pm 10 \text{ nm}$  に、好ましくは  $405 \text{ nm}$  に制限された狭帯域光 N3 を発光する。レーザ光源 LD1 ~ LD3 としては、InGaN 系、InGaNAs 系、GaNAs 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 LD1 ~ LD3 としては、高出力化が可能なストライプ幅（導

50

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。

【0030】

光源制御部32は、ドライバ33を介してレーザ光源LD1~LD3の点灯、消灯、光量の制御を行う。レーザ光源LD1の点灯により蛍光体37から発せられる白色光Wは、光ファイバ34によってコンバイナ36に導光される。一方、レーザ光源LD2~LD3が発光する光は、光ファイバ34によってコンバイナ36に導光される。コンバイナ36は、各光ファイバ34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34からの光の光軸を1つに結合する。

【0031】

図2において、コンバイナ36の下流側には、集光レンズ38とロッドインテグレータ39が配置されている。集光レンズ38は、コンバイナ36からの光を集光して、ロッドインテグレータ39に入射させる。ロッドインテグレータ39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13に接続された電子内視鏡11のライトガイド43の入射端に光を入射させる。

10

【0032】

電子内視鏡11は、ライトガイド43、撮像素子44、アナログ処理回路45(AFE: Analog Front End)、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43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43の入射端が配置されたコネクタ27が光源装置13に接続されたときに、入射端が光源装置13のロッドインテグレータ39の出射端と対向する。

20

【0033】

照明窓23の奥には、照明光の配光角を調整する照射レンズ48が配置されている。光源装置13から供給された光はライトガイド43により照射レンズ48に導光されて照明窓23から観察部位に向けて照射される。観察窓24の奥には、対物光学系51と撮像素子44が配置されている。観察部位で反射した像光は、観察窓24を通して対物光学系51に入射し、対物光学系51によって撮像素子44の撮像面44aに結像される。

【0034】

撮像素子44は、CCDイメージセンサやCMOS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44aを有している。撮像素子44は、撮像面44a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44から出力されて、撮像信号はAFE45に送られる。

30

【0035】

撮像素子44は、カラー撮像素子であり、撮像面44aには、図4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。Bのマイクロカラーフィルタは380~560nmの透過帯域を有し、Gのマイクロカラーフィルタは450~630nmの透過帯域を有し、Rのマイクロカラーフィルタは580~760nmの透過帯域を有する。なお、マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列とすることが好ましい。

40

【0036】

図5Aに示すように、通常観察モードにおいては、撮像素子44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なわれる。通常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LD1が点灯し、照明光として白色光Wが観察部位に照射され、その反射光が撮像素子44に入射する。撮像素子44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。

【0037】

機能情報観察モードにおいては、図5Bに示すように、蓄積タイミングに合わせてレー

50

ザ光源LD1、LD2、LD3が順次点灯する。レーザ光源LD1が点灯すると、通常観察モードと同様に、白色光Wが観察部位に照射される。レーザ光源LD2が点灯すると、照明光として狭帯域光N2が観察部位に照射される。レーザ光源LD3が点灯すると、照明光として狭帯域光N3が観察部位に照射される。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44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。

#### 【0038】

図2に示すように、AFE45は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、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。CDSは、撮像素子44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。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/Dは、AGC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12に入力する。

10

#### 【0039】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ56に接続されており、コントローラ56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44に対して駆動信号を入力する。撮像素子44は、撮像制御部46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AFE45に出力する。

20

#### 【0040】

プロセッサ装置12は、コントローラ56の他、DSP(Digital Signal Processor)57、画像処理部58と、フレームメモリ59と、表示制御回路60を備えている。コントローラ56は、CPU、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶するROM、プログラムをロードして作業メモリとして機能するRAMなどからなり、CPU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12の各部を制御する。

#### 【0041】

DSP57は、撮像素子44が出力する撮像信号を取得する。DSP57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、DSP57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。

30

#### 【0042】

フレームメモリ59は、DSP57が出力する画像データや、画像処理部58が処理した処理済みのデータを記憶する。表示制御回路60は、フレームメモリ59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14に出力する。

#### 【0043】

画像処理部58は通常画像処理部61と機能画像処理部62とを備えており、電子内視鏡11からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。通常画像処理部61は、通常観察モードにおいて、DSP57によって色分離された画像に基づいて、青色の分光画像PB1、緑色の分光画像PG1、赤色の分光画像PR1からなる白色画像Wを生成する。

40

#### 【0044】

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、N2、N3の照射タイミングに合わせて順次取得される3つの白色画像W、分光画像PB2、分光画像PB3に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。機能画像処理部62は、図6に示すように、白色画像Wの中の分光画像PB1、分光画像PB2、分光画像PB3に基づいて、暫定的な仮酸素飽和度を算出する仮酸素飽和度算出部63と、白色画像Wと酸素飽和度の対応関係から酸素飽和度を算出するとともに、その対応関係を仮酸素飽和度の算出毎に順次更新する酸素飽和度算出部64と、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生

50

成する画像生成部 6 9 とを備えている。

【 0 0 4 5 】

仮酸素飽和度算出部 6 3 は、簡易位置合わせ処理部 6 3 a と、輝度比算出部 6 3 b と、第 1 記憶テーブル 6 3 c と、第 1 演算部 6 3 d とを備えている。簡易位置合わせ処理部 6 3 a は、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 間の簡易的な位置合わせ（以下「簡易位置合わせ処理」という）を行う。簡易位置合わせ処理部 6 3 a は、フレームメモリ 5 9 から分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 を読み出す。そして、図 7 に示すように、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の中心位置 C 1、C 2、C 3 が一致するように平行移動して位置合わせされる。或いは、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 の中心部分に基準点を設け、この基準点が、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 間で一致するように平行移動して位置合わせしてもよい。このような中心部分だけの位置合わせの場合には、プロセッサ装置 1 2 への負荷が大幅に軽減される。

10

【 0 0 4 6 】

輝度比算出部 6 3 b は、簡易位置合わせ処理が行われた分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 をフレームメモリ 5 9 から読み出して、分光画像 P B 1 と分光画像 P B 3 間の輝度比  $S 1 / S 3$  を求めるとともに、分光画像 P B 2 と分光画像 P B 3 の輝度比  $S 2 / S 3$  を求める。ここで、 $S 1$  は分光画像 P B 1 の画素の輝度値を、 $S 2$  は分光画像 P B 2 の画素の輝度値を、 $S 3$  は分光画像 P B 3 の画素の輝度値を表している。輝度値  $S 3$  は、観察部位の明るさのレベルを表すものであり、輝度値  $S 1$ 、 $S 2$  を比較するために、輝度値  $S 1$ 、 $S 2$  の値を規格化するための参照信号である。輝度比  $S 1 / S 3$  と輝度比  $S 2 / S 3$  は、各分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 間において、対応する全画素について算出される。

20

【 0 0 4 7 】

第 1 記憶テーブル 6 3 c は、輝度比  $S 1 / S 3$ 、 $S 2 / S 3$  と酸素飽和度との相関関係を記憶している。第 1 記憶テーブル 6 3 c の相関関係は、主として、血中のヘモグロビンの吸光スペクトルで表される光吸収特性によって決められる。なお、第 1 記憶テーブル 6 3 c には、輝度比  $S 1 / S 3$ 、 $S 2 / S 3$  と血管深さとの相関関係についても記憶している。

【 0 0 4 8 】

ここで、図 8 に示すように、血中ヘモグロビンのうち、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 7 0 a と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 7 0 b は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光係数  $\mu a$  を示す等吸収点（図 8 における各ヘモグロビン 7 0 a、7 0 b の交点）を除いて、吸光係数  $\mu a$  に差が生じる。吸光係数  $\mu a$  に差があると、同じ光強度かつ同じ波長の光を照射しても、酸素飽和度が変化すれば、輝度値が変化する。

