

(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2015-39617

(P2015-39617A)

(43) 公開日 平成27年3月2日(2015.3.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/1459 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 1	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 31 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2013-173983 (P2013-173983)
 (22) 出願日 平成25年8月23日 (2013.8.23)

(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 白石 泰士
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA09 CA06
 4C038 KK01 KL07 KX01
 4C161 AA00 BB08 CC06 DD03 GG01
 HH54 JJ15 LL02 MM05 MM06
 NN01 NN05 QQ04 QQ07 RR14
 SS09 WW17
 5C054 CA04 CA06 CB03 CC07 FC03
 FC07 FD07 HA12

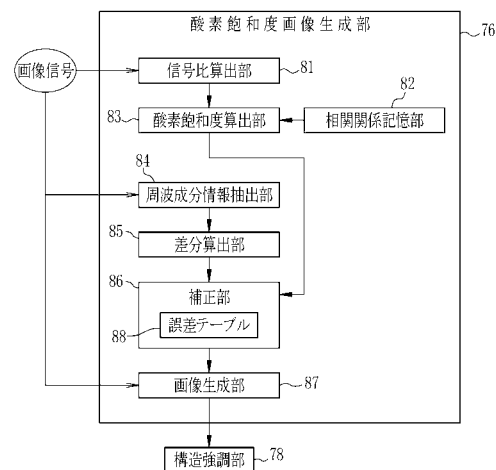
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びにテーブル作成方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】拡大観察時に発生する酸素飽和度のアーチファクトを低減することができる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システムは、光源装置と、センサと、酸素飽和度算出部83と、周波数成分情報抽出部84と、補正部86と、画像生成部87とを備える。光源装置は、第1信号光と第2信号光を検体に照射する。センサは、第1信号光と第2信号光の反射光で検体を撮像して第1、第2画像信号を出力する。酸素飽和度算出部83は、第1画像信号と第2画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。周波数成分情報抽出部84は、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正部86は、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分の振幅に基づいて、酸素飽和度を補正する。画像生成部87は、補正部86によって補正された酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 信号光と第 2 信号光を検体に照射する光源装置と、
前記第 1 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 1 画像信号を出力するとともに、前記第 2 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 2 画像信号を出力するセンサと、
前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、
前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、
前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に基づいて、前記酸素飽和度を補正する補正部と、
前記補正部によって補正された前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、
を備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記周波数成分情報は、特定の周波数成分の振幅である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記補正部は、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記振幅の差に基づいて前記酸素飽和度の補正をする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記補正部は、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報と、前記酸素飽和度の誤差とを対応付けた誤差テーブルを有し、前記誤差テーブルを参照して前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に対応する前記酸素飽和度の誤差を算出し、算出した前記誤差を前記酸素飽和度から除く補正をする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記補正部は、前記第 1 画像信号及び前記第 2 画像信号を複数の領域に分割し、複数の前記領域毎に前記酸素飽和度の補正をする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記周波数成分情報は、前記検体の表層血管に対応する周波数成分に関する情報である請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

第 1 信号光と第 2 信号光を検体に照射する光源装置と、
前記第 1 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 1 画像信号を出力するとともに、前記第 2 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 2 画像信号を出力するセンサと、
前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、
前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に基づいて、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を補正し、第 1 補正画像信号と第 2 補正画像信号とを生成する補正部と、
前記第 1 補正画像信号と前記第 2 補正画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、
前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、
を備える内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記周波数成分情報は、特定の周波数成分の振幅である請求項 7 に記載の内視鏡システム。

50

【請求項 9】

前記補正部は、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記振幅の差に基づいて前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の補正をする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記補正部は、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報と、前記第 1 画像信号または前記第 2 画像信号に乘じる補正係数とを対応付けた補正係数テーブルを有し、前記補正係数テーブルを参照して前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に対応する前記補正係数を算出する請求項 7 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

第 1 信号光と第 2 信号光を検体に照射する光源装置と、前記第 1 信号光の反射光で検体を撮像して第 1 画像信号を出力するとともに、前記第 2 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 2 画像信号を出力するセンサと、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に基づいて、前記酸素飽和度を補正する補正部と、

前記補正部によって補正された前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部と、

を備えるプロセッサ装置。

【請求項 12】

第 1 信号光と第 2 信号光を検体に照射する光源装置と、前記第 1 信号光の反射光で検体を撮像して第 1 画像信号を出力するとともに、前記第 2 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 2 画像信号を出力するセンサと、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出部と、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に基づいて、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を補正し、第 1 補正画像信号と第 2 補正画像信号とを生成する補正部と、

前記第 1 補正画像信号と前記第 2 補正画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成部と、

を備えるプロセッサ装置。

【請求項 13】

第 1 信号光と第 2 信号光を発する光源装置と、前記第 1 信号光の反射光で検体を撮像して第 1 画像信号を出力するとともに、前記第 2 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 2 画像信号を出力するセンサと、を有する内視鏡システムの作動方法において、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に基づいて、前記酸素飽和度を補正する補正ステップと、

前記補正ステップで補正された前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成ステップと、

10

20

30

40

50

を備える内視鏡システムの作動方法。

【請求項 1 4】

第 1 信号光と第 2 信号光を発する光源装置と、前記第 1 信号光の反射光で前記検体を撮像して第 1 画像信号を出力するとともに、前記第 2 信号光の反射光で検体を撮像して第 2 画像信号を出力するセンサと、を備える内視鏡システムの作動方法において、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報に基づいて、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を補正し、第 1 補正画像信号と第 2 補正画像信号とを生成する補正ステップと、

前記第 1 補正画像信号と前記第 2 補正画像信号の信号比に基づいて前記検体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

前記酸素飽和度に基づいて前記検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する画像生成ステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

【請求項 1 5】

酸素飽和度が既知の血液を含む血液入り材料が特定の空間周波数で配列されたファントムに第 1 信号光と第 2 信号光をそれぞれ照射し、前記第 1 信号光と前記第 2 信号光の各々の反射光で前記ファントムを撮像して、前記第 1 信号光に対応する第 1 画像信号と、前記第 2 信号光に対応する第 2 画像信号を取得する撮像ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から前記空間周波数に対応する周波数成分情報を抽出する周波数成分情報抽出ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の信号比に基づいて前記血液入り材料の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

前記酸素飽和度算出ステップで算出された酸素飽和度と、前記血液の酸素飽和度との誤差を算出する誤差算出ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報と、前記誤差を対応付けて記憶する記憶ステップと、

