

(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2012-139482
(P2012-139482A)

(43) 公開日 平成24年7月26日(2012.7.26)

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

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-179655 (P2011-179655)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年8月19日 (2011. 8. 19)		富士フイルム株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2010-279464 (P2010-279464)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(32) 優先日	平成22年12月15日 (2010. 12. 15)	(74) 代理人	100075281
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			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 FF40 HH51 JJ17
			MM01 MM03 MM05 NN01 QQ02
			QQ07 QQ09 RR04 RR26 SS05
			SS23 WW04 WW08 WW15

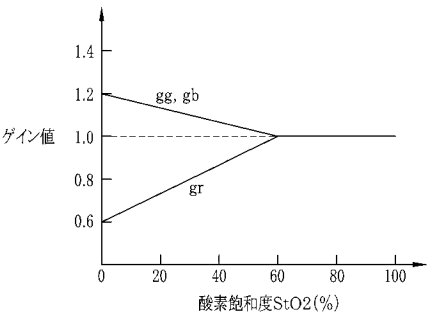
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】血液量に依存せず酸素飽和度のみが通常光画像に反映された酸素飽和度画像を取得する。

【解決手段】血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸収係数が変化する波長範囲を有する第1の照明光を被検体内に照射し、その反射光等を撮像することにより第1の画像信号（フレーム1）を取得する。波長範囲が広帯域に及ぶ第2の照明光を体腔内に照射し、その反射光等を撮像することにより第2の画像信号（フレーム2）を取得する。第1の画像信号及び第2の画像信号から酸素飽和度を求める。第2の画像信号から通常光画像を生成する。この通常光画像に酸素飽和度に関する情報を反映させることにより酸素飽和度画像を得る。

【選択図】図1 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲と前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲とを含む照明光を被検体内に照射する照明手段と、

被検体内で反射した第 1 の波長範囲の照明光を撮像素子で撮像して第 1 の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第 2 の波長範囲の照明光を撮像素子で撮像して第 2 の画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記第 2 の画像信号を用いて被検体画像を生成する通常光画像生成手段と、

前記第 1 の画像信号を用いて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記被検体画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像取得手段と、

酸素飽和度画像を表示する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】

前記酸素飽和度画像取得手段は、

酸素飽和度と、前記第 2 画像信号の画素値との掛け合わせによって前記色特性値を変化させる色変化量とを関連付けて記憶する色変化量記憶部と、

前記色変化量記憶部から、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度に対応する変換値を特定し、この特定した色変化量を、前記画像信号取得手段で取得した前記第 2 の画像信号の画素値に掛け合わせるによって、前記酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部とを備え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】

前記酸素飽和度と前記色変化量との関係は略線形であ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】

前記色変化量は、酸素飽和度が一定値以上である場合には、酸素飽和度によらず一定であり、前記一定値を下回った場合には、酸素飽和度に応じて増加又は減少することを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記色変化量の増加率又は減少率は、酸素飽和度に応じて段階的に変化することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記変換値記憶部において、前記色変化量を変化させるときの酸素飽和度の閾値を、ユーザの入力情報に基づいて変更する閾値変更手段を備えることを特徴とする請求項 2 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記色変化量はゲイン値であることを特徴とする請求項 2 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像素子は、R のカラーフィルタが設けられた R 画素、G のカラーフィルタが設けられた G 画素、B のカラーフィルタが設けられた B 画素を有するカラー撮像素子であり、

前記被検体画像は、R 画素から出力された赤色信号と、G 画素から出力された緑色信号、B 画素から出力された青色信号とで構成され、

前記被検体画像に基づいて生成される酸素飽和度画像は、前記酸素飽和度が一定値を下回った時に、前記赤色信号、緑色信号、青色信号の画素値と前記ゲイン値との掛け合わせにより、少なくとも前記赤色信号の画素値が低下す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】

前記第 1 の波長範囲を有する照明光は狭帯域光であり、前記第 2 の波長範囲を有する第 2 照明光は、青色帯域の B 光、緑色帯域の G 光、赤色帯域の R 光であり、これら狭帯域光

10

20

30

40

50

、B光、G光、R光は、それぞれ被検体に向けて順次照射されるとともに、

前記被検体画像は、前記被検体で反射したB光、G光、R光の像光をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより得られる青色信号、緑色信号、赤色信号で構成され、

前記被検体画像に基づいて生成される酸素飽和度画像は、前記酸素飽和度が一定値を下回った時に、前記赤色信号、緑色信号、青色信号の画素値と前記ゲイン値との掛け合わせにより、少なくとも前記赤色信号の画素値が低下す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10】

前記酸素飽和度算出手段は、前記第1の画像信号に加え、前記第2の画像信号に基づき、前記第1又は第2の画像信号に含まれる複数の生体情報の中から酸素飽和度に関する情報のみを分離することを特徴とする請求項1ないし9いずれか1項記載の内視鏡システム。

10

【請求項11】

前記第1の波長範囲は460nm～480nmであり、前記第2の波長範囲は540nm～580nm、590nm～700nmであることを特徴とする請求項1ないし10いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項12】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲とを含む照明光を被検体内に照射し、被検体内で反射した第1の照明光を撮像素子で撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像素子で撮像して第2の画像信号を取得する内視鏡装置から、前記第1の画像信号及び第2の画像信号を受信する受信手段と、

20

前記第2の画像信号を用いて被検体画像を生成する通常光画像生成手段と、

第1の画像信号を用いて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

被検体画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項13】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲とを含む照明光を被検体内に照射し、

被検体内で反射した第1の照明光を撮像素子で撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像素子で撮像して第2の画像信号を取得し、

30

前記第2の画像信号を用いて被検体画像を生成し、

前記第1の画像信号を用いて酸素飽和度を算出し、

前記被検体画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた酸素飽和度画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報を画像化した酸素飽和度画像を生成する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び画像生成方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。内視鏡装置による被検体内の観察としては、照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、被検体内の血管を強調表示等させる特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

また、特殊光観察の他に、血管の吸光特性や生体組織の散乱特性を利用して、内視鏡装置で得られた画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度や血管深さなどの血管に関する機能情報を取り出し、それを画像化することも行われている。例えば、特許文献1では、

50

酸素飽和度の大小に応じて異なる色を割り当て、その割り当てた色に基づいて疑似カラーの酸素飽和度画像を生成している。

【 0 0 0 4 】

また、特許文献 2 では、回転フィルタを用いる面順次方式によって得られる通常光画像において、酸素飽和度に応じて色調が変化するようにしている。この特許文献 2 においては、回転フィルタのうち R 色のフィルタの波長帯域を、酸化 / 還元ヘモグロビンの光の吸収に差がある波長帯域にずらすことで、通常光画像の色調のうち特に赤味が、酸素飽和度に応じて変化するようになっている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特許 2 6 4 8 4 9 4 号公報

【 特許文献 2 】 特許 3 3 1 5 1 8 8 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 における酸素飽和度画像は、赤みを帯びた生体の色調とは全く異なる色である完全な疑似カラー画像となるため、粘膜の性状の変化を診断することが困難となる。一方、特許文献 2 では、通常光画像において酸素飽和度の変化がある部分だけ色調（赤味）が変化するため、特許文献 1 のような問題は生じない。しかしながら、色調（赤味）が変化する赤色の画像信号は粘膜中の血液量にも依存するため、血液量の大小と酸素飽和度の大小を画像から区別することができない。