30

【 0 0 4 9 】

分光画像 P B 1 と分光画像 P B 2 は、吸光係数  $\mu a$  に差が生じる狭帯域光 N 1、N 2 の波長成分を有するため、酸素飽和度の変化に応じて、分光画像 P B 1、P B 2 の輝度値  $S 1$ 、 $S 2$  は変化する。そのため、輝度値  $S 1$ 、 $S 2$  の変化を捉えることによって、酸素飽和度を算出することができる。これに対して、分光画像 P B 3 は、吸光係数  $\mu a$  に差が生じない狭帯域光 N 3 の波長成分を有するため、酸素飽和度が変化しても、分光画像 P B 3 の輝度比  $S 3$  は変化しない。

40

【 0 0 5 0 】

以上のような血中のヘモグロビンの光吸収特性の他、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分光画像の分析とから、第 1 記憶テーブル 6 3 c には、図 9 に示すような、輝度比  $S 1 / S 3$ 、 $S 2 / S 3$  を表す輝度座標系 7 1 と、酸素飽和度及び血管深さを表す血管情報座標系 7 2 との相関関係が記憶されている。輝度座標系 7 1 は、X Y の 2 軸を持つ X Y 座標系であり、X 軸に輝度比  $S 1 / S 3$  が割り当てられ、Y 軸には輝度比  $S 2 / S 3$  が割り当てられている。

【 0 0 5 1 】

血管情報座標系 7 2 は、輝度座標系 7 1 上に設けられた U V の 2 軸を持つ U V 座標系であり、U 軸は血管深さに、V 軸は酸素飽和度に割り当てられている。U 軸は、右斜め上に

50

行くほど血管は浅いことを、左斜め下に行くほど血管が深いことを示している。一方、V軸は、左斜め上に行くほど酸素飽和度が低いことを、右斜め下に行くほど酸素飽和度が高いことを示している。また、血管情報座標系72においては、U軸とV軸とは交点Pで交差している。

#### 【0052】

第1演算部63dは、輝度比算出部63bで算出した輝度比 $S_1/S_3$ 、 $S_2/S_3$ が入力されると、第1記憶テーブル63cに記憶された相関関係を参照して、入力された輝度比 $S_1/S_3$ 、 $S_2/S_3$ に対応する酸素飽和度を暫定的な仮酸素飽和度として求める。ここで、仮酸素飽和度とするのは、輝度比 $S_1/S_3$ 、 $S_2/S_3$ の元となる分光画像PB1、PB2、PB3は、中心部分のみ位置合わせする簡易位置合わせ処理しか行われていないため、酸素飽和度の算出精度が低いからである。

10

#### 【0053】

第1演算部63dに入力された輝度比 $S_1/S_3$ 及び輝度比 $S_2/S_3$ を、それぞれ輝度比を $S_1^*/S_3^*$ 、輝度比を $S_2^*/S_3^*$ とすると、第1演算部63dは、次のようにして、仮酸素飽和度を算出する。第1演算部63dは、図10Aに示すように、輝度座標系71において、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10Bに示すように、血管情報座標系72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軸に射影して、座標 $V^*$ を特定する。これにより、1つの画素について、仮酸素飽和度 $V^*$ が求まる。第1演算部63dは、こうした処理を1画面分の全画素について繰り返すことによって、全画素分の仮酸素飽和度を有する仮酸素飽和度データが得られる。なお、座標 $(X^*, Y^*)$ を、血管深さの座標軸であるU軸に射影して、座標 $U^*$ を特定することによって、血管深さ情報 $U^*$ を算出してもよい。

20

#### 【0054】

図6に示すように、酸素飽和度算出部64は、白色信号比データ生成部64aと、対応付け部64bと、第2記憶テーブル64cと、テーブル更新部64dと、第2演算部64eとを備えている。白色信号比データ生成部64aは、白色画像Wの各画素について、分光画像PB1、分光画像PG1間の信号比 $B/G$ を求めるとともに、分光画像PR1、分光画像PG1間の信号比 $R/G$ を求める。これにより、全画素分の信号比 $B/G$ 、 $R/G$ を有する白色信号比データが得られる。

30

#### 【0055】

対応付け部64bは、白色信号比データと、仮酸素飽和度算出部63で算出された仮酸素飽和度データとを対応付ける。このような対応付けが可能であるのは、例えば、電子内視鏡11の先端部を特定の観察部位に向けた状態で、静止して観察するような場合(時間と場所を限定するような場合)である。対応付け部64bでは、まず、図11(A)、(B)に示すように、白色信号比データと仮酸素飽和度データ間で同じ位置にある画素について、信号比 $B/G$ 、 $R/G$ と仮酸素飽和度とを対応付ける。例えば、第1位置の画素の場合であれば、信号比 $B/G = 0.3$ 、 $R/G = 0.3$ と仮酸素飽和度20%とが対応付けられる。白色信号比データと仮酸素飽和度データの全ての画素について、同様の対応付け処理を行うことによって、図11(C)に示すような仮酸素飽和度用テーブルが得られる。なお、(C)では、「( )」の中のパーセント値は酸素飽和度を表している

40

#### 【0056】

この仮酸素飽和度用テーブルは、信号比 $B/G$ を縦軸、信号比 $R/G$ を横軸に割り当てた二次元座標から構成され、この二次元座標上に、所定の信号比に対応付けられた仮酸素飽和度がプロットされている。なお、仮酸素飽和度用テーブルは、図12に示すようなLUT(Look Up Table)としても得られる。

#### 【0057】

第2記憶テーブル64cには、これまでの診断で得られた白色画像の信号比 $B/G$ 、 $R/G$ と酸素飽和度との対応関係が記憶されている。テーブル更新部64dは、対応付け部64bで得られた仮酸素飽和度用テーブルに基づいて、第2記憶テーブル64cの対応関

50

係を更新する。対応関係の更新は、図 1 3 に示すように、仮酸素飽和度テーブルの対応関係が第 2 記憶テーブル 6 4 c の対応関係と一致（又は略一致）する場合には、その対応関係については第 2 記憶テーブル 6 4 c の更新は行わない。例えば、信号比  $B/G = 0.4$ 、 $R/G = 0.4$  については、仮酸素飽和度用テーブル及び第 2 記憶テーブル 6 4 c とともに、酸素飽和度 25% で一致するため、これについては更新を行わない。また、仮酸素飽和度テーブルの対応関係が第 2 記憶テーブル 6 4 c 上に存在しない場合には、その対応関係は第 2 記憶テーブル 6 4 c に書き込まれる。

【0058】

これに対して、仮酸素飽和度テーブルの対応関係が第 2 記憶テーブル 6 4 c の対応関係とが一致しない場合には、平均化処理を行った上で、第 2 記憶テーブル 6 4 c の更新を行う。この平均化処理については、仮酸素飽和度テーブルと第 2 記憶テーブル 6 4 c とで、酸素飽和度が同じで信号比が異なる場合と、信号比が同じで酸素飽和度が異なる場合との 2 パターンが考えられる。以下、前者のパターンの平均化処理について説明を行うが、後者のパターンについても前者と同様であるため、これについては説明を省略する。

【0059】

例えば、図 1 4 (A)、(B) に示すように、酸素飽和度 30% のときの信号比が、仮酸素飽和度用テーブルでは信号比  $B/G = 0.5$ 、 $R/G = 0.7$  であるのに対して、第 2 記憶テーブル 6 4 c では信号比  $B/G = 0.3$ 、 $R/G = 0.9$  と異なっている場合について説明する。この場合、図 1 4 (C) に示すように、仮酸素飽和度用テーブル上の信号比  $B/G = 0.5$ 、 $R/G = 0.7$  と第 2 記憶テーブル 6 4 c 上の信号比  $B/G = 0.3$ 、 $R/G = 0.9$  を平均化することにより、平均化信号比  $B/G = 0.4$ 、 $R/G = 0.8$  が得られる。そして、この得られた平均化信号比  $B/G = 0.4$ 、 $R/G = 0.8$  が、酸素飽和度 30% として対応付けられる。そして、この対応関係 ( $B/G = 0.4$ 、 $R/G = 0.8$  のとき酸素飽和度 30%) が、第 2 記憶テーブル 6 4 c に書き込まれる。