を備えるテーブル作成方法。

【請求項 1 6】

酸素飽和度が既知の血液を含む血液入り材料が特定の空間周波数で配列されたファントムに第 1 信号光と第 2 信号光を照射し、前記第 1 信号光と前記第 2 信号光の各々の反射光で前記ファントムを撮像して、前記第 1 信号光に対応する第 1 画像信号と、前記第 2 信号光に対応する第 2 画像信号を取得する第 1 撮像ステップと、

前記第 1 信号光と前記第 2 信号光の反射光で前記第 1 撮像ステップと比較して前記ファントムを拡大して撮像し、前記第 1 信号光に対応する第 3 画像信号と、前記第 2 信号光に対応する第 4 画像信号を取得する第 2 撮像ステップと、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号から前記空間周波数に対応する周波数成分情報を抽出する第 1 周波数成分情報抽出ステップと、

前記第 3 画像信号と前記第 4 画像信号から前記空間周波数に対応する周波数成分情報を抽出する第 2 周波数成分情報抽出ステップと、

前記第 3 画像信号と前記第 4 画像信号の前記周波数成分情報の比を、前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号の前記周波数成分情報の比に等しくする補正係数を算出する補正係数算出ステップと、

前記第 3 画像信号と前記第 4 画像信号の前記周波数成分情報と、前記補正係数と対応付けて記憶する記憶ステップと、

を備えるテーブル作成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

10

20

30

40

50

本発明は、検体内の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する生体機能情報を求める内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法並びにテーブル作成方法に関する。

【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。また、近年においては、生体機能情報の中でも血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた病変部の診断が行われつつある。血中ヘモグロビンの酸素飽和度を取得する方法としては、波長帯域と、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第1信号光と第2信号光を交互に粘膜内の血管に照射して、第1及び第2信号光の各反射光を内視鏡先端部のセンサで検出する方法が知られている（特許文献1）。

10

【0003】

センサで検出した第1信号光の反射光に対応する第1信号光画像信号と、第2信号光の反射光に対応する第2信号光画像信号の比率（以下、信号比という）は、血管内の酸素飽和度に変化がなければ一定値を維持するが、酸素飽和度の変化が生じれば、それにもとまって変化する。したがって、第1信号光画像信号と第2信号光画像信号の信号比に基づいて酸素飽和度を算出することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0004】

【特許文献1】特開2012-125402号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

酸素飽和度の算出は、第1及び第2信号光が検体に対して均一に照射されていることを前提としている。このため、第1及び第2信号光が不均一な場合には算出した酸素飽和度の信頼性が低くなってしまうので、酸素飽和度を取得する内視鏡システムでは、検体にほぼ均一に照射されるように第1及び第2信号光の照射範囲や光量の分布等が予め厳密に調節されている。

30

【0006】

しかし、通常白色光による観察をする場合に観察範囲の全範囲で検体を鮮明に観察できるように照明の照射範囲や光量の分布が調節してあったとしても、酸素飽和度を算出すると、検体の性状によるものではない大きな誤差（以下、アーチファクトという）が発生してしまう場合がある。具体的には、非拡大観察から拡大観察（内視鏡先端部を検体に極めて接近させた観察、またはズーミングレンズを作動して検体を拡大する観察）に切り替えると、非拡大観察時には発生していなかった低酸素領域や高酸素領域が発生するようになる。すなわち、拡大観察時には、非拡大観察時には起こりえなかった酸素飽和度のアーチファクトが発生する。これは、酸素飽和度が照明（第1及び第2信号光）の光量分布等に対して極めて敏感であることと、極めて小さな照明の光量分布等の誤差でも拡大観察時には拡大率に応じて酸素飽和度への寄与が大きくなってしまうことが主な原因である。

40

【0007】

拡大観察時に酸素飽和度のアーチファクトが発生しないようにするためには、さらに厳密に照明を均一にすれば良いが、当然ながら、文字通り完全に照明を均一化することは不可能である。また、特定の拡大率での拡大観察時に酸素飽和度のアーチファクトが発生しないようにしたとしても、拡大率を上げれば再び同じ問題が発生するので根本的な解決にはならない。

【0008】

本発明は、拡大観察時に発生する酸素飽和度のアーチファクトを低減し、従来よりも細かな酸素飽和度の分布を正確に算出及び表示する内視鏡システム及びプロセッサ装置並び

50

に作動方法、並びにこれらに用いるテーブルの作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】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、光源装置と、センサと、酸素飽和度算出部と、周波数成分情報抽出部と、補正部と、画像生成部とを備える。光源装置は、第1信号光と第2信号光を検体に照射する。センサは、第1信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、第2信号光の反射光で検体を撮像して第2画像信号を出力する。酸素飽和度算出部は、第1画像信号と第2画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。周波数成分情報抽出部は、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正部は、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分の振幅に基づいて、酸素飽和度を補正する。画像生成部は、補正部によって補正された酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

10

【0010】

周波数成分情報抽出部が抽出する周波数成分情報とは、例えば、特定の周波数成分の振幅である。そして、補正部は、第1画像信号と第2画像信号の特定の周波数成分の振幅の差に基づいて酸素飽和度の補正をする。

【0011】

補正部は、例えば、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報と、酸素飽和度の誤差とを対応付けた誤差テーブルを有することが好ましい。この場合、誤差テーブルを参照して第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報に対応する酸素飽和度の誤差を算出し、算出した誤差を酸素飽和度から除く補正をする。

20

【0012】

補正部は、第1画像信号及び第2画像信号を複数の領域に分割し、複数の領域毎に酸素飽和度の補正をすることが好ましい。

【0013】

なお、周波数成分情報は、例えば検体の表層血管に対応する周波数成分に関する情報である。

【0014】

本発明の別の内視鏡システムは、光源装置と、センサと、周波数成分情報抽出部と、補正部と、酸素飽和度算出部と、画像生成部とを備える。光源装置は、第1信号光と第2信号光を検体に照射する。センサは、第1信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、第2信号光の反射光で検体を撮像して第2画像信号を出力する。周波数成分情報抽出部は、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正部は、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報に基づいて、第1画像信号と第2画像信号を補正し、第1補正画像信号と第2補正画像信号とを生成する。酸素飽和度算出部は、第1補正画像信号と第2補正画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。画像生成部は、酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

30

【0015】

周波数成分情報抽出部が抽出する周波数成分情報とは、例えば、特定の周波数成分の振幅である。そして、補正部は、第1画像信号と第2画像信号の振幅の差に基づいて第1画像信号と第2画像信号の補正をすることが好ましい。