20

【 0 0 0 7 】

本発明は、血液量に依存せず酸素飽和度のみが通常光画像に反映された酸素飽和度画像を取得することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置及び画像生成方法を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲と前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲とを含む照明光を被検体内に照射する照明手段と、被検体内で反射した第 1 の波長範囲の照明光を撮像素子で撮像して第 1 の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第 2 の波長範囲の照明光を撮像素子で撮像して第 2 の画像信号を取得する画像信号取得手段と、前記第 2 の画像信号を用いて被検体画像を生成する通常光画像生成手段と、前記第 1 の画像信号を用いて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、前記被検体画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像取得手段と、酸素飽和度画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

30

【 0 0 0 9 】

前記酸素飽和度画像取得手段は、酸素飽和度と、前記第 2 画像信号の画素値との掛け合わせによって前記色特性値を変化させる色変化量とを関連付けて記憶する色変化量記憶部と、前記色変化量記憶部から、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度に対応する変換値を特定し、この特定した色変化量を、前記画像信号取得手段で取得した前記第 2 の画像信号の画素値に掛け合わせることによって、前記酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部とを備えてもよい。

40

【 0 0 1 0 】

前記酸素飽和度と前記色変化量との関係は略線形であってもよい。前記色変化量は、酸素飽和度が一定値以上である場合には、酸素飽和度によらず一定であり、前記一定値を下回った場合には、酸素飽和度に応じて増加又は減少させてもよい。前記色変化量の増加率又は減少率は、酸素飽和度に応じて段階的に変化させることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

50

前記変換値記憶部において、前記色変化量を変化させるときの酸素飽和度の閾値を、ユーザの入力情報に基づいて変更する閾値変更手段を備えてもよい。

【0012】

前記色変化量はゲイン値であることが好ましい。前記撮像素子は、Rのカラーフィルタが設けられたR画素、Gのカラーフィルタが設けられたG画素、Bのカラーフィルタが設けられたB画素を有するカラー撮像素子であり、前記被検体画像は、R画素から出力された赤色信号と、G画素から出力された緑色信号、B画素から出力された青色信号とで構成され、前記被検体画像に基づいて生成される酸素飽和度画像は、前記酸素飽和度が一定値を下回った時に、前記赤色信号、緑色信号、青色信号の画素値と前記ゲイン値との掛け合わせにより、少なくとも前記赤色信号の画素値が低下するとが好ましい。

10

【0013】

前記第1の波長範囲を有する照明光は狭帯域光であり、前記第2の波長範囲を有する第2照明光は、青色帯域のB光、緑色帯域のG光、赤色帯域のR光であり、これら狭帯域光、B光、G光、R光は、それぞれ被検体に向けて順次照射されるとともに、前記被検体画像は、前記被検体で反射したB光、G光、R光の像光をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより得られる青色信号、緑色信号、赤色信号で構成され、前記被検体画像に基づいて生成される酸素飽和度画像は、前記酸素飽和度が一定値を下回った時に、前記赤色信号、緑色信号、青色信号の画素値と前記ゲイン値との掛け合わせにより、少なくとも前記赤色信号の画素値が低下することが好ましい。

【0014】

20

前記酸素飽和度算出手段は、前記第1の画像信号に加え、前記第2の画像信号に基づき、前記第1又は第2の画像信号に含まれる複数の生体情報の中から酸素飽和度に関する情報のみを分離してもよい。

【0015】

前記第1の波長範囲は460nm～480nmであり、前記第2の波長範囲は540nm～580nm、590nm～700nmであることが好ましい。

【0016】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲とを含む照明光を被検体内に照射し、被検体内で反射した第1の照明光を撮像素子で撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像素子で撮像して第2の画像信号を取得する内視鏡装置から、前記第1の画像信号及び第2の画像信号を受信する受信手段と、前記第2の画像信号を用いて被検体画像を生成する通常光画像生成手段と、第1の画像信号を用いて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、被検体画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成手段とを備えることを特徴とする。

30

【0017】

本発明の画像生成方法は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲と前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲とを含む照明光を被検体内に照射し、被検体内で反射した第1の照明光を撮像素子で撮像して第1の画像信号を取得するとともに、被検体内で反射した第2の照明光を撮像素子で撮像して第2の画像信号を取得し、前記第2の画像信号を用いて被検体画像を生成し、前記第1の画像信号を用いて酸素飽和度を算出し、前記被検体画像の色特性値を酸素飽和度に応じて変化させた酸素飽和度画像を生成することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための光として、酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する波長範囲を有する第1の照明光と、波長範囲が広帯域に及ぶ第2の照明光を用いることで、それら第1及び第2の照明光を照射したときの第1及び第2の画像信号から血液量に依存せず酸素飽和度のみを求めることができる。そして

50

、酸素飽和度画像は、酸素飽和度に関する情報を通常光画像に反映させたものであるため、粘膜の性状の変化の診断等を妨げることの無い診断しやすい画像となっている。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3】スコープ先端部の正面図である。

【図4】酸素飽和度測定光及び白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図5】RGBのカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図6A】通常光観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

10

【図6B】酸素飽和度観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

【図7】血液量と信号比 $R2/G2$ との相関関係を示すグラフである。

【図8】酸素飽和度と信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ との相関関係を示すグラフである。

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図10】図8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ための説明図である。

【図11】ゲイン値と酸素飽和度との関係を示すグラフである。

【図12】酸素飽和度画像を示す画像図である。

20

【図13】図11のグラフとは別の関係を示すグラフである。

【図14】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図15】酸素飽和度画像の作成手順を示すブロック図である。

【図16】第2実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図17】白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図18】回転フィルタの正面図である。

【図19】半導体光源で光を生成するとともに、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光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20】Bフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部が周方向に沿って設けられたロータリフィルタを示す正面図である。

30

【図21】Bフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部の分光透過率と青色狭帯域光BNの発光強度を示すグラフである。

【図22】シャッタ板の正面図である。

【図23】図19の光源装置を用いた場合の撮像素子の撮像制御を説明するためのものであり、(A)は通常光観察モード時の撮像制御を説明するための説明図であり、(B)は酸素飽和度観察モード時の撮像制御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】

【0020】

図1及び2に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置11と、光源装置11から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する内視鏡装置12と、内視鏡装置12で得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置13と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置14と、キーボード等で構成される入力装置15とを備えている。

40

【0021】

内視鏡システム10は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常光画像を表示装置14に表示する通常光観察モードと、被検体における血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報が通常光画像上に反映された酸素飽和度画像を表示装置14に表示する酸素飽和度観察モードを備えている。観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ17や入力装置15から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

50

【 0 0 2 2 】

光源装置 1 1 は、2 種のレーザ光源 L D 1 , L D 2 と、光源制御部 2 0 と、コンバイナ 2 1 と、カブラ 2 2 とを備えている。レーザ光源 L D 1 は、酸素飽和度の測定に用いられる狭帯域光（酸素飽和度測定光）を発生させる。レーザ光源 L D 2 は、内視鏡装置 1 2 の先端部に配置された蛍光体 5 0 から白色光を発生させるための励起光を発生させる。各レーザ光源 L D 1 , L D 2 から発せられる光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ対応する光ファイバ 2 4 , 2 5 に入射する。なお、レーザ光源 L D 1 , L D 2 は、ブロードエリア型の In G a N 系レーザダイオードが使用でき、また、In G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【 0 0 2 3 】