【0060】

また、この書き込みに伴って、図 1 4 (C) に示すように、第 2 記憶テーブル 6 4 c 上に記憶されていた酸素飽和度 30% のときの対応関係は、平均化処理後に第 2 記憶テーブル 6 4 c から消去される。これにより、酸素飽和度 30% に関する対応関係が、第 2 記憶テーブル 6 4 c 上で更新される。更新された第 2 記憶テーブル 6 4 c は、例えば、図 1 5 に示すテーブルとなる。

【0061】

第 2 演算部 6 4 e は、白色信号比データと更新済みの第 2 記憶テーブル 6 4 c を用いて、画素毎に酸素飽和度を算出する。この第 2 演算部 6 4 e では、第 2 記憶テーブル 6 4 c に記憶された対応関係を参照して、白色信号比データの信号比  $B/G$ 、 $R/G$  に対応する酸素飽和度を求める。例えば、第 2 記憶テーブル 6 4 c が図 1 5 の場合であれば、白色信号比データの信号比  $B/G = 0.6$ 、信号比  $R/G = 0.8$  に対応する酸素飽和度は、「32%」となる。第 2 演算部 6 4 e は、こうした処理を全画素について行うことによって、全画素分の酸素飽和度を有する酸素飽和度データを生成する。

【0062】

図 6 に示すように、画像生成部 6 9 は、BGR ゲインテーブル 7 6 と、ゲイン値演算部 7 7 とを備えている。BGR ゲインテーブル 7 6 は、図 1 6 に示すように、酸素飽和度を横軸に、白色画像 W のうち青色の分光画像 PB 1 の輝度値、緑色の分光画像 PG 1 の輝度値、赤色の分光画像 PR 1 の輝度値に対するゲイン値  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  を縦軸に割り当てた LUT で構成される。この BGR ゲインテーブル 7 6 は、酸素飽和度が 100% ~ 60% の間はゲイン値  $g_b$ 、 $g_g$ 、 $g_r$  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  $g_b$ 、 $g_g$  は酸素飽和度の低下に伴って徐々に大きくなる。

【0063】

ゲイン値演算部 7 7 は、酸素飽和度算出部 6 4 で生成した酸素飽和度データと BGR ゲインテーブル 7 6 とを用い、酸素飽和度の情報を白色画像 W 上に反映させる。まず、BG

10

20

30

40

50

R ゲインテーブル 76 から、酸素飽和度データ上の酸素飽和度に対応するゲイン値を求める。ゲイン値の算出は、全ての画素について行う。そして、算出したゲイン値を、白色画像 W の分光画像 P B 1 の輝度値、分光画像 P G 1 の輝度値、分光画像 P R 1 の輝度値に掛け合わせる。これにより、酸素飽和度画像が得られる。生成された酸素飽和度画像は、再度フレームメモリ 59 に記憶される。

【0064】

酸素飽和度画像は、白色画像をベースとしているため、図 17 に示すように、酸素飽和度が正常な領域 78 において生体に適した色で表示されるのに対して、酸素飽和度が正常でない領域 79 においては、酸素飽和度に応じて白色画像の色調が生体ではあり得ない色になる。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が 1 から上下する B G R ゲインテーブル 76 を用いているため、酸素飽和度画像は、酸素飽和度が特に 60% 未満（正常な消化管粘膜では 70%）の画素において、酸素飽和度が低くなるほど色味がシアン調に変化するようになっている。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。

10

【0065】

なお、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。

20

【0066】

なお、酸素飽和度画像は、白色画像の代わりに、分光画像 P B 1、P B 2、P B 3 やこれらの合成画像をベースにカラー情報を反映させたものでもよい。また、画像生成部 69 は、仮酸素飽和度算出部 63 で得られる血管深さ情報に基づいて、酸素飽和度画像と同様に、血管深さ画像を生成することもできる。この場合は、血管深さの程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられていることが好ましい。

【0067】

また、本実施形態では、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、画素値全体ではなく、色相、明度、彩度などの白色画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させてもよい。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、B G R ゲインテーブル 76 に代えて、酸素飽和度と、白色画像の画素値を色相、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。

30

【0068】

また、上記の例では、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。

【0069】

表示制御回路 60 は、上述のように生成された酸素飽和度画像を順次取得し、これら順次取得した画像を酸素飽和度動画としてモニタ 14 に表示する。酸素飽和度動画は、1 フレームの白色画像 W から得られる酸素飽和度の情報に基づいて生成されたものであるためフレーム間の位置ズレによるちらつきが発生することがなく、また、動画中の酸素飽和度に関する情報も正確に表示されている。

40

【0070】

なお、酸素飽和度や血管深さなどの機能情報は、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。

【0071】

次に、本発明の作用について図 18 のフローチャートに沿って説明する。機能情報観察モードに設定されると、まず、白色光 W が被検体内に照射される。被検体の反射像は、B

50

画素、G画素、R画素からなる撮像素子44で撮像される。これにより、青色の分光画像PB1、緑色の分光画像PG1、赤色の分光画像PR1からなる白色画像Wが得られる。

【0072】

次に、中心波長473nmの狭帯域光N2が被検体内に照射され、その反射像が撮像素子44により撮像される。これにより、分光画像PB2を含む画像が得られる。次に、中心波長405nmの狭帯域光N3が被検体内に照射され、その反射像が撮像素子44により撮像される。これにより、分光画像PB3を含む画像が得られる。

【0073】

以上の3フレーム分の画像PB3が得られると、3つの分光画像PB1、PB2、PB3間の簡易位置合わせを行う。この簡易位置合わせにより、分光画像PB1~PB3の中心部分のみ位置合わせする。次に、簡易位置合わせされた分光画像間の輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ を求める。輝度比は全ての画素について求める。輝度比が求まると、第1記憶テーブル63cに記憶している相関関係から、輝度比 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ に対応する酸素飽和度を暫定的な仮酸素飽和度として求める。この仮酸素飽和度を全ての画素について求めることにより、仮酸素飽和度データを得る。

10

【0074】

次に、白色画像Wの分光画像間の信号比 $B/G$ 、 $R/G$ を求める。白色画像の信号比を全ての画素について求めることにより、白色信号比データを得る。そして、白色信号比データと、仮酸素飽和度データとを対応付ける。この対応付けは、例えば同じ時間かつ同じ観察部位に限定したような場合に可能である。白色画像Wの信号比と仮酸素飽和度との対応付けを全ての画素について行うことにより、仮酸素飽和度用テーブルが得られる。

20

【0075】

次に、仮酸素飽和度用テーブルに基づいて、第2記憶テーブル64cの対応関係を更新する。この第2記憶テーブル64cには、これまでの診断で得られた白色画像の信号比と $B/G$ 、 $R/G$ と酸素飽和度との関係が記憶されている。そして、この更新済みの第2記憶テーブル64cから、白色信号比データの信号比 $B/G$ 、 $R/G$ に対応する酸素飽和度を求める。

【0076】

全ての画素について酸素飽和度が求まると、BGRゲインテーブル76から、各画素の酸素飽和度に対応するゲイン値を特定する。ゲイン値の特定は全ての画素について行う。各画素におけるゲイン値が特定されると、このゲイン値を分光画像PB1の輝度値、分光画像PG1の輝度値、分光画像PR1の輝度値に掛け合わせる。ゲイン値の掛け合わせは全ての画素について行われる。これにより酸素飽和度画像が得られる。得られた酸素飽和度画像は動画としてモニタ14に表示される。