40

【0016】

補正部は、例えば、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報と、第1画像信号または第2画像信号に乗じる補正係数とを対応付けた補正係数テーブルを有することが好ましい。この場合、補正係数テーブルを参照して第1画像信号と第2画像信号の振幅の差に対応する補正係数を算出する。

【0017】

本発明のプロセッサ装置は、第1信号光と第2信号光を検体に照射する光源装置と、第1信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、第2信号光の反射

50

光で検体を撮像して第2画像信号を出力するセンサと、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置であり、酸素飽和度算出部と、周波数成分情報抽出部と、補正部と、画像生成部と、を備える。酸素飽和度算出部は、第1画像信号と第2画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。周波数成分情報抽出部は、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正部は、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報に基づいて、酸素飽和度を補正する。画像生成部は、補正部によって補正された酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【0018】

また、本発明の別のプロセッサ装置は、第1信号光と第2信号光を検体に照射する光源装置と、第1信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、第2信号光の反射光で検体を撮像して第2画像信号を出力するセンサと、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置であり、周波数成分情報抽出部と、補正部と、酸素飽和度算出部と、画像生成部と、を備える。周波数成分情報抽出部は、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正部は、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報に基づいて、第1画像信号と第2画像信号を補正し、第1補正画像信号と第2補正画像信号とを生成する。酸素飽和度算出部は、第1補正画像信号と第2補正画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。画像生成部は、酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【0019】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1信号光と第2信号光を発する光源装置と、第1信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、第2信号光の反射光で検体を撮像して第2画像信号を出力するセンサと、を有する内視鏡システムの作動方法であり、酸素飽和度算出ステップと、周波数成分情報抽出ステップと、補正ステップと、画像生成ステップと、を備える。酸素飽和度算出ステップは、第1画像信号と第2画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。周波数成分情報抽出ステップは、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正ステップでは、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報に基づいて、酸素飽和度を補正する。画像生成ステップは、補正ステップで補正された酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【0020】

本発明の別の内視鏡システムの作動方法は、第1信号光と第2信号光を発する光源装置と、第1信号光の反射光で検体を撮像して第1画像信号を出力するとともに、第2信号光の反射光で検体を撮像して第2画像信号を出力するセンサと、を備える内視鏡システムの作動方法であり、周波数成分情報抽出ステップと、補正ステップと、酸素飽和度算出ステップと、画像生成ステップと、を備える。周波数成分情報抽出ステップは、第1画像信号と第2画像信号から周波数成分情報を抽出する。補正ステップは、第1画像信号と第2画像信号の周波数成分情報に基づいて、第1画像信号と第2画像信号を補正し、第1補正画像信号と第2補正画像信号とを生成する。酸素飽和度算出ステップは、第1補正画像信号と第2補正画像信号の信号比に基づいて検体の酸素飽和度を算出する。画像生成ステップは、酸素飽和度に基づいて検体の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【0021】

本発明のテーブル作成方法は、撮像ステップと、周波数成分情報抽出ステップと、酸素飽和度算出ステップと、誤差算出ステップと、記憶ステップとを備える。撮像ステップは、酸素飽和度が既知の血液を含む血液入り材料が特定の空間周波数で配列されたファントムに第1信号光と第2信号光をそれぞれ照射し、第1信号光と第2信号光の各々の反射光でファントムを撮像して、第1信号光に対応する第1画像信号と、第2信号光に対応する第2画像信号を取得する。周波数成分情報抽出ステップは、第1画像信号と第2画像信号から空間周波数に対応する周波数成分情報を抽出する。酸素飽和度算出ステップは、第1画像信号と第2画像信号の信号比に基づいて血液入り材料の酸素飽和度を算出する。誤差算出ステップは、酸素飽和度算出ステップで算出された酸素飽和度と、血液の酸素飽和度

との誤差を算出する。記憶ステップは、第 1 画像信号と第 2 画像信号の周波数成分情報と、誤差を対応付けて記憶する。

【 0 0 2 2 】

本発明の別のテーブル作成方法は、第 1 撮像ステップと、第 2 撮像ステップと、第 1 周波数成分情報抽出ステップと、第 2 周波数成分情報抽出ステップと、補正係数算出ステップと、記憶ステップと、を備える。第 1 撮像ステップは、酸素飽和度が既知の血液を含む血液入り材料が特定の空間周波数で配列されたファントムに第 1 信号光と第 2 信号光を照射し、第 1 信号光と第 2 信号光の各々の反射光でファントムを撮像して、第 1 信号光に対応する第 1 画像信号と、第 2 信号光に対応する第 2 画像信号を取得する。第 2 撮像ステップは、第 1 信号光と第 2 信号光の反射光で第 1 撮像ステップと比較してファントムを拡大して撮像し、第 1 信号光に対応する第 3 画像信号と、第 2 信号光に対応する第 4 画像信号を取得する。第 1 周波数成分情報抽出ステップは、第 1 画像信号と第 2 画像信号からファントムの空間周波数に対応する周波数成分情報を抽出する。第 2 周波数成分情報抽出ステップは、第 3 画像信号と第 4 画像信号からファントムの空間周波数に対応する周波数成分情報を抽出する。補正係数算出ステップは、第 3 画像信号の振幅と第 4 画像信号の周波数成分情報の比を、第 1 画像信号の振幅と第 2 画像信号の周波数成分情報の比に等しくする補正係数を算出する。記憶ステップは、第 3 画像信号の振幅と第 4 画像信号の周波数成分情報と、補正係数と対応付けて記憶する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明の内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法によれば、拡大観察時の酸素飽和度のアーチファクトを低減し、従来よりも細かな酸素飽和度の分布を正確に算出し、表示することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外觀図である。

【 図 2 】 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第 2 白色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第 1 及び第 2 白色光のスペクトルを示すグラフである。

【 図 5 】 R G B カラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【 図 6 】 通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【 図 7 】 特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【 図 8 】 酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

【 図 9 】 信号比 B_1 / G_2 , R_2 / G_2 と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【 図 10 】 酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【 図 11 】 酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

【 図 12 】 非拡大観察時の画像信号と周波数成分の振幅を示す説明図である。

【 図 13 】 拡大観察時の画像信号と周波数成分の振幅を示す説明図である。

【 図 14 】 誤差テーブルの説明図である。

【 図 15 】 誤差テーブルを作成するためのファントムを示す説明図である。

【 図 16 】 内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【 図 17 】 補正処理の有無の違いを示す説明図である。