光源制御部 2 0 は、レーザ光源 L D 1 , L D 2 を制御することによって、各レーザ光源 L D 1 , L D 2 の発光タイミングや各レーザ光源 L D 1 , L D 2 間の光量比を調節する。本実施形態では、通常光観察モードのときには、レーザ光源 L D 1 をオフにし、レーザ光源 L D 2 をオンにする。一方、酸素飽和度観察モードのときには、レーザ光源 L D 1 をオンにしたときはレーザ光源 L D 2 オフにし、反対にレーザ光源 L D 1 をオフにしたときはレーザ光源 L D 2 をオンにする。この切替は一定時間毎に繰り返し行われる。

【 0 0 2 4 】

コンバイナ 2 1 は、各光ファイバ 2 4 , 2 5 からの光を合波させる。合波した光は、分波器であるカブラ 2 2 によって 4 系統の光に分波される。分波された 4 系統の光のうち、レーザ光源 L D 1 からの光はライトガイド 2 6 , 2 7 で伝送され、レーザ光源 L D 2 からの光はライトガイド 2 8 , 2 9 で伝送される。ライトガイド 2 6 ~ 2 9 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、コンバイナ 2 1 及びカブラ 2 2 を用いずに、各レーザ光源 L D 1 , L D 2 からの光を直接ライトガイド 2 6 ~ 2 9 に入れる構成としてもよい。

【 0 0 2 5 】

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡から構成され、内視鏡スコープ 3 2 と、ライトガイド 2 6 ~ 2 9 で伝送される 4 系統（4 灯）の光を照射する照明部 3 3 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 3 4、内視鏡スコープ 3 2 の先端部の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 3 5 と、内視鏡スコープ 3 2 と光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 3 とを着脱自在に接続するコネクタ部 3 6 を備えている。

【 0 0 2 6 】

内視鏡スコープ 3 2 には、操作部 3 5 側から順に、軟性部 3 8、湾曲部 3 9、スコープ先端部 4 0 が設けられている。軟性部 3 8 は、可撓性を有しているため、内視鏡スコープ挿入時には被検体内で屈曲自在とすることができる。湾曲部 3 9 は、操作部 3 5 に配置されたアングルノブ 3 5 a の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 3 9 は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部 4 0 を所望の観察部位に向けることができる。

【 0 0 2 7 】

スコープ先端部 4 0 には照明部 3 3 と撮像部 3 4 が設けられている。撮像部 3 4 は、スコープ先端部 4 0 の略中心位置に、被写体領域からの反射光等を撮像する 1 つの観察窓 4 2 を備えている。照明部 3 3 は、撮像部 3 4 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 4 3 , 4 4 を備えており、各照明窓 4 3 , 4 4 は、酸素飽和度測定光と白色光の 2 種類の光を被観察領域に向けて照射する。

【 0 0 2 8 】

一方の照明窓 4 3 の奥には 2 つの投光ユニット 4 6 , 4 7 が収納されている。一方の投光ユニット 4 6 では、ライトガイド 2 6 からの酸素飽和度測定光を、レンズ 4 8 を介して被観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット 4 7 では、ライトガイド 2 8 からの励起光を蛍光体 5 0 に当てて白色光を励起発光させ、その白色光をレンズ 5 1 を介して被観察領域に向けて照射する。なお、他方の照明窓 4 4 の奥にも、上記投光ユニット 4 6 と同様の投光ユニット 5 3 と、上記投光ユニット 4 7 と同様の投光ユニット 5 4 の 2 つが

10

20

30

40

50

収納されている。

【0029】

図3に示すように、照明窓43, 44は、スコープ先端部40において、観察窓42を挟んでその両側に配置されている。また、4つの投光ユニット46, 47, 53, 54は、蛍光体50を備える投光ユニット47, 54の出射面間を結ぶ直線L1と、蛍光体50を備えていない投光ユニット46, 53の出射面間を結ぶ直線L2とが、観察窓42の中心部で交差するように、互い違いに配置されている。このような配置にすることによって、照明ムラの発生を防止することができる。

【0030】

蛍光体50は、レーザ光源LD2からの励起光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えばYAG系蛍光物質、或いはBAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)等の蛍光物質)を含んで構成される。励起光が蛍光体50に照射されると、蛍光体50から発せられる緑色～黄色の励起発光光(蛍光)と、蛍光体50により吸収されず透過した励起光とが合わされて、白色光(疑似白色光)が生成される。なお、蛍光体50は、商品名としてマイクロホワイト(登録商標)(Micro White(MW))とも呼ばれている。

10

【0031】

したがって、蛍光体50を備える投光ユニット47, 54から発せられる白色光は、図4に示すように、中心波長445nmの励起光の波長範囲と、その励起光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね450nm～700nmの波長範囲とを有する発光スペクトルとなる。一方、蛍光体50を備えていない投光ユニット46, 53から発せられる酸素飽和度測定光は、中心波長473nmの近傍に波長範囲を有する発光スペクトルとなる。

20

【0032】

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR(赤), G(緑), B(青)等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【0033】

観察窓42の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット(図示省略)等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像するCCD(Charge Coupled Device)やCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)などの撮像素子60が設けられている。

30

【0034】

撮像素子60は、対物レンズユニットからの光を受光面(撮像面)で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号(アナログ信号)を出力する。撮像素子60はカラーCCDであり、その受光面には、R色のカラーフィルタが設けられたR画素、G色のカラーフィルタが設けられたG画素、B色のカラーフィルタが設けられたB画素を1組とする画素群が、多数マトリックス状に配列されている。

40

【0035】

B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図5に示すような分光透過率63, 64, 65を有している。したがって、被観察領域からの反射光等のうち白色光はR色、G色、B色のカラーフィルタの全てを透過するため、撮像素子60のR画素、G画素、B画素の全てから撮像信号が出力される。一方、酸素飽和度測定光は、中心波長が473nmであるため、主としてB画素から撮像信号が出力される。

【0036】

撮像素子60から出力される撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号(アナログ信号)を

50

その電圧レベルに対応する画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部 36 を介して、プロセッサ装置 13 の画像処理部 73 に入力される。

【0037】

撮像制御部 70 は撮像素子 60 の撮像制御を行う。図 6 A に示すように、通常光観察モード時には、1 フレーム期間内で、白色光（445 nm + 蛍光体（本実施形態では 445 nm の励起光を蛍光体 50 に当てて白色光を発生させるため、このように表記する））を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0038】

一方、酸素飽和度観察モード時には、図 6 B に示すように、1 フレーム期間内で、酸素飽和度測定光（473 nm の狭帯域光）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる（1 フレーム目）。そして、その次に、1 フレーム期間内で、白色光（445 nm + MW）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる（2 フレーム目）。これら合計 2 フレームの撮像制御は、酸素飽和度観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0039】

なお、1 フレーム目の画像信号は、撮像素子 60 の B 画素からの青色信号 B1 と、G 画素からの緑色信号 G1 と、R 画素からの赤色信号 R1 とで構成される。また、2 フレーム目の画像信号は通常光観察モード時に得られる通常光画像信号と同じであり、B 画素からの青色信号 B2 と、G 画素からの信号を緑色信号 G2 と、R 画素からの赤色信号 R2 とで構成される。