30

【0077】

本実施形態では、複数の分光画像の位置合わせを簡易的に行っているため、プロセッサ装置のハード構成への負荷が軽減される。また、1フレームの白色画像Wから酸素飽和度を算出し、それに基づいて酸素飽和度画像を生成するため、ちらつきなく動画表示することができる。

【0078】

40

[第2実施形態]

上記実施形態では、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LD1~LD3を用いて被検体内の照明を行ったが、第2実施形態の内視鏡システム91は、2つのレーザ光源LD1、LD2を用いて照明を行うものである。この場合、内視鏡システム10に代えて、例えば図19に示す内視鏡システム91が使用される。この内視鏡システム91は、光源装置92とプロセッサ装置の機能画像処理部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、光源装置92及び機能画像処理部102の構成とそれに関連する部分を説明し、その他に構成については説明を省略する。

【0079】

50

光源装置 9 2 は、半導体光源ユニット 9 3 と、これらを駆動制御する光源制御部 9 4 とを備えている。光源制御部 9 4 は、光源装置 9 2 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 8 0 】

半導体光源ユニット 9 3 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 2 つのレーザ光源 LD 1、LD 2 を有している。レーザ光源 LD 1 は、波長域が  $440 \pm 10 \text{ nm}$  に、好ましくは  $445 \text{ nm}$  に制限された狭帯域光 N 1 を発光する。レーザ光源 LD 2 は、波長域が  $470 \pm 10 \text{ nm}$  に、好ましくは  $473 \text{ nm}$  に制限された狭帯域光 N 2 を発光する。レーザ光源 LD 1、LD 2 としては、InGaIn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 LD 1、LD 2 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。

10

【 0 0 8 1 】

光源制御部 9 4 は、ドライバ 9 5 を介してレーザ光源 LD 1、LD 2 の点灯、消灯、光量の制御を行う。レーザ光源 LD 1、LD 2 が発光する光は、光ファイバ 9 6 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 9 6 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 9 6 からの光の光軸を 1 つに結合する。コンバイナ 3 6 の下流側には、蛍光体 3 7 が設けられている。

【 0 0 8 2 】

本実施形態では、通常観察モードのときには、蓄積タイミングに合わせてレーザ光源 LD 1 が点灯し、照明光として、狭帯域光 N 1 とこの狭帯域光 N 1 により蛍光体 3 7 で励起発光する蛍光とからなる白色光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。

20

【 0 0 8 3 】

一方、機能情報観察モード時には、図 2 0 に示すように、まず、1 フレーム目でレーザ光源 LD 1 が点灯し、照明光として狭帯域光 N 1 とこの狭帯域光 N 1 により蛍光体 3 7 で励起発光する蛍光とからなる白色光 W 1（ $445 \text{ nm} + \text{蛍光体}$ ）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。次に、2 フレーム目でレーザ光源 LD 2 が点灯し、照明光として、狭帯域光 N 2 とこの狭帯域光 N 2 により蛍光体 3 7 で励起発光する蛍光とからなる白色光 W 2（ $473 \text{ nm} + \text{蛍光体}$ ）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、機能情報観察モードに設定されている間、繰り返される。

30

【 0 0 8 4 】

この機能情報観察モードにおいては、1 フレーム目においては、白色光 W 1 の反射像の撮像により白色画像 W 1 が得られ、2 フレーム目においては、白色光 W 2 の反射像の撮像により白色画像 W 2 が得られる。そして、機能画像処理部 1 0 2 において、白色画像 W 1 の中の緑色の分光画像 PG 1 及び赤色の分光画像 PR 1 と、白色画像 W 2 の中の青色の分光画像 PB 2 とに基づいて、酸素飽和度の算出と画像化を行う。

40

【 0 0 8 5 】

機能画像処理部 1 0 2 は、図 2 1 に示すように、輝度値算出部 1 0 3、第 1 記憶テーブル 1 0 4、第 1 演算部 1 0 5 以外は、機能画像処理部 6 2 と同様である。そのため、機能画像処理部 6 2 と同様の部分については、説明を省略する。なお、第 2 実施形態では、機能画像処理部 1 0 2 の白色信号比データ生成部 6 4 a は、白色画像 W 1 に基づいて、白色信号比データが生成される。

【 0 0 8 6 】

輝度比算出部 1 0 3 は、簡易位置合わせ処理部 6 3 a において簡易位置合わせされた分光画像 PG 1 の輝度値 G 1 と分光画像 PB 2 の輝度値 B 2 間の輝度比  $B 2 / G 1$  を算出す

50

るとともに、簡易位置合わせされた分光画像 P G 1 の輝度値 G 1 と分光画像 P R 1 の輝度値 R 1 間の輝度比  $R 1 / G 1$  を算出する。輝度比は全ての画素に対して算出される。

【 0 0 8 7 】

第 1 記憶テーブル 1 0 4 は、信号比  $B 2 / G 1$  及び信号比  $R 1 / G 1$  と、血管中の酸素飽和度との相関関係を記憶している。この第 1 記憶テーブル 1 0 4 の相関関係はこれまでの診断結果等から得られるものであり、図 2 2 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、信号比  $B 2 / G 1$ 、 $R 1 / G 1$  は  $\log$  スケールで記憶されている。

10

【 0 0 8 8 】

第 1 演算部 1 0 5 は、第 1 記憶テーブル 1 0 4 に記憶された相関関係と、輝度比算出部 1 0 3 で求めた信号比  $B 2 / G 1$  及び信号比  $R 1 / G 1$  とを用いて、各画素における暫定的な仮酸素飽和度を求める。図 2 3 に示すように、第 1 記憶テーブル 1 0 4 に記憶した相関関係から、輝度比算出部 1 0 3 で求めた信号比  $B 2^* / G 1^*$ 、 $R 1^* / G 1^*$  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 7 と酸素飽和度 = 1 0 0 % 限界の上限ライン 9 8 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仮酸素飽和度とする。例えば、図 2 3 の場合であれば、対応点 P は 6 0 % の等高線上に位置するため、仮酸素飽和度は 6 0 % となる。

【 0 0 8 9 】

20

一方、対応点 P が下限ライン 9 7 と上限ライン 9 8 との間から外れている場合、対応点 P が下限ライン 9 7 よりも上方に位置するときには仮酸素飽和度を 0 % とし、対応点 P が上限ライン 9 8 よりも下方に位置するときには仮酸素飽和度を 1 0 0 % とする。

【 0 0 9 0 】

なお、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、キセノンランプやハロゲンランプなどの白色光源と、白色光源からの白色光を狭帯域光 N 1、N 2、N 3 に分光する分光フィルタ及び白色光を青色の B 4 光、緑色の G 4 光、赤色の R 4 光に分光する分光フィルタを有するロータリフィルタとを組み合わせたものでもよい。この場合には、第 1 実施形態における内視鏡システム 1 0 の光源装置 1 3 に代えて、図 2 4 に示す内視鏡システム 2 0 0 の光源装置 2 0 1 を用いる。この光源装置 2 0 1 で生成された光は、電子内視鏡 2 0 2 に供給される。

30

【 0 0 9 1 】

電子内視鏡 2 0 2 は第 1 実施形態の電子内視鏡 1 1 と略同様の構成を備えているが、撮像素子として、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 3 が使用される点が異なる。そして、各狭帯域光 N 1、N 2、N 3 及び青色の B 4 光、緑色の G 4 光、赤色の R 4 光は、ロータリフィルタの回転に同期して順次照射され、各照射毎にその反射像がモノクロの撮像素子 2 0 3 によって順次に撮像される。

【 0 0 9 2 】

光源装置 2 0 1 は、広帯域光 B B ( 4 0 0 ~ 7 0 0 n m ) を発する白色光源 2 1 0 と、白色光源 2 1 0 から広帯域光 B B を B、G、R の 3 色の光に色分離する回転フィルタ 2 1 2 と、回転フィルタ 2 1 2 の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 2 1 2 を回転させるモータ 2 1 3 と、回転フィルタ 2 1 2 を半径方向にシフトさせるシフト部 2 1 4 を備えている。