【 図 18 】 第 2 実施形態における酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

【 図 19 】 補正係数テーブルの説明図である。

【 図 20 】 補正係数と特定周波数成分の振幅の関係を示す説明図である。

【 図 21 】 蛍光体が光源装置内に設けられた内視鏡システムのブロック図である。

【 図 22 】 第 3 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【 図 23 】 L E D の発光帯域と H P F の特性を示すグラフである。

【 図 24 】 第 3 実施形態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 2 5】第 3 実施形態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 2 6】第 4 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 2 7】回転フィルタの平面図である。

【図 2 8】分割領域を示す説明図である。

【図 2 9】分割領域と撮影距離の関係を示す説明図である。

【図 3 0】分割領域と撮影距離の関係を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

[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 と、コンソール 20 とを有する。内視鏡 12 は、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、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 が所望の方向に向けられる。

【0026】

また、操作部 22 には、アングルノブ 22a の他、モード切替 SW (モード切替スイッチ) 22b と、ズーム操作部 22c が設けられている。モード切替 SW 22b 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、検体内をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ 18 に表示するモードである。特殊観察モードは、検体内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。ズーム操作部 22c は、内視鏡 12 内のズームングレンズ 47 (図 2 参照) を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。

【0027】

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、通常光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 (以下、画像情報等という) 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。なお、プロセッサ装置 16 には、画像情報等を記録する記録部 (図示省略) を接続しても良い。

【0028】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、中心波長 473 nm の第 1 青色レーザ光を発する第 1 青色レーザ光源 (473 LD (レーザダイオード)) 34 と、中心波長 445 nm の第 2 青色レーザ光を発する第 2 青色レーザ光源 (445 LD) 36 とを発光源として備えている。これらの半導体発光素子からなる各光源 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。

【0029】

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、第 2 青色レーザ光を発光させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、1 フレーム間隔で、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、第 1 青色レーザ光と第 2 青色レーザ光が交互に発光させる。なお、第 1, 第 2 青色レーザ光の半値幅は ± 10 nm 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 InGaInN 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaInNAs 系レーザダイオードや GaInNAs 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。

【0030】

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

10

20

30

40

50

る。ライトガイド 4 1 は、光源装置 1 4 と内視鏡 1 2 を接続するユニバーサルコードに内蔵されている。ライトガイド 4 1 は、各光源 3 4 , 3 6 からの第 1 , 第 2 青色レーザ光を、内視鏡 1 2 の先端部 2 4 まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 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 $105\text{ }\mu\text{m}$ 、クラッド径 $125\text{ }\mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5\text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0031】

内視鏡 1 2 の先端部 2 4 は、照明光学系 2 4 a と撮像光学系 2 4 b を有している。照明光学系 2 4 a には、蛍光体 4 4 と、照明レンズ 4 5 が設けられている。蛍光体 4 4 には、ライトガイド 4 1 から第 1 , 第 2 青色レーザ光が入射する。蛍光体 4 4 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 青色レーザ光は、そのまま蛍光体 4 4 を透過する。蛍光体 4 4 を出射した光は、照明レンズ 4 5 を介して検体内に照射される。

10

【0032】

通常観察モードにおいては、第 2 青色レーザ光が蛍光体 4 4 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) が検体内に照射される。この第 2 白色光は、第 2 青色レーザ光と、この第 2 青色レーザ光により蛍光体 4 4 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。

【0033】

一方、特殊観察モードにおいては、第 1 青色レーザ光と第 2 青色レーザ光が蛍光体 4 4 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 白色光が交互に検体内に照射される。第 1 白色光は、第 1 青色レーザ光と、この第 1 青色レーザ光により蛍光体 4 4 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。

20

【0034】

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 4 0 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。

30

【0035】

なお、蛍光体 4 4 は、第 1 及び第 2 青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～赤色に励起発光する複数種類の蛍光体 (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 4 4 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。

40

【0036】

内視鏡 1 2 の撮像光学系 2 4 b は、撮像レンズ 4 6、ズームングレンズ 4 7、センサ 4 8 を有している (図 2 参照)。検体からの反射光は、撮像レンズ 4 6 及びズームングレンズ 4 7 を介してセンサ 4 8 に入射する。これにより、センサ 4 8 に検体の反射像が結像される。ズームングレンズ 4 7 は、ズーム操作部 2 2 c を操作することでテレ端とワイド端との間を移動する。ズームングレンズ 4 7 がワイド端側に移動すると検体の反射像が拡大する。一方、ズームングレンズ 4 7 がテレ端側に移動することで、検体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、ズームングレンズ 4 7 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 2 2 c の操作によってズームングレンズ 4 7 はワイド端からテレ端側に移動される。

50

【 0 0 3 7 】

センサ 4 8 は、カラーの撮像素子であり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。センサ 4 8 は、例えば C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサである。また、センサ 4 8 は、撮像面に R G B カラーフィルタが設けられた R G B 画素を有しており、R G B 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。

【 0 0 3 8 】

図 5 に示すように、B カラーフィルタは 3 8 0 ~ 5 6 0 n m の分光透過率を有しており、G カラーフィルタは 4 5 0 ~ 6 3 0 n m の分光透過率を有しており、R カラーフィルタは 5 8 0 ~ 7 6 0 n m 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 白色光が検体内に照射された場合には、B 画素には第 2 青色レーザ光と第 2 蛍光の緑色成分の一部が入射し、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。

10

【 0 0 3 9 】

一方、特殊観察モード時に第 1 白色光が検体内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 白色光が検体内に照射されたときの R G B 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。

20

【 0 0 4 0 】

なお、センサ 4 8 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 4 8 として補色イメージセンサを用いる場合は、C M Y G の四色の画像信号から R G B の三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡 1 2、光源装置 1 4 またはプロセッサ装置 1 6 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、C M Y G の 4 色の画像信号から色変換によって R G B 3 色の画像信号を得ることができる。

30

【 0 0 4 1 】

撮像制御部 4 9 はセンサ 4 8 の撮像制御を行う。図 6 に示すように、センサ 4 8 の 1 フレームの期間は、検体からの反射光を光電変換して電荷を蓄積する蓄積期間と、その後蓄積した電荷を読み出して画像信号を出力する読出期間とからなる。通常観察モード時には、1 フレームの期間毎に、第 2 白色光で照明された検体内をセンサ 4 8 で撮像する。これにより、1 フレーム毎にセンサ 4 8 から R G B の各画像信号が出力される。