【0040】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置 12 における操作部 35 及び内視鏡スコープ 32 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【0041】

プロセッサ装置 13 は、制御部 72 と、画像処理部 73 と、記憶部 74 とを備えており、制御部 72 には表示装置 14 及び入力装置 15 が接続されている。制御部 72 は、内視鏡装置 12 の切り替えスイッチ 17 や入力装置 15 から入力される観察モード等の指示に基づいて、画像処理部 73、光源装置 11 の光源制御部 20、内視鏡装置 12 の撮像制御部 70、及び表示装置 14 の動作を制御する。

【0042】

画像処理部 73 は通常光画像処理部 80 と酸素飽和度画像処理部 82 とを備えており、内視鏡装置 12 からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。通常光画像処理部 80 は、画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を生成する。

【0043】

酸素飽和度画像処理部 82 は、内視鏡装置から入力される画像信号に基づき被検体の血液量及び血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出するとともに、算出した酸素飽和度の情報を通常光画像に反映させた酸素飽和度画像を生成する。酸素飽和度画像処理部 82 は、信号比算出部 84 と、相関関係記憶部 85 と、血液量及び酸素飽和度算出部 86 と、酸素飽和度画像生成部 87 とを備えている。

【0044】

信号比算出部 84 は、酸素飽和度観察モード時に取得する 1 フレーム目の画像信号と 2 フレーム目の画像信号において、同じ位置にある画素間の信号比を算出する。信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。本実施形態では、信号比算出部 84 は、1 フレーム目の青色信号 B1 と 2 フレーム目の緑色信号 G2 との信号比 $B1 / G2$ と、2 フレーム目の緑色信号 G2 と赤色信号 R2 との信号比 $R2 / G2$ とを求める。なお、信号比は画像信号のうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画像

10

20

30

40

50

信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

【0045】

相関関係記憶部85は、信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ と血液量及び酸素飽和度との相関関係を記憶している。信号比と血液量との相関関係は、図7に示すように、信号比 $R2/G2$ が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義されている1次元テーブルで記憶されている。なお、信号比 $R2/G2$ はlogスケールで記憶されている。

【0046】

一方、信号比と酸素飽和度との相関関係は、図8に示す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がったり、狭くなったりする。なお、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ はlogスケールで記憶されている。

【0047】

なお、上記相関関係は、図9に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。この図9において、グラフ90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、グラフ91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。この図9が示すように、例えば、473nmのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号 $B1$ に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号 $R2$ と、青色信号 $B1$ と赤色信号 $R2$ のリファレンス信号となる緑色信号 $G2$ から得られる信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

【0048】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の3つのことが言える。

- ・波長470nm近辺（例えば、中心波長 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ の青色の波長領域）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540～580nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590～700nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

【0049】

血液量及び酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ とを用いて、各画素における血液量及び酸素飽和度の両方を求める。血液量は、相関関係記憶部85の1次元テーブルにおいて信号比算出部で求めた信号比 $R2/G2$ に対応する値となる。一方、酸素飽和度については、まず、図10に示すように、二次元空間において信号比算出部84で求めた信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。

【0050】

そして、図10のように、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の下限ライン93と酸素飽和度=100%限界の上限ライン94との間にある場合、その対応点Pが位置する等高線が示すパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図10の場合であれば、対応点Pが位置する等高線は60%を示しているため、この60%が酸素飽和度となる。なお、対応点Pが下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、対応点Pが下限ライン93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Pが上限ライン94よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、対応点Pが下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

【0051】

酸素飽和度画像生成部87は、RGBゲインテーブル95、ゲイン値演算部96とを備えている。RGBゲインテーブル95は、図11に示すように、横軸を酸素飽和度、縦軸

10

20

30

40

50

を通常光画像信号の赤色信号 R 2、緑色信号 G 2、青色信号 B 2 に対するゲイン値 g_r , g_g , g_b とする二次元空間で定義される一次元 LUT (Look Up Table) で構成される。この RGB ゲインテーブル 95 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。

【0052】

ゲイン値演算部 96 は、血液量及び酸素飽和度算出部 86 で求めた酸素飽和度と RGB ゲインテーブル 95 とを用い、酸素飽和度の情報を通常光画像信号を反映させる。まず、RGB ゲインテーブル 95 において、血液量及び酸素飽和度算出部 96 で求めた酸素飽和度に対応するゲイン値を、通常光画像信号の画素毎に特定する。そして、各画素毎にゲイン値を画像信号の画素値に掛け合わせるにより、下記のような酸素飽和度画像信号 B 2', G 2', R 2' からなる酸素飽和度画像を得る。

$$(B 2', G 2', R 2') = (g_b B 2, g_g G 2, g_r R 2)$$

【0053】

なお、本実施形態では、酸素飽和度に応じて通常光画像の画素値を変化させるが、画素値自体ではなく、色相、明度、彩度などの通常光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。その際、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、酸素飽和度と、通常光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。

【0054】

酸素飽和度画像は、通常光画像をベースとしているため、図 12 に示すように、酸素飽和度が正常な領域 100 においては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 101 においては、酸素飽和度に応じて通常光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% を下回った時にゲイン値が 1 から上下する RGB テーブルを用いているため、酸素飽和度画像は、酸素飽和度が特に低い 60% 未満 (正常な消化管粘膜では 70% 程度) 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。

【0055】

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。

【0056】

また、図 11 に示す RGB テーブルでは、酸素飽和度が 60% を下回った時に、酸素飽和度の低下に合わせてゲイン値を一定の変化率で増加または減少させたが、これに代えて、図 13 のような RGB テーブルを用いて、変化率を段階的に変化させてもよい。この RGB テーブルによれば、酸素飽和度 20% ~ 60% 間におけるゲイン値 g_r の低下率は、酸素飽和度 20% 未満のゲイン値の g_r 低下率よりも大きくなっている。また、酸素飽和度 20% ~ 60% 間におけるゲイン値 g_b の上昇率は、酸素飽和度 20% 未満のゲイン値 g_b の上昇率よりも小さく。一方、ゲイン値 g_g は、酸素飽和度が 20% 未満となると、ほぼ変化しなくなる。このような RGB テーブルで色調を変化させることで、酸素飽和度が 20% を下回る極めて低酸素な領域では、シアンよりも青味が強くなる色調となる。

【0057】

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。

【0058】

次に、本発明の作用について図 14 のフローチャート及び図 15 のブロック図に沿って

説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ 17 によって、酸素飽和度観察モードに切り替えられると、スコープ先端部 40 から中心波長 473 nm の狭帯域光である酸素飽和度測定光が被検体内に照射される。被検体からの反射光等は、B 画素、G 画素、R 画素からなるカラー CCD である撮像素子 60 で撮像される。これにより、青色信号 B1、緑色信号 G1、赤色信号 R1 からなる 1 フレーム目の画像信号が得られる。

【0059】

1 フレーム目の画像信号が得られると、中心波長 445 nm の励起光で励起発光される白色光が、スコープ先端部 40 から被検体内に照射される。被検体からの反射光等を撮像素子 60 で撮像することにより、青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 からなる 2 フレーム目の画像信号（通常光画像信号）が得られる。