40

【 0 0 9 3 】

白色光源 2 1 0 は、広帯域光 B B を放射する光源本体 2 1 0 a と、広帯域光 B B の光量を調節する絞り 2 1 0 b とを備えている。光源本体 2 1 0 a 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 2 1 0 b の開度は、光量制御部 ( 図示省略 ) によって調節される。

【 0 0 9 4 】

図 2 5 に示すように、回転フィルタ 2 1 2 は、モータ 2 1 3 に接続された回転軸を回転

50

中心として回転する。この回転フィルタ 2 1 2 には、回転軸がある回転中心から順に、半径方向に沿って、第 1 フィルタ領域と第 2 フィルタ領域 2 2 0, 2 2 1 が設けられている。これら第 1 及び第 2 フィルタ領域 2 2 0, 2 2 1 のうちのいずれかが、モードに応じて、広帯域光 B B の光路上にセットされる。第 1 フィルタ領域 2 2 0 は、通常観察モード時に広帯域光 B B の光路上にセットされ、第 2 フィルタ領域 2 2 1 は、機能情報観察モード時に広帯域光 B B の光路上にセットされる。各フィルタ領域 2 2 0, 2 2 1 の切り替えは、シフト部 2 1 4 により回転フィルタ 2 1 2 を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

【 0 0 9 5 】

第 1 フィルタ領域 2 2 0 は、中心角が  $120^\circ$  の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 2 2 0 a、G フィルタ部 2 2 0 b、R フィルタ部 2 2 0 c が設けられている。B フィルタ部 2 2 0 a は広帯域光 B B から青色帯域 (  $380 \sim 500 \text{ nm}$  ) の B 光を透過させ、G フィルタ部 2 2 0 b は広帯域光 B B から緑色帯域 (  $450 \sim 630 \text{ nm}$  ) の G 光を透過させ、R フィルタ部 2 2 0 c は広帯域光 B B から赤色帯域 (  $580 \sim 760 \text{ nm}$  ) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 2 1 2 の回転によって、回転フィルタ 2 1 2 から 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 2 1 6 を通して、ライドガイド 4 3 に入射する。

【 0 0 9 6 】

第 2 フィルタ領域 2 2 1 は、B 4 フィルタ部 2 2 1 a、G 4 フィルタ部 2 2 1 b、R 4 フィルタ部 2 2 1 c と、B 3 フィルタ部 2 2 1 d、B 1 フィルタ部 2 2 1 e、B 2 フィルタ部 2 2 1 f が設けられている。B 3 フィルタ部 2 2 1 d は広帯域光 B B から波長範囲  $400 \pm 10 \text{ nm}$  の青色狭帯域光 N 3 を透過させる。B 1 フィルタ部 2 2 1 e は広帯域光 B B から波長範囲  $440 \pm 10 \text{ nm}$  の青色狭帯域光 N 1 を透過させる。B 2 フィルタ部 2 2 1 f は広帯域光 B B から波長範囲  $470 \pm 10 \text{ nm}$  の青色狭帯域光 N 2 を透過させる。

【 0 0 9 7 】

一方、B 4 フィルタ部 2 2 1 a、G 4 フィルタ部 2 2 1 b、R 4 フィルタ部 2 2 1 c は、B フィルタ部 2 2 0 a、G フィルタ部 2 2 0 b、R フィルタ部 2 2 0 c と同様に、B 4 フィルタ部 2 2 1 a は青色帯域 (  $380 \sim 500 \text{ nm}$  ) の B 4 光を、G 4 フィルタ部 2 2 1 b は緑色帯域 (  $450 \sim 630 \text{ nm}$  ) の G 4 光を、R 4 フィルタ部 2 2 1 c は赤色帯域 (  $580 \sim 760 \text{ nm}$  ) の R 4 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 1 1 2 の回転によって、回転フィルタ 2 1 2 から B 4 光、G 4 光、R 4 光と青色狭帯域光 N 3、N 1、N 2 が順次出射する。これら各光は、集光レンズ 2 1 6 を通して、ライドガイド 4 3 に入射する。

【 0 0 9 8 】

通常観察モードにおいては、図 2 6 A に示すように、B、G、R の三色の像光を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面順次撮像信号 B、G、R を順次出力する。この一連の動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。一方、機能情報観察モードにおいては、図 2 8 B に示すように、青色狭帯域光 N 3、N 1、N 2、B 4 光、G 4 光、R 4 光の像光を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面順次撮像信号 N 3、N 1、N 2、B 4、G 4、R 4 を順次出力する。こうした動作が機能情報観察モードに設定されている間、繰り返される。

【 0 0 9 9 】

プロセッサ装置 1 2 内の通常光画像処理部 6 1 は、面順次撮像信号 B、G、R に基づいて、白色画像 W を生成する。一方、機能画像処理部 6 2 は、面順次撮像信号 B 4、G 4、R 4 から生成される白色画像と面順次撮像信号 N 3、N 1、N 2 とに基づいて、酸素飽和度画像を生成する。ここでは、第 1 実施形態の輝度比  $S 1 / S 3$  に対応する輝度比として  $N 1 / N 3$  を用い、第 1 実施形態の輝度比  $S 2 / S 3$  に対応する輝度比として  $N 2 / N 3$  を用いる。これに伴って、第 1 記憶テーブル 6 3 c には、輝度比  $N 1 / N 3$  及び  $N 2 / N 3$  と酸素飽和度との相関関係が記憶されている。また、白色画像 W の信号比のうち、第 1 実施形態の信号比 B / G に対応する信号比として、B 4 / G 4 を用い、第 1 実施形態の信

10

20

30

40

50

号比 R / G に対応する信号比として、R 4 / G 4 を用いる。これに伴って、第 2 記憶テーブル 6 4 c には、信号比 B 4 / G 4 及び R 4 / G 4 と酸素飽和度との対応関係が記憶されている。それ以外については、第 1 実施形態と同様の手順で処理が行われる。

【 0 1 0 0 】

なお、上記実施形態では、第 2 記憶テーブルに、白色画像と酸素飽和度との対応関係を予め記憶させておいたが、この対応関係は患者によって大きく異なる場合があるため、内視鏡診断の開始時には、第 2 記憶テーブルに記憶されている対応関係を全てリセットすることが好ましい。

【 0 1 0 1 】

なお、上記実施形態では、仮酸素飽和度を算出する毎に、第 2 記憶テーブルの更新を行ったが、特定の条件下においては、第 2 記憶テーブルの更新を行わなくともよい。この場合には、狭帯域光 N 2、N 3 の照射・撮像は行われず、白色光 W の照射・撮像のみが行われる。即ち、白色画像 W と第 2 記憶テーブルだけで、酸素飽和度の算出及び画像化を行う。