【 0 0 4 2 】

撮像制御部 4 9 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 4 8 に蓄積期間と読出期間を行わせる。但し、特殊観察モード下ではセンサ 4 8 の撮像のフレームに同期して第 1 白色光と第 2 白色光が交互に検体内に照射されるので、図 7 に示すように、センサ 4 8 は、1 フレーム目に第 1 白色光で検体内を撮像し、次の 2 フレーム目では第 2 白色光で検体内を撮像する。センサ 4 8 は、1 フレーム目、2 フレーム目とも R G B 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、1 フレーム目に第 1 白色光で撮像して得られる R G B 各色の画像信号をそれぞれ R 1 画像信号、G 1 画像信号、B 1 画像信号といい、2 フレーム目に第 2 白色光で撮像して得られる R G B 各色の画像信号を R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 画像信号という。

40

【 0 0 4 3 】

なお、酸素飽和度の算出には、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ と、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $R 2 / G 2$ が用いられる。これらのうち、酸素飽和度

50

の算出に必須な信号比は、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ である。このため、本実施形態では、第 1 白色光中の B 1 画像信号になる成分（蛍光体 4 4 を透過した第 1 青色レーザ光）が第 1 信号光であり、第 2 白色光中の G 2 画像信号になる成分（第 2 蛍光の緑色帯域成分）が第 2 信号光である。

【 0 0 4 4 】

センサ 4 8 から出力される各色の画像信号は、C D S (correlated double sampling) / A G C (automatic gain control) 回路 5 0 送信される（図 2 参照）。C D S / A G C 回路 5 0 は、センサ 4 8 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（C D S ）や自動利得制御（A G C ）を行う。C D S / A G C 回路 5 0 を経た画像信号は、A / D 変換器 5 2 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 1 6 に入力される。

10

【 0 0 4 5 】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 4 と、画像処理切替部 6 0 と、通常観察画像処理部 6 2 と、特殊観察用画像処理部 6 4 と、画像表示信号生成部 6 6 とを備えている。受信部 5 4 は、内視鏡 1 2 から入力される画像信号を受信する。受信部 5 4 は D S P (Digital Signal Processor) 5 6 とノイズ除去部 5 8 を備えており、D S P 5 6 は、受信した画像信号に対して色補正処理等のデジタル信号処理を行う。ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 で色補正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、画像処理切替部 6 0 に入力される。

20

【 0 0 4 6 】

画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 2 2 b が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 6 2 に入力する。一方、モード切替 S W 2 2 b が特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部 6 0 は、画像信号を特殊観察用画像処理部 6 4 に入力する。

【 0 0 4 7 】

通常観察画像処理部 6 2 は、色変換部 6 8 と、色彩強調部 7 0 と、構造強調部 7 2 とを有する。色変換部 6 8 は、入力された 1 フレーム分の R G B の各画像信号を、それぞれ R 画素、G 画素、B 画素に割り当てた R G B 画像データを生成する。そして、R G B 画像データに対して、さらに 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理等の色変換処理を施す。

30

【 0 0 4 8 】

色彩強調部 7 0 は、色変換処理済みの R G B 画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部 7 2 は、色彩強調処理済みの R G B 画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された R G B 画像データは、通常観察画像として画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 4 9 】

特殊観察画像処理部 6 4 は、酸素飽和度画像生成部 7 6 と、構造強調部 7 8 とを有する。酸素飽和度画像生成部 7 6 は、酸素飽和度を算出するとともに、算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

40

【 0 0 5 0 】

構造強調部 7 8 は、酸素飽和度画像生成部 7 6 から入力される酸素飽和度画像に対して、空間周波数強調処理等の構造強調処理を施す。構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された酸素飽和度画像は、画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 5 1 】

表示用画像信号生成部 6 6 は、通常観察画像または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 1 8 に入力する。これにより、モニタ 1 8 には通常観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

【 0 0 5 2 】

図 8 に示すように、酸素飽和度画像生成部 7 6 は、信号比算出部 8 1 と、相関関係記憶

50

部 8 2 と、酸素飽和度算出部 8 3 と、周波数成分情報抽出部 8 4、差分算出部 8 5、補正部 8 6、画像生成部 8 7 と、を備えている。

【 0 0 5 3 】

信号比算出部 8 1 には、酸素飽和度画像生成部 7 6 に入力される 2 フレーム分の画像信号のうち、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号が入力される。信号比算出部 8 1 は、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B 1 / G 2$ と、G 2 画像信号と R 2 画像信号の信号比 $R 2 / G 2$ とを、画素毎に算出する。

【 0 0 5 4 】

相関関係記憶部 8 2 は、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ と、酸素飽和度の相関関係を記憶している。この相関関係は、図 9 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。信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ に対する等高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、各等高線の間隔は、血液量（信号比 $R 2 / G 2$ ）に応じて変化する。なお、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ 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。

10

【 0 0 5 5 】

なお、上記相関関係は、図 1 0 に示すように、酸化ヘモグロビン（グラフ 9 0）や還元ヘモグロビン（グラフ 9 1）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、第 1 青色レーザ光の中心波長 4 7 3 nm のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの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扱いやすい。しかしながら、4 7 3 nm の光に対応する信号を含む B 1 画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、B 1 画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する R 2 画像信号と、B 1 画像信号と R 2 画像信号のリファレンス信号となる G 2 画像信号から得られる信号比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ 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。

20

【 0 0 5 6 】

酸素飽和度算出部 8 3 は、相関関係記憶部 8 2 に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部 8 1 で算出された信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、特定画素における信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ がそれぞれ $B 1^* / G 2^*$ 及び $R 2^* / G 2^*$ である場合、図 1 1 に示すように、相関関係を参照すると、信号比 $B 1^* / G 2^*$ 及び信号比 $R 2^* / G 2^*$ に対応する酸素飽和度は「6 0 %」である。したがって、酸素飽和度算出部 8 3 は、この画素の酸素飽和度を「6 0 %」と算出する。

30

【 0 0 5 7 】

なお、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ 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 $B 1 / G 2$ や信号比 $R 2 / G 2$ の値が、酸素飽和度 0 % の下限ライン 9 3 を上回ったり、反対に酸素飽和度 1 0 0 % の上限ライン 9 4 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ライン 9 3 を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部 8 3 は酸素飽和度を 0 % とし、上限ライン 9 4 を上回ってしまった場合には酸素飽和度を 1 0 0 % とする。また、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ に対応する点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 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ようにしても良い。

40

【 0 0 5 8 】

周波数成分情報抽出部 8 4 は、酸素飽和度の算出に用いられる B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を取得し、周波数成分情報を抽出する。具体的には、取得した各画像信号をフーリエ変換し、その振幅 $P(B 1)$ 、 $P(G 2)$ 、 $P(R 2)$ を求め、これらの各振幅 $P(B 1)$ 、 $P(G 2)$ 、 $P(R 2)$ から特定周波成分の振幅を抽出する。特定周波成分とは、例えば、拡大観察時に主な観察対象になる表層血管や腺管構造等に対応する周波数成分である。