【0060】

2 フレーム目の画像信号が得られると、信号比算出部 84 は、1 フレーム目の画像信号と 2 フレーム目の画像信号間で同じ位置にある画素について、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ を求める。信号比は全ての画素について求める。信号比が求まると、血液量及び酸素飽和度算出部 86 は、相関関係記憶部 85 に記憶している相関関係から、信号比算出部 84 で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する酸素飽和度を求める。酸素飽和度は、全ての画素について求める。

【0061】

全ての画素について酸素飽和度が求まると、RGB ゲインテーブル 95 から、各画素における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、ゲイン値算出部 96 は、通常光画像信号である青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 の画素値にゲイン値を掛け合わせる。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、酸素飽和度画像信号 $B2'$ 、 $G2'$ 、 $R2'$ からなる酸素飽和度画像が得られる。酸素飽和度画像は、表示装置 14 によって画像表示される。

【0062】

図 16 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 120 は、光源装置 11 に回転フィルタ方式を採用する。したがって、内視鏡システム 120 には、第 1 実施形態におけるレーザ光源 LD1、LD2、光源制御部 20、及びコンバイナ 21 に代えて、図 17 に示すような分光強度を有する白色光を発するキセノン光源等の広帯域光源 121 と、白色光のうち酸素飽和度測定光の波長成分または白色光をそのまま透過させる回転フィルタ 122 と、回転フィルタを透過した光が入射する光ファイバ 123 と、回転フィルタ 122 の回転を制御する回転制御部 124 が設けられている。光ファイバ 123 に入射した光は、カプラ 22 で 2 系統の光に分波され、分波された光はそれぞれライトガイド 26 及び 27 を介して、投光ユニット 46 及び 53 から被検体内に照射される。なお、これら以外については、内視鏡システム 120 は内視鏡システム 10 と同様の構成を有しているので、説明を省略する。

【0063】

図 18 に示すように、回転フィルタ 122 は、白色光のうち中心波長が 473 nm の酸素飽和度測定光（図 4 参照）を透過させるバンドフィルタ 125 と、白色光をそのまま透過させる開口部 126 とからなる。したがって、回転フィルタ 122 が回転することで、酸素飽和度測定光と白色光とが交互に被検体内に照射される。このとき、第 1 実施形態と同様に、酸素飽和度測定光が照射されたときに 1 フレーム目の画像信号を取得し、白色光が照射されたときに 2 フレーム目の画像信号を取得する。これら取得した 2 フレーム分の画像信号から、第 1 実施形態と同様に、酸素飽和度画像を生成する。なお、バンドパスフィルタ 125 は 460 nm ~ 480 nm の波長範囲の光を透過させることが好ましい。

【0064】

なお、第 2 実施形態では、白色光が図 17 のような分光強度特性を有するため、通常光画像信号の青色信号 B2 には 400 nm ~ 530 nm の波長範囲の光に対応する信号が含まれ、緑色信号 G2 には 540 nm ~ 580 nm の波長範囲の光に対応する信号が含まれ

10

20

30

40

50

、赤色信号 R 2 には 5 9 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長範囲の光に対応する信号が含まれる。

【 0 0 6 5 】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、色調を変化させる酸素飽和度の閾値を固定値としたが、これに代えて、閾値をユーザが適宜変更できるようにしてもよい。この場合、内視鏡装置 1 2 の各種設定を変更するソフトに、閾値変更機能を新たに追加し、入力装置 1 5 に入力された閾値に基づいて R G B ゲインテーブルを変更できるようにする。

【 0 0 6 6 】

なお、血液量と酸素飽和度の算出に使用する 3 波長の光のうち、一部の光については、第 1 実施形態と同様に、半導体光源の光を使用する一方、残りの光については、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光 B B から波長分離した光を使用してもよい。

10

【 0 0 6 7 】

この場合、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 1 に代えて、図 1 9 に示す光源装置 2 0 0 を用いる。この光源装置 2 0 0 で生成された光は、内視鏡装置 1 8 0 に供給される。この内視鏡装置 1 8 0 は第 1 実施形態の内視鏡装置 1 2 とほぼ同様の構成を備えているが、先端部の照明部 3 3 に蛍光体 5 0 が設けられていない点が内視鏡装置 1 2 と異なる。そのため、光源装置 2 0 0 からの光は、内視鏡装置 1 8 0 を介して、そのまま被検体内に照射される。

【 0 0 6 8 】

また、内視鏡装置 1 8 0 内における撮像素子 1 8 0 a の構成及び撮像制御部 7 0 の動作については、第 1 実施形態と異なっている。また、プロセッサ装置 1 2 においては、通常光画像処理部 8 0 における通常光画像の生成方法が異なり、また、酸素飽和度画像処理部 8 2 で使用する信号が第 1 実施形態で使用する信号と異なっている。以下においては、上記第 1 実施形態と異なる部分についてのみ説明し、それ以外については説明を省略する。

20

【 0 0 6 9 】

光源装置 2 0 0 は、広帯域光 B B (4 0 0 ~ 7 0 0 n m) を発する白色光源 2 3 0 と、この白色光源 2 3 0 からの広帯域光 B B を B 、 R 、 R の 3 色の光に色分離し、それら各色の光を順次ライトガイド 4 3 に供給するロータリフィルタ 2 3 4 と、青色狭帯域光 B N を発する半導体光源ユニット 2 3 6 と、広帯域光 B B の光路 L 1 上に青色狭帯域光 B N の光路 L 2 を合流させる光合流部 2 3 8 と、所定のタイミングにおいて、白色光源 2 3 0 とロータリフィルタ 2 3 4 との間の広帯域光 B B の光路を塞ぐシャッタ板 2 4 0 とを備えている。

30

【 0 0 7 0 】

白色光源 2 3 0 は、広帯域光 B B を放射する光源本体 2 3 0 a と、広帯域光 B B の光量を調整する絞り 2 3 0 b とを備えている。光源本体 2 3 0 a 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構成される。絞り 2 3 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 7 1 】

図 2 0 に示すように、ロータリフィルタ 2 3 4 は、B フィルタ部 2 3 4 a 、G フィルタ部 2 3 4 b 、R フィルタ部 2 3 4 c が選択的に広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されるように回転自在に設けられている。ロータリフィルタ 2 3 4 は、円板形状をしており、円周方向に 3 分割されて中心角が 1 2 0 ° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 2 3 4 a 、G フィルタ部 2 3 4 b 、R フィルタ部 2 3 4 c が設けられている。

40

【 0 0 7 2 】

図 2 1 に示すように、B フィルタ部 2 3 4 a は広帯域光 B B から青色帯域の B 光を透過させ、G フィルタ部 2 3 4 b は広帯域光 B B から緑色帯域の G 光を透過させ、R フィルタ部 2 3 4 c は広帯域光 B B から赤色帯域の R 光を透過させる。したがって、ロータリフィルタ 2 3 4 の回転によって、ロータリフィルタ 2 3 4 から B 光、G 光、R 光が順次出射する。

【 0 0 7 3 】

50

半導体光源ユニット 236 は、レーザ光源 236a、光源制御部 236b を有する。図 21 に示すように、レーザ光源 236a は中心波長 473 nm の青色狭帯域光 BN を発光する。このレーザ光源 236a は、光源制御部 236b の制御に従って、点灯及び消灯を行う。この光源制御部 236b はプロセッサ装置内の制御部 72 によって制御される。レーザ光源 236a から発光された青色狭帯域光 BN は、集光レンズ 236c を通して、光合流部 238 に向けて出射する。