10

【 0 1 0 2 】

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。

20

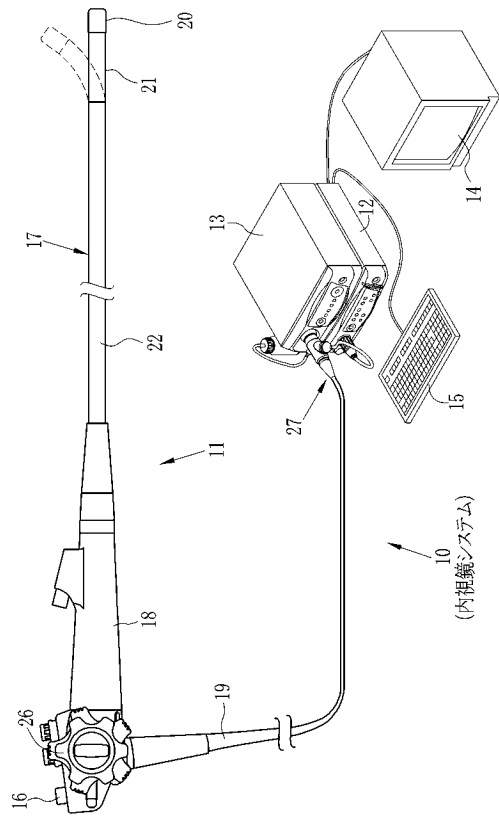
【 符号の説明 】

【 0 1 0 3 】

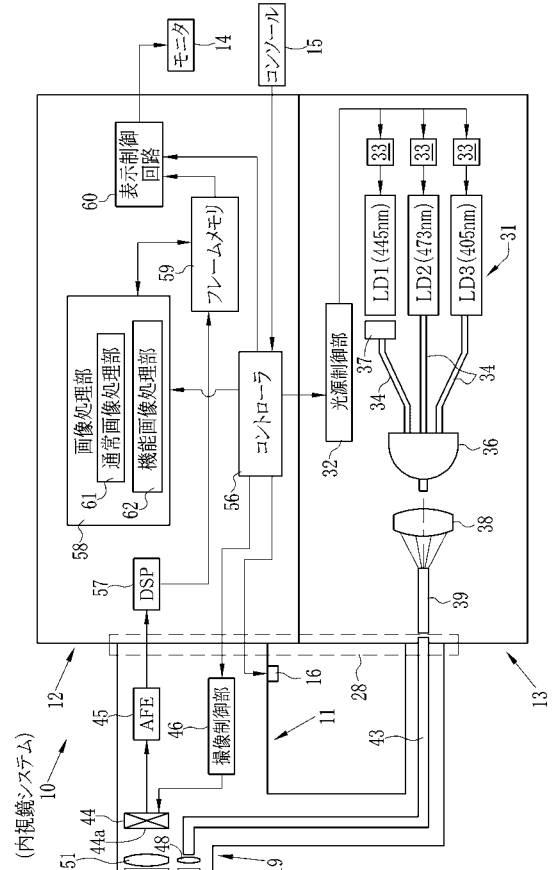
- 1 0 , 9 1 , 2 0 0 内視鏡システム
- 1 4 モニタ
- 3 1 , 9 3 半導体光源ユニット
- 3 2 , 9 4 光源制御部
- 4 4 撮像素子
- 6 2 , 1 0 2 機能画像処理部
- 6 3 仮酸素飽和度算出部
- 6 3 a 簡易位置合わせ処理部
- 6 4 酸素飽和度算出部
- 6 4 a 白色信号比データ生成部
- 6 4 b 対応付け部
- 6 4 c 第 2 記憶テーブル
- 6 4 e 第 2 演算部