50

【 0 0 5 9 】

差分算出部 8 5 は、周波数成分情報抽出部 8 4 が抽出した振幅 $P(B1)$, $P(G2)$, $P(R2)$ の特定周波成分の差を算出する。すなわち、 $B1$ 画像信号と $G2$ 画像信号の特定周波数成分の振幅の差 $\Delta BG (= P(B1) - P(G2))$ 、 $G2$ 画像信号と $R2$ 画像信号の特定周波数成分の振幅の差 $\Delta GR (= P(G2) - P(R2))$ 、 $R2$ 画像信号と $B1$ 画像信号の特定周波数成分の振幅の差 $\Delta RB (= P(R2) - P(B1))$ をそれぞれ特定周波数成分について算出する。

【 0 0 6 0 】

例えば、図 1 2 に示すように、非拡大観察時に得られる $B1$ 画像信号（非拡大）、 $G2$ 画像信号（非拡大）、 $R2$ 画像信号（非拡大）は、検体の遠景画像なので表層血管等の細かな像は見られない。このため、表層血管等に対応する特定周波数 ω_v の振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB にはほとんど違いはない。なお、図 1 2 では、図示の便宜上、任意方向に沿ったフーリエ変換による振幅を表しているが、周波数成分情報抽出部 8 4 が行うフーリエ変換は 2 次元フーリエ変換である。また周波数成分情報抽出部 8 4 は、特定周波数 ω_v の振幅値を抽出する。差分算出部 8 5 が算出する各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB は、この特定周波数 ω_v における各振幅 $P(B1)$, $P(G2)$, $P(R2)$ のピーク値の差である。

【 0 0 6 1 】

一方、図 1 3 に示すように、拡大観察時に得られる $B1$ 画像信号（拡大）には、表層血管等の細かな像が表れる。但し、拡大観察時に得られる $G2$ 画像信号（拡大）に表れる像は、 $B1$ 画像信号（拡大）よりもぼやけている。また、拡大観察時に得られる $R2$ 画像信号（拡大）は $G2$ 画像信号（拡大）に表れる像よりもさらにぼやけている。このような各色の画像信号に表れる像のぼけ具合の違いは、波長に応じた検体への深達度や検体による吸収（特にヘモグロビンの吸光）及び散乱等によるものである。このため、各振幅 $P(B1)$, $P(G2)$, $P(R2)$ は、拡大観察時の表層血管等に対応する特定周波数 Ω_v において、顕著な差が生じるようになり、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB にも違いが出てくる。このため、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB は、各色間の像のぼけ具合のバランスを表している。

【 0 0 6 2 】

なお、検体を拡大観察すると、表層血管等も太く（大きく）見えるようになるので、表層血管等に対応する特定周波数 Ω_v は、非拡大観察時の周波数 ω_v よりも低周波数側にシフトしている。拡大観察時の各振幅 $P(B1)$, $P(G2)$, $P(R2)$ は、非拡大観察時のものに比べて全体的に概ね低周波数側にシフトしたものである。非拡大観察時の特定周波数 ω_v と拡大観察時の特定周波数 Ω_v と対応関係は、各振幅 $P(B1)$, $P(G2)$, $P(R2)$ の全体的な波形から容易に検出することができる。

【 0 0 6 3 】

非拡大観察時や、拡大観察時でもズーム倍率や先端部 2 4 と検体との距離が一定であり、第 1 白色光や第 2 白色光が検体に均一に照射されているとみなせる場合には、波長に応じた像のぼけ具合もほぼ一定である。このため、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB も、ズーム倍率や先端部 2 4 と検体との距離に応じた特定値になる。しかし、第 1 白色光や第 2 白色光が検体に均一に照射されているとみなせないほど、ズーム倍率を上げたり、先端部 2 4 を検体に極めて近接させたりした拡大観察時には、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB は、上記特定値からずれた値になる。

【 0 0 6 4 】

このように、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB が上記特定値からずれている場合、酸素飽和度算出部 8 3 が算出した酸素飽和度にはアーチファクトが発生する。酸素飽和度算出部 8 3 が信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ とに基づいて酸素飽和度を算出することからも分かるように、酸素飽和度の算出は、 $B1$ 画像信号、 $G2$ 画像信号、 $R2$ 画像信号が検体の性状（酸素飽和度と血液量）に応じてのみ変化することを前提としているが、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB が第 1 白色光や第 2 白色光の不均一性によって上記特定

10

20

30

40

50

値からずれている場合には、当然、誤った酸素飽和度が算出されてしまう。この第 1 白色光や第 2 白色光の不均一性による酸素飽和度の誤差がアーチファクトである。

【 0 0 6 5 】

補正部 8 6 は、誤差テーブル 8 8 を有しており、この誤差テーブル 8 8 に基づいて、酸素飽和度算出部 8 3 が算出した酸素飽和度のデータからアーチファクトによる誤差を除く補正処理をする。図 1 4 に示すように、誤差テーブル 8 8 は、各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ と、この各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ のもとで算出される酸素飽和度の誤差とが対応付けられたデータである。

【 0 0 6 6 】

図 1 5 に示すように、誤差テーブル 8 8 のデータは、内視鏡システム 1 0 を用いてファントム（検体を模した模擬体）8 9 を測定することにより予め作成され、補正部 8 6 に記憶されている。ファントム 8 9 は、例えば、酸素飽和度が特定値に制御された血液が入ったゼラチン（以下、血液入りゼラチンという）8 9 a と、血液が入っていないゼラチン（以下、血液無しゼラチンという）8 9 b とを検体の表層血管とほぼ同じ特定空間周波数で積層して形成される。病変等の異常がない場合、静脈血の酸素飽和度は概ね 6 0 ~ 8 0 % なので、血液入りゼラチン 8 9 a の酸素飽和度は、例えば 7 0 % に制御される。

【 0 0 6 7 】

誤差テーブル 8 8 の作成は以下の手順で行われる。まず、ファントム 8 9 をズーム倍率や先端部 2 4 との距離を変えながら観察し、酸素飽和度を算出する。また、周波数成分情報抽出部 8 4 及び差分算出部 8 5 が行うのと同様に、ファントム 8 9 を観察して得られる B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号をフーリエ変換して、ファントム 8 9 の空間周波数の振幅を抽出し、これらの各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ を求める。