【0074】

光合流部 238 はダイクロイックミラーであり、ロータリフィルタ 234 からの光はそのまま透過させる一方で、半導体光源ユニット 236 からの青色狭帯域光 BN は反射させてその光路 L2 を広帯域光 BB の光路 L1 に一致させる。光合流部 238 を出た光は、集光レンズ 242 を通して、内視鏡装置 180 に供給される。

10

【0075】

図 22 に示すように、シャッタ板 240 は、120° の中心角を有し、広帯域光 BB を遮光する遮光部 240a と、残りの 240° の中心角を有し、広帯域光 BB を透過させる透過部 240b とを備えている。シャッタ板 240 は回転自在に設けられており、回転することで、遮光部 240a と透過部 240b が交互に選択的に広帯域光 BB の光路に挿入させるようになっている。

【0076】

シャッタ板 240 の回転動作は、通常光画像モードと特殊光画像モードとで異なっている。通常光画像モードにおいては、シャッタ板 240 は、遮光部 240a が広帯域光 BB の光路 L1 から退避し、透過部 240b が光路 L1 に挿入された状態で停止している。したがって、広帯域光 BB は、常時ロータリフィルタ 234 に入射する。これにより、広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されている、B、G、R の各フィルタ部 234a、234b、234c の種類に応じて、B 光、G 光、R 光の三色の光が順次生成される。

20

【0077】

一方、特殊光画像モードにおいては、シャッタ板 240 は、遮光部 240a が広帯域光 BB の光路に挿入されて、透過部 240b が光路から退避している間、広帯域光 BB が遮光される。この広帯域光 BB の遮光期間に、レーザ光源 236a を点灯して、青色狭帯域光 BN を内視鏡装置 180 に供給する。そして、一定期間経過後に、青色狭帯域光 BN が消灯した後は、透過部 240b を広帯域光 BB の光路に挿入して、遮光部 240a を光路から退避させる。これにより、広帯域光 BB が B フィルタ部 234a、G フィルタ部 234b、R フィルタ部 234c を透過するため、B 光、G 光、R 光が順次生成される。

30

【0078】

内視鏡装置 180 内の撮像素子 180a は、上記第 1 実施形態の撮像素子 60 と異なり、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。また、この撮像素子 180a の撮像を制御する撮像制御部 70 についても、上記第 1 実施形態と異なる動作を行う。

【0079】

通常光画像モードにおいては、図 23 (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、通常光観察モードに設定されている間、繰り返される。一方、酸素飽和度観察モードにおいては、図 23 (B) に示すように、青色狭帯域光 BN、B 光、G 光、R 光の 3 つの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、B、G、R を順次出力する。こうした動作が特殊光画像モードに設定されている間、繰り返される。

40

【0080】

プロセッサ装置内の通常光画像処理部 80 は、面順次撮像信号 B、G、R に基づいて、通常光画像を生成する。この通常光画像において、面順次撮像信号 B は第 1 実施形態の青色信号 B2 に略対応し、面順次撮像信号 G は第 1 実施形態の緑色信号 G2 に略対応し、面順次撮像信号 R は第 1 実施形態の R2 に略対応している。

50

【0081】

プロセッサ装置内の酸素飽和度画像処理部82は、第1実施形態と異なり、面順次撮像信号N1、G、Rに基づいて、血液量及び酸素飽和度を算出する。ここでは、第1実施形態の第1輝度比 $B1/G2$ に対応する輝度比として N/G を用い、第1実施形態の第2輝度比 $R2/G2$ に対応する輝度比として R/G を用いる。これに伴って、相関関係記憶部82には、輝度比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ と血液量及び酸素飽和度との相関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。

【0082】

なお、本発明では、酸素飽和度を反映させる画像として、広帯域光で生成される通常光画像を用いたが、これに代えて、特定波長の狭帯域光によって生成させるNBI (Narrow Band Imaging) 画像や自家蛍光や薬剤蛍光によって生成される蛍光画像に酸素飽和度を反映させてもよい。

10

【0083】

なお、本発明では、通常光画像上に反映させる生体機能情報を酸素飽和度としたが、これに代えて又は加えて、「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や、「血液量×(100-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックスを通常光画像上に反映させてもよい。

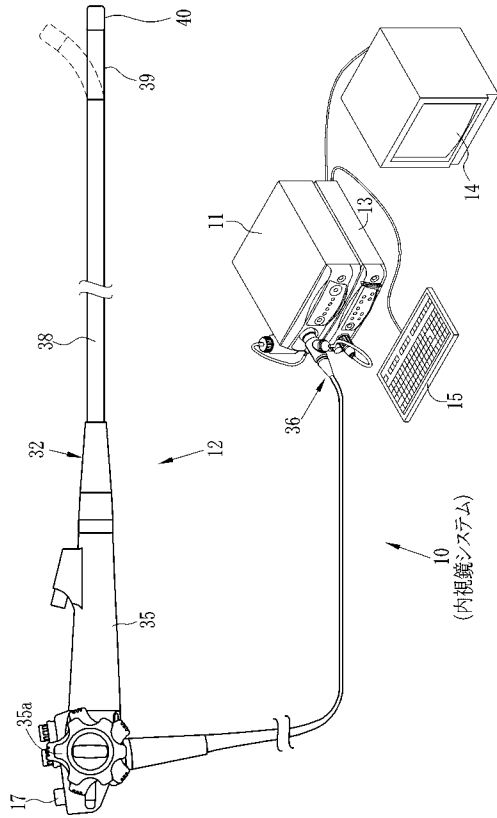
【符号の説明】

【0084】

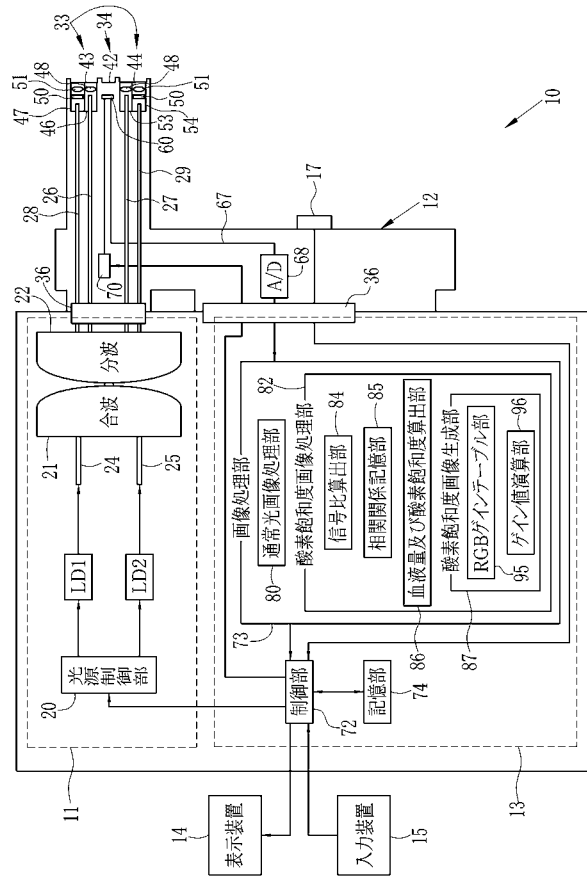
20

- 10, 120 内視鏡システム
- 60, 180a 撮像素子
- 73 画像処理部
- 84 信号比算出部
- 85 相関関係記憶部
- 86 血液量及び酸素飽和度算出部
- 87 酸素飽和度画像生成部
- 95 RGBゲインテーブル
- 96 ゲイン値演算部