30

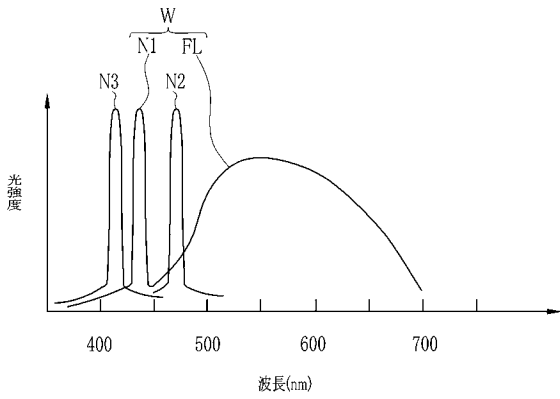
【 図 1 】



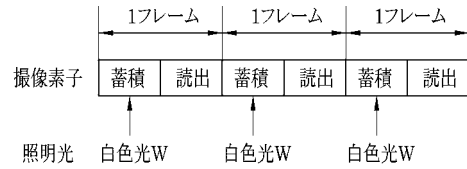
【 図 2 】



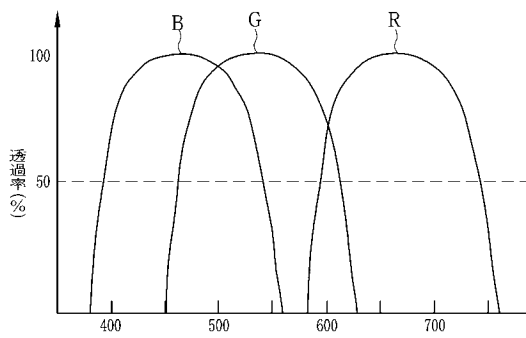
【 図 3 】



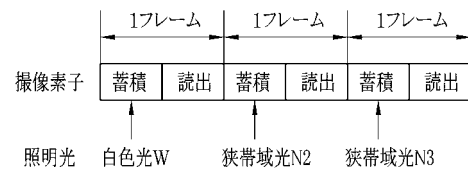
【 図 5 A 】



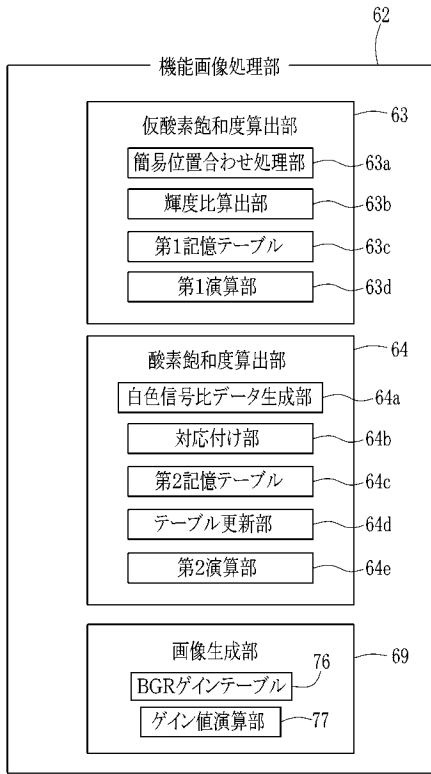
【 図 4 】



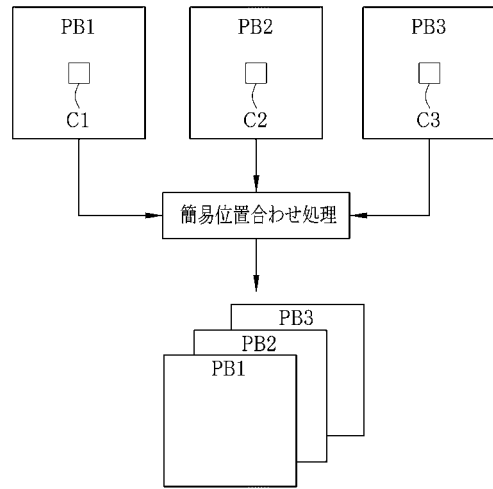
【 図 5 B 】



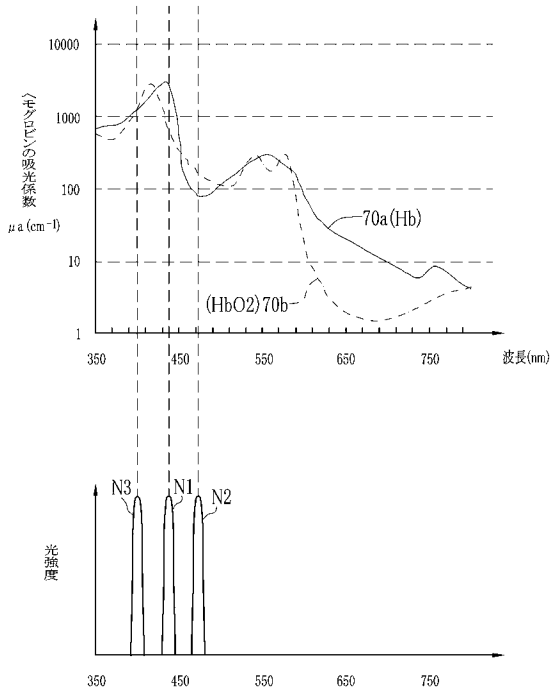
【 図 6 】



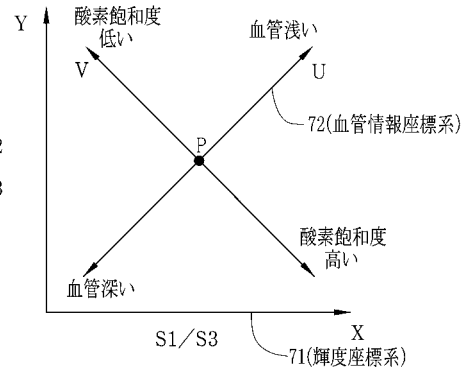
【 図 7 】



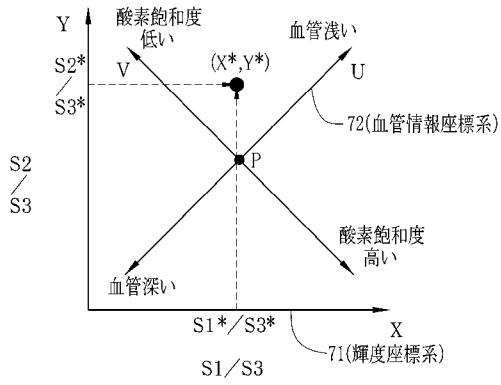
【 図 8 】



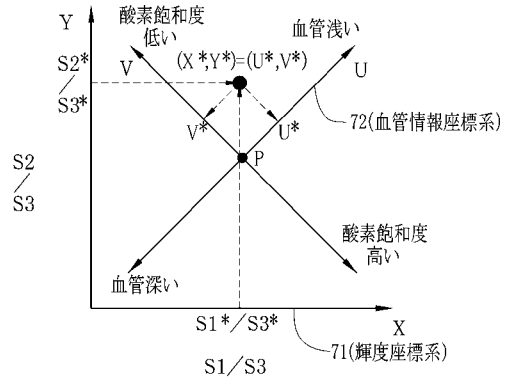
【 図 9 】



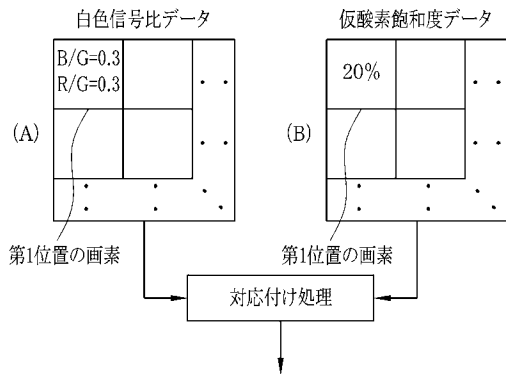
【図10A】



【図10B】



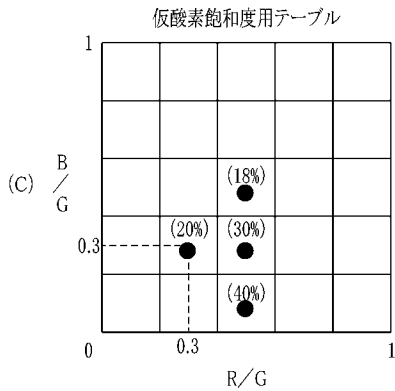
【図11】



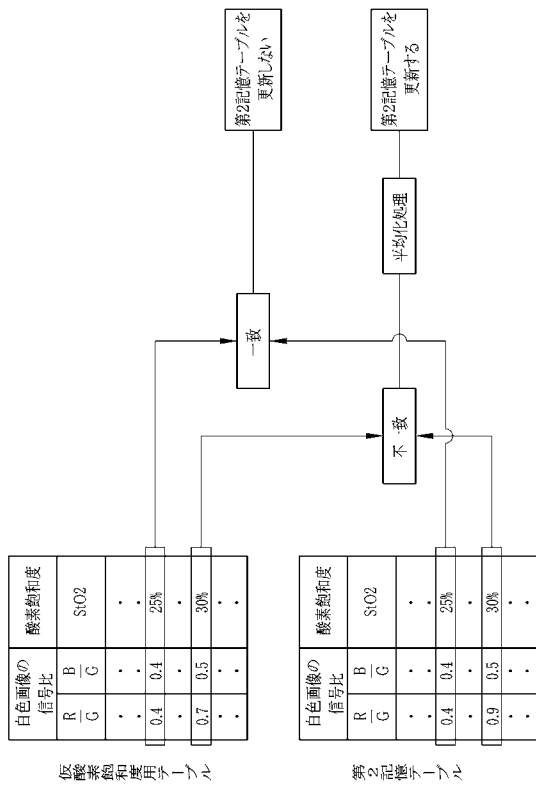
【図12】

仮酸素飽和度用テーブル

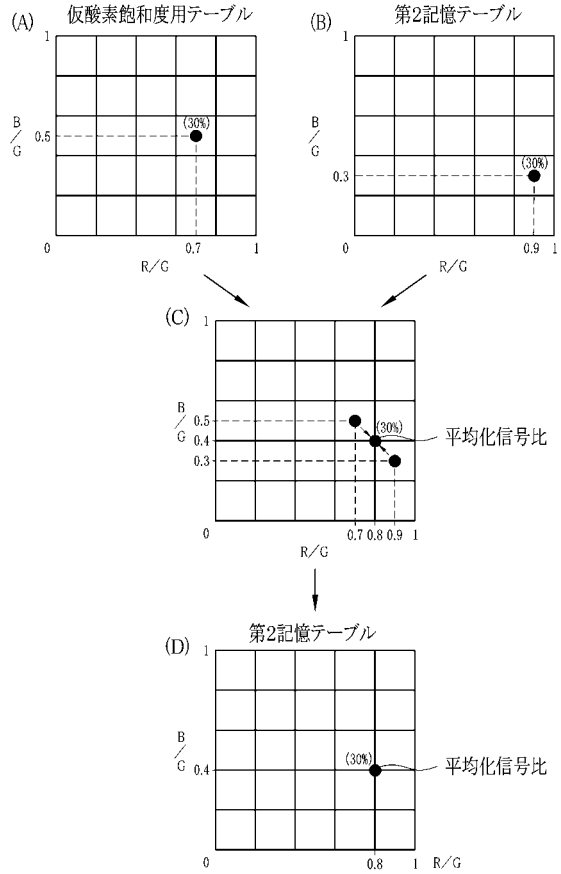
白色画像の信号比		酸素飽和度
R/G	B/G	StO2
⋮	⋮	⋮
0.7	0.5	30%
0.8	0.5	31%
0.8	0.6	32%
⋮	⋮	⋮