【 0 0 6 8 】

例えば、ズームせず、先端部 2 4 を十分にファントム 8 9 から離して非拡大観察をした場合には、各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ はほぼ一定値であり、かつ、酸素飽和度の誤差もほぼ零（酸素飽和度 7 0 % ）である。一方、ズームしたり、先端部 2 4 をファントム 8 9 に近づけたりして拡大観察した場合は、ズーム倍率または先端部 2 4 とファントム 8 9 の距離、あるいはこれらの組み合わせ方によっては、各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ が非拡大観察時の一定値よりも大きく（あるいは小さく）なる場合がある。この場合、算出される酸素飽和度の誤差も血液入りゼラチン 8 9 a の酸素飽和度 7 0 % よりも大きくなってしまうたり、逆に小さい値になる場合がある。

【 0 0 6 9 】

誤差テーブル 8 8 には、上記ファントム 8 9 の観察及び酸素飽和度の算出によって得られる各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ と、血液入りゼラチン 8 9 a の制御された酸素飽和度（7 0 % ）に対する算出した酸素飽和度の誤差とが対応付けられ、誤差テーブル 8 8 として記憶される。なお、誤差テーブル 8 8 には非拡大観察時の一定値になっている各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ と、この場合の酸素飽和度の誤差（ ± 0 % ）も記憶されている。

【 0 0 7 0 】

補正部 8 6 は、まず、誤差テーブル 8 8 を参照することにより、差分算出部 8 5 から取得する各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ に対応する酸素飽和度の誤差を算出する。そして、酸素飽和度算出部 8 3 が算出した酸素飽和度のデータに、誤差（アーチファクト）を除く補正処理を施す。例えば、アーチファクトによって値が + 1 0 % になる画素では、対応する酸素飽和度の値から、誤差を減算（ - 1 0 % ）する。なお、誤差テーブル 8 8 に記憶された各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ と酸素飽和度の誤差との対応関係にばらつきがある場合、さらに最尤法等によって最も尤もらしい酸素飽和度の誤差を推定して酸素飽和度の補正処理を行う。

【 0 0 7 1 】

画像生成部 8 4 は、補正部 8 6 でアーチファクトによる誤差を補正された酸素飽和度（以下、補正酸素飽和度という）と、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を用いて

10

20

30

40

50

、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 8 4 は、入力される元の B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に対して、補正酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施し、ゲインを施した B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を用いて RGB 画像データを生成する。例えば、画像生成部 8 4 は、補正酸素飽和度が 60 % 以上の画素では B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号のいずれにも同じゲイン「1」を乗じる。これに対して、補正酸素飽和度が 60 % 未満の画素では、B 2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G 2 画像信号及び R 2 画像信号に対しては「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後の B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を用いて生成された RGB 画像データが酸素飽和度画像である。

【0072】

画像生成部 8 4 が生成した酸素飽和度画像では、高酸素の領域（酸素飽和度が 60 ~ 100 % の領域）では、通常観察画像と同様の色で表される。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が 0 ~ 60 % の領域）は、通常観察画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

【0073】

なお、本実施形態では、画像生成部 8 4 は、低酸素の領域のみ疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素領域でも酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素領域と高酸素領域を酸素飽和度 60 % で分けているがこの境界も任意である。

【0074】

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 16 のフローチャートに沿って説明する。まず、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（S10）。通常観察モードでは、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、ブラウニッシュエリアや発赤等の病変の可能性がある部位（以下、病変可能性部位という）を発見した場合（S11）には、モード切替 SW 22 b を操作して、特殊観察モードに切り替える（S12）。そして、この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位が低酸素状態になっているか否かの診断を行う。

【0075】

特殊観察モードでは、第 1 及び第 2 白色光がセンサ 48 の撮像フレームに同期して交互に検体内に照射されるので、第 1 白色光が照射されたフレームではセンサ 48 は R 1 画像信号、G 1 画像信号、B 1 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 R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 画像信号を出力する。これら 2 フレーム分の画像信号に基づいて、信号比算出部 81 によって信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ が画素毎に算出される（S13）。そして、酸素飽和度算出部 83 によって、これらの信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ に基づいて、画素毎に酸素飽和度が算出される（S14）。

【0076】

また、周波数成分情報抽出部 84 において B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号はフーリエ変換され、例えば表層血管に対応する特定周波数成分の振幅（周波数成分情報）がそれぞれ抽出される（S15）。差分算出部 85 で各画像信号から抽出された特定周波数成分の振幅の差 ΔBG 、 ΔGR 、 ΔRB が算出される（S16）。

【0077】

こうして、酸素飽和度算出部 83 により酸素飽和度が算出され、差分算出部 85 で各振幅の差 ΔBG 、 ΔGR 、 ΔRB が算出されると、補正部 86 は、誤差テーブル 88 から上記各振幅の差 ΔBG 、 ΔGR 、 ΔRB に対応する酸素飽和度の誤差を求め、酸素飽和度算出部 83 が算出した酸素飽和度に、求めた誤差を除去する補正処理をし、補正酸素飽和度を算出する（S17）。

【0078】

補正部 86 で補正酸素飽和度が算出されると、画像生成部 87 で B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に補正酸素飽和度に応じたゲインを施した酸素飽和度画像が生成され（S18）、モニタ 18 に表示される（S19）。ドクターはモニタ 18 に表示された

10

20

30

40

50

酸素飽和度画像に基づいて、病変可能性部位が低酸素状態になっているかどうかを確認する。

【0079】

図17に示すように、非拡大観察時の酸素飽和度画像101で病変可能性部位が低酸素領域102になっていることが確認され、この部分を拡大観察する場合に、補正部86による酸素飽和度の補正処理を行わない場合、酸素飽和度画像103のように算出した酸素飽和度にアーチファクト104が発生するので、検体を拡大したことによって誤った（あるいは不正確な）領域が低酸素状態を示す擬似カラーで表示されてしまう。また、本来の低酸素領域102に高酸素飽和度のアーチファクトが重畳されると、非拡大観察時に観察されていた低酸素領域102すら観察し難くなってしまう場合もある。

10

【0080】

一方、内視鏡システム10では、酸素飽和度算出部83が第1白色光や第2白色光が均一であることを前提に算出した酸素飽和度をそのまま酸素飽和度画像の生成に用いるのではなく、酸素飽和度算出部83が算出した酸素飽和度に対して補正部86でアーチファクトを除去する補正処理を行ってから酸素飽和度画像の生成に用いている。このため、例えば酸素飽和度画像105のように、低酸素領域102が拡大表示され、かつ、正確な酸素飽和度の情報が表示される。