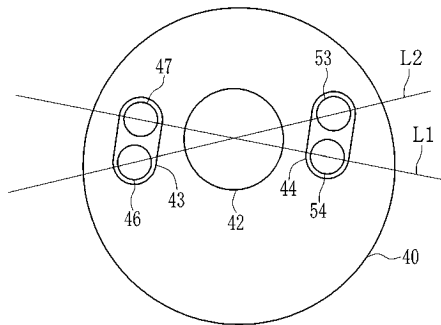
【図 1】



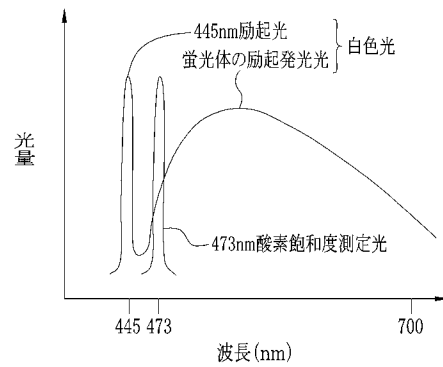
【図 2】



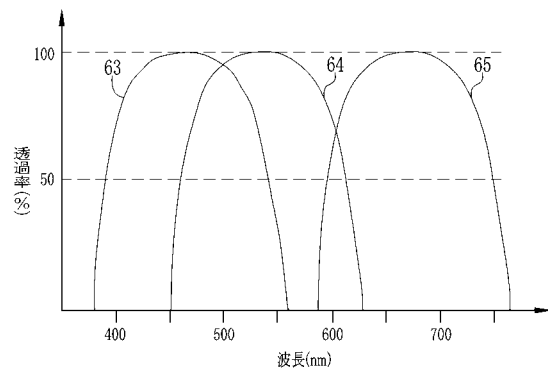
【図 3】



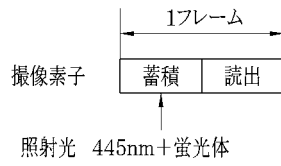
【図 4】



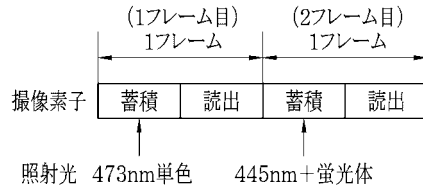
【図 5】



【図 6 A】



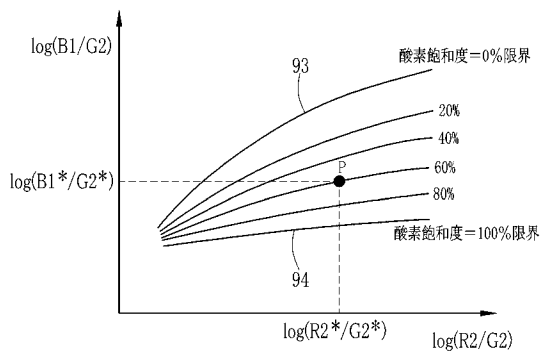
【図 6 B】



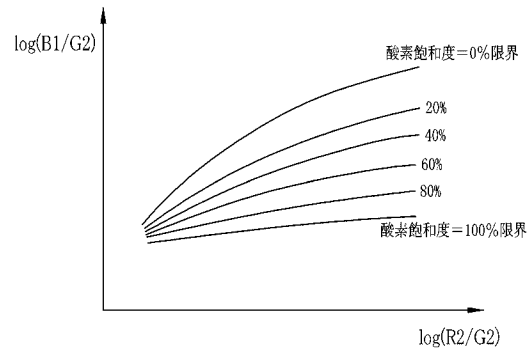
【図 7】



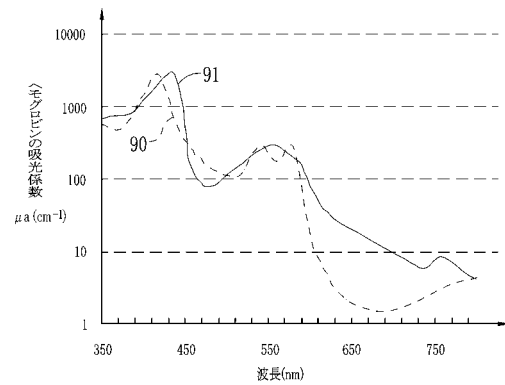
【図 10】



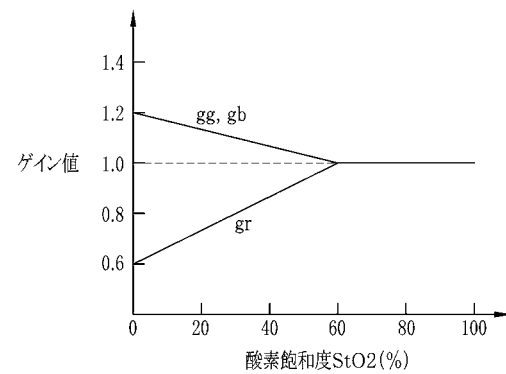
【図 8】



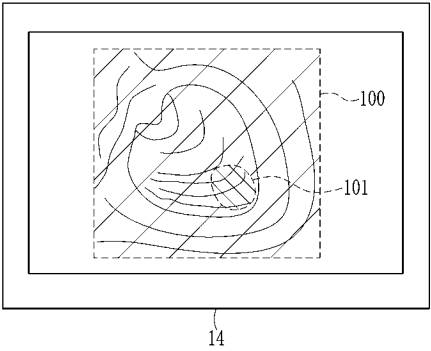
【図 9】



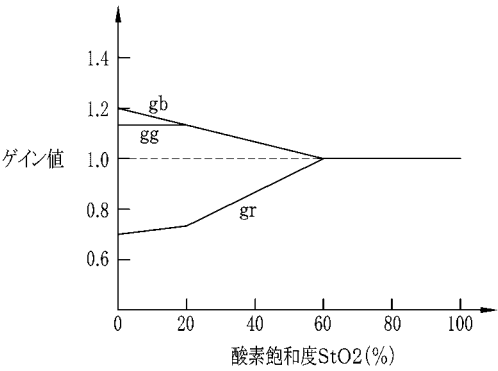
【図 11】



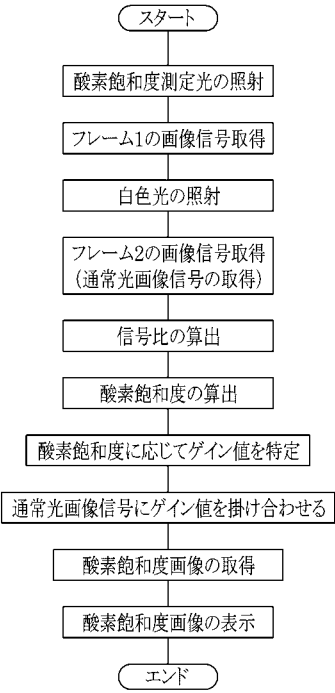
【 図 1 2 】



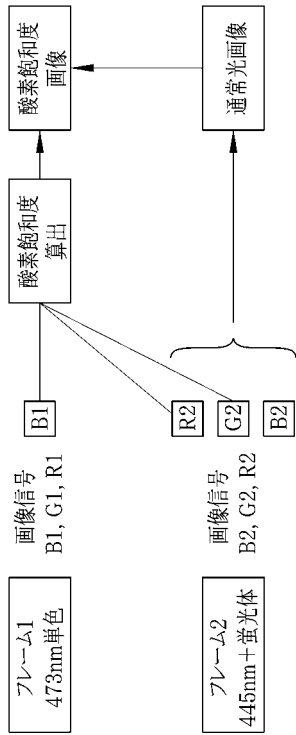
【 図 1 3 】



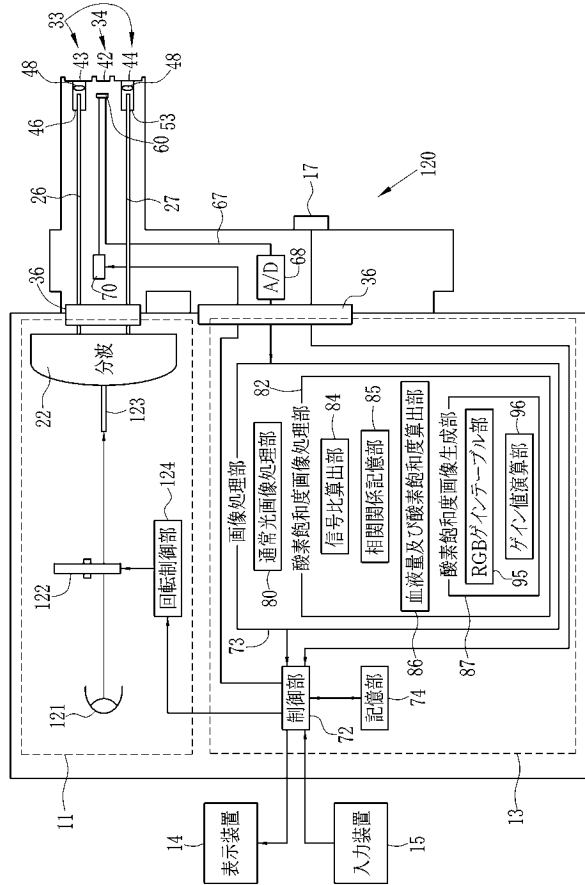
【 図 1 4 】



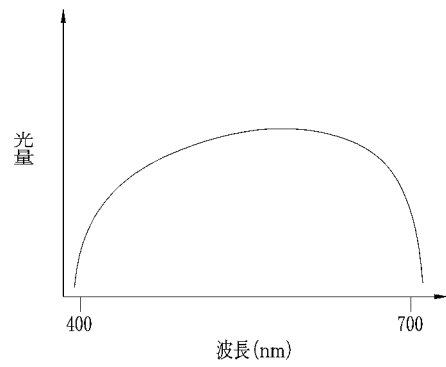
【 図 1 5 】



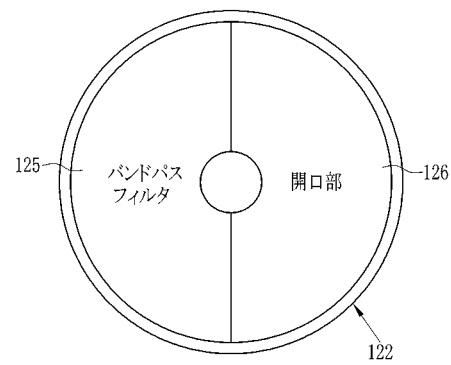
【図 16】



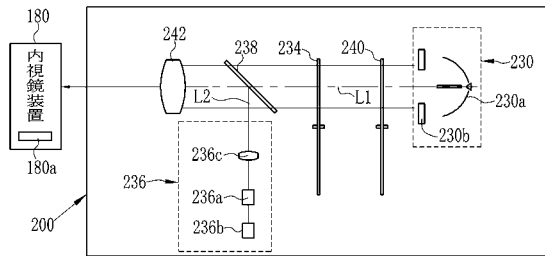
【図 17】



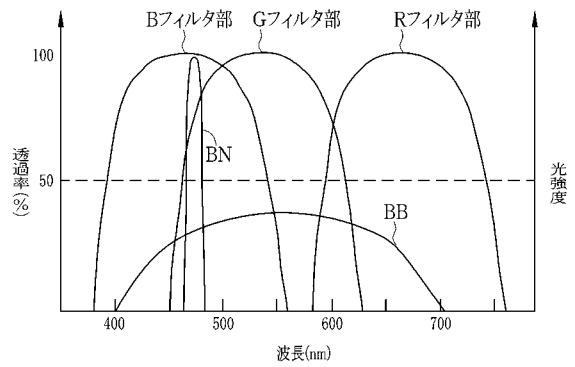
【図 18】