【 図 1 3 】



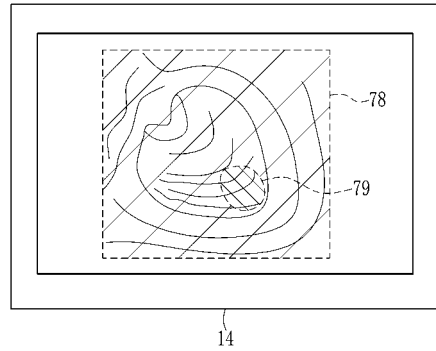
【 図 1 4 】



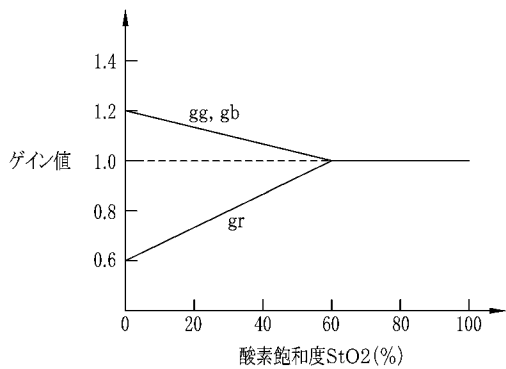
【 図 1 5 】

白色画像の信号比		酸素飽和度
R/G	B/G	StO2
・	・	・
0.8	0.4	30%
0.8	0.5	31%
0.8	0.6	32%
・	・	・

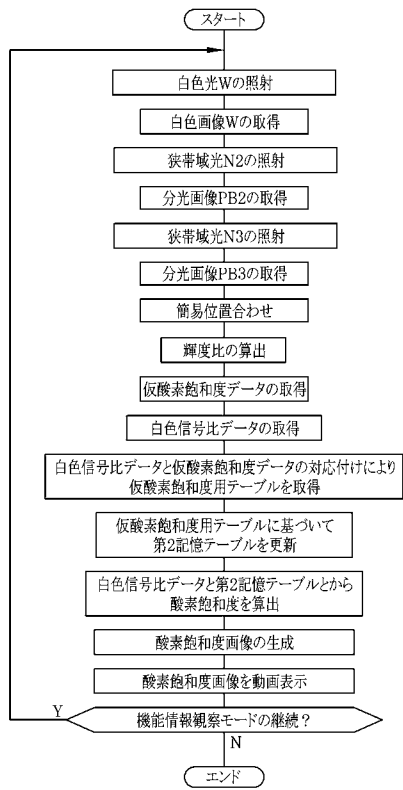
【 図 1 7 】



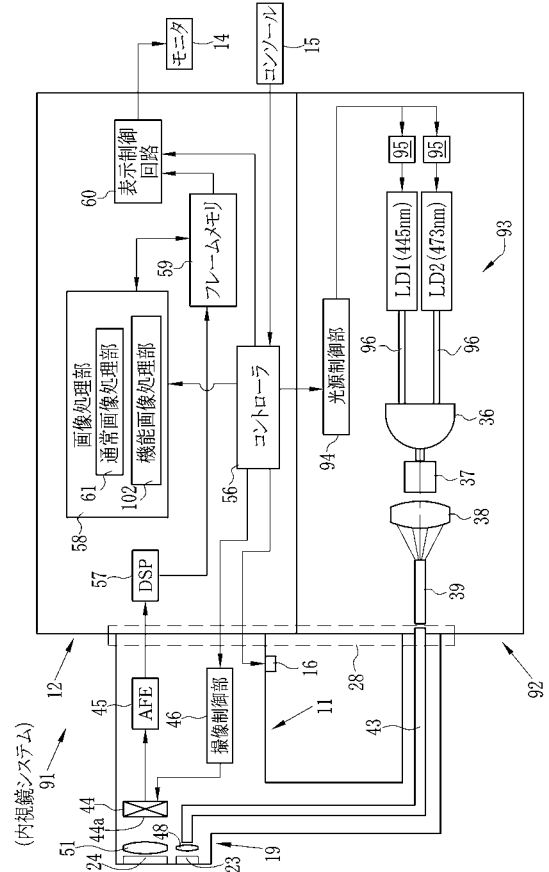
【 図 1 6 】



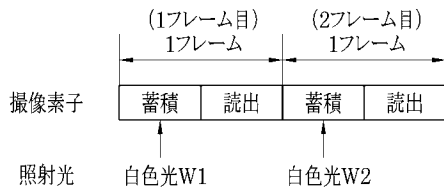
【図18】



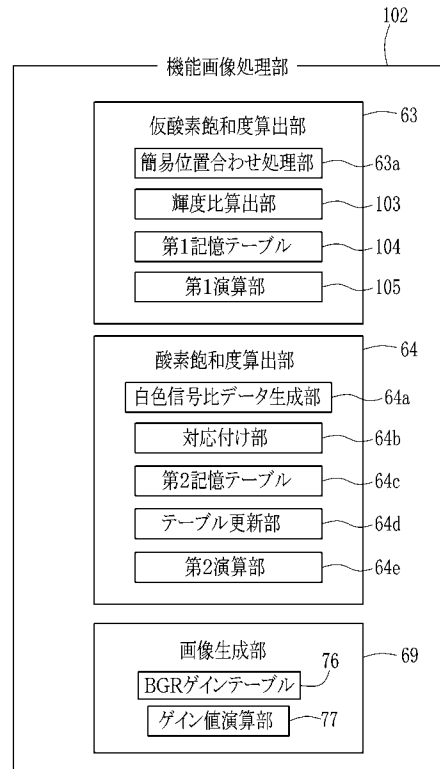
【図19】



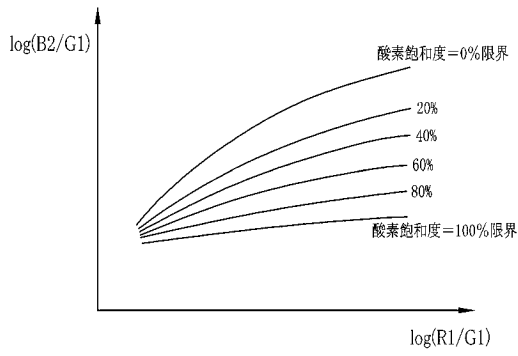
【図20】



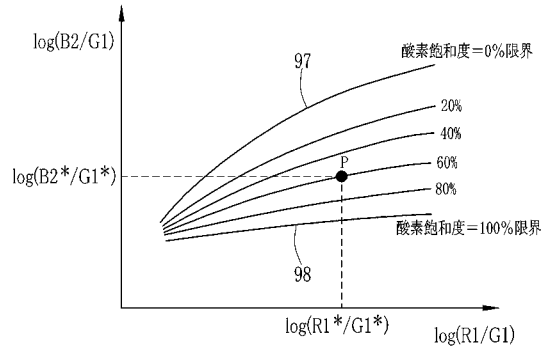
【図21】



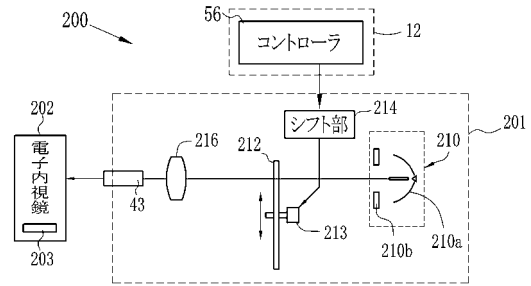
【図 2 2】



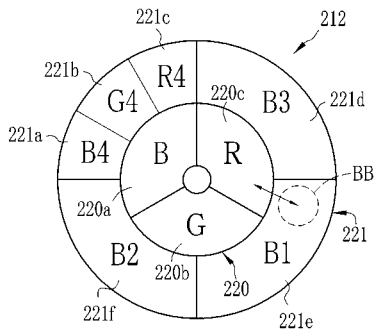
【図 2 3】



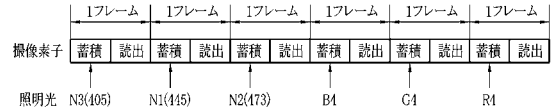
【図 2 4】



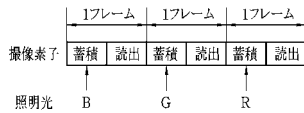
【図 2 5】



【図 2 6 B】



【図 2 6 A】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置，内窥镜运动图像显示方法和图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013202189A</a>	公开(公告)日	2013-10-07
申请号	JP2012074072	申请日	2012-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	繁田典雅		
发明人	繁田 典雅		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW15 4C161/YY14		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5774531B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：减少伴随对准过程的处理器设备的硬件配置的负荷并显示运动图像而不会使氧饱和度图像闪烁。在不同的成像定时获取白色图像W，光谱图像PB 2和光谱图像PB 3。以简单的方式在蓝色光谱图像PB1，光谱图像PB2和白色图像W中的光谱图像PB3之间执行位置对准。基于经过简单配准的光谱图像之间的亮度比来计算临时暂时氧饱和度。第二存储表64c预先存储白色图像W的信号比与氧饱和度之间的对应关系。每次计算临时氧饱和度时，更新第二存储表64c的对应关系。并且使用更新的第二存储表64c和白色图像W的信号比生成氧饱和度图像。生成的氧饱和度图像在监视器上显示为运动图像。点域6