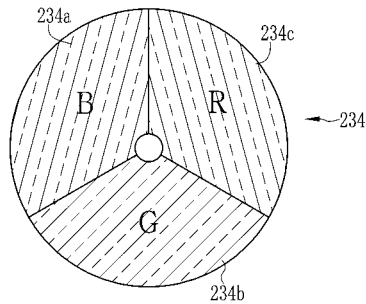
【図 19】



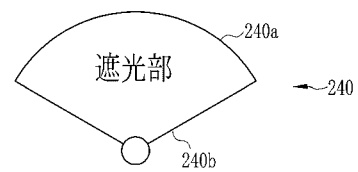
【図 21】



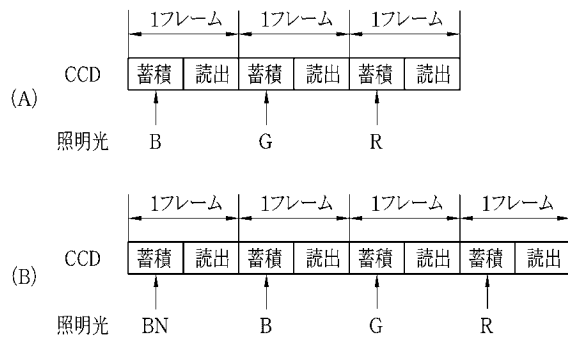
【図 20】



【図 22】



【図 23】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和图像生成方法		
公开(公告)号	JP2012139482A	公开(公告)日	2012-07-26
申请号	JP2011179655	申请日	2011-08-19
[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	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/6852 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/06.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/MM01 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS23 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2010279464 2010-12-15 JP		
其他公开文献	JP5303012B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获取氧饱和度图像，其中只有氧饱和度反映在正常光学图像上，而不依赖于血液量。溶液：波长范围内的第一个照明光，其中血液血红蛋白的光吸收系数随着氧饱和度变化而变化，投射到测试对象体中，通过对反射光成像等捕获第一图像信号（帧1）。将宽波长范围的第二照明光投射到体腔中，通过对反射光等进行成像来捕获第二图像信号（帧2）。基于第一图像信号和第二图像信号获取氧饱和度。基于第二图像信号产生正常光学图像。关于氧饱和度的信息反映在正常光学图像上，从而获得氧饱和度图像。