【0081】

なお、こうした酸素飽和度（酸素飽和度画像）の表示は、通常観察モードに切り替えられるまで継続して行われる（S20）。また、診断を終了する場合には、内視鏡12の挿入部21を検体内から抜き出す（S21）。

20

【0082】

以上のように、内視鏡システム10は、酸素飽和度を算出及び表示する特殊観察モードにおいて、通常の観察では問題にならない程度の第1白色光や第2白色光の極僅かな不均一性が表れるほど、ズーム倍率を上げたり、先端部24を検体に近づけたりして拡大観察をする場合でも、正確な酸素飽和度を求め、表示することができる。

【0083】

特に、内視鏡システム10は、酸素飽和度を算出するためのB1, G2, R2画像信号に表れる像のぼけ具合のバランス（特定周波数成分の振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB ）から酸素飽和度の誤差を求め、第1白色光や第2白色光が均一に検体に照射されていることを前提として算出された酸素飽和度から、求めた誤差を除去する。すなわち、アーチファクトによる酸素飽和度の誤差を求め、除去するために、第1白色光や第2白色光の極僅かな不均一性を測定するための光学系等を設ける必要はない。このため、内視鏡12の挿入部21を太径化させることなく、正確な酸素飽和度の算出及び表示をすることができる。また、拡大観察時に第1白色光や第2白色光に不均一性があっても、正確な酸素飽和度の算出及び表示ができるので、内視鏡システム10では、実現可能な光源装置14及び照明光学系24a（例えば従来のもと同じもの）をそのまま使用できる。

30

【0084】

なお、上記第1実施形態では、酸素飽和度からアーチファクトを除く補正処理のために、誤差テーブル88に各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB と、これらに対応する酸素飽和度の誤差を記憶しているが、必ずしも各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB を全て用いる必要はなく、これらのうちのいずれか一つ以上を用いることで上記第1実施形態と同様の補正処理を行うことができる。例えば振幅の差 ΔBG （B1画像信号とG2画像信号のぼけ具合のバランス）と、対応する酸素飽和度の誤差だけを用いても良い。

40

【0085】

なお、上記第1実施形態では、非拡大観察時に低酸素領域102を確認した後、その低酸素領域102の拡大観察をしているが、非拡大観察時に低酸素領域102を検出しない場合でも、拡大観察をしてもよい。この場合、拡大観察をしてはじめて低酸素領域が観察されることがあるが、内視鏡システム10は正確な酸素飽和度の算出及び表示をすることができる。

50

【 0 0 8 6 】

なお、上記第 1 実施形態では、周波数成分抽出部 8 4 は、特定周波成分の振幅を周波数成分情報として B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号から抽出しているが、例えば、特定周波数の振幅を抽出する代わりに、特定の周波数帯域の振幅を抽出し、その合計値を周波数成分情報として用いても良い。また、振幅だけでなく、位相を加味しても良いし、位相の情報だけを用いても良い。すなわち、周波数成分抽出部 8 4 が B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号から抽出する周波数成分情報は、アーチファクトと対応付けることができる特定の周波数成分に関する情報であれば任意である。

【 0 0 8 7 】

また、上記第 1 実施形態では、周波数成分抽出部 8 4 は、B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号をフーリエ変換することにより、周波数成分情報（特定の周波数成分の振幅）を抽出しているが、フーリエ変換をする代わりに、特定の周波数成分を抽出する画像フィルタ（2 次元フィルタ）を用いて B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号から周波数成分情報を抽出しても良い。もちろん、周波数成分情報を抽出することができれば、フーリエ変換や画像フィルタによる方法以外の任意の方法で周波数成分情報を抽出しても良い。こうした周波数成分抽出部 8 4 が抽出する周波数成分情報や、周波数成分情報の抽出方法の任意性は、後述する他の実施形態や変形例についても同様である。

【 0 0 8 8 】

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態では、まず、信号比 B 1 / G 2 及び信号比 R 2 / G 2 に基づいて酸素飽和度を算出し、算出された酸素飽和度のデータに補正処理を施しているが、酸素飽和度の算出に用いる画像信号を補正し、補正した画像信号を用いて酸素飽和度を算出することによって、算出した酸素飽和度にアーチファクトが含まれないようにしても良い。

【 0 0 8 9 】

この場合、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 の酸素飽和度画像生成部 7 6 を、図 1 8 に示す酸素飽和度画像生成部 2 0 1 に置き換える。これ以外の構成は第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 0 9 0 】

酸素飽和度画像生成部 2 0 1 は、補正部 2 1 1 と、信号比算出部 2 1 3 と、酸素飽和度算出部 2 1 4 とを備える。また、酸素飽和度画像生成部 2 0 1 は、第 1 実施形態のものと

【 0 0 9 1 】

補正部 2 1 1 は、差分算出部 8 5 で算出された特定周波数成分の振幅の差 $\Delta B G$ ， $\Delta G R$ ， $\Delta R B$ に基づいて、信号比 B 1 / G 2 及び信号比 R 2 / G 2 から酸素飽和度を算出した場合にアーチファクトが発生しないように補正処理をする。但し、補正処理を施す対象が、酸素飽和度のデータではなく、B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号である。補正部 2 1 1 はこの画像信号に対する補正処理のために、補正係数テーブル 2 1 1 を備える。

【 0 0 9 2 】

補正係数テーブル 2 1 1 には、フーリエ変換後の B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号の各振幅において、特定周波数 Ω_v のピーク値（及び特定周波数 Ω_v 近傍の波形）を、アーチファクトが発生しない B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号の各振幅のバランスに一致するように変形するための補正係数が記憶されている。例えば、図 1 9 に示すように、補正係数テーブル 2 1 1 には、G 2 画像信号の特定周波数 Ω_v 成分の振幅を基準として、B 1 画像信号の特定周波数 Ω_v 成分の振幅を補正するための補正係数 α と、R 2 画像信号の特定周波数 Ω_v 成分の振幅を補正するための補正係数 β とが、各振幅の差 $\Delta B G$ ， $\Delta G R$ ， $\Delta R B$ と対応付けて記憶されている。

【 0 0 9 3 】

なお、アーチファクトが発生しない B 1 画像信号，G 2 画像信号，R 2 画像信号のバラ

10

20

30

40

50

ンスについては、アーチファクトが発生しない非拡大観察時に得られる画像信号から予めわかっている。本実施形態では、信号比 B_1 / G_2 及び信号比 R_2 / G_2 に基づいて酸素飽和度を算出することから、拡大観察時のアーチファクトでアンバランスとなった B_1 画像信号及び G_2 画像信号の特定周波数 Ω_V の振幅と、 G_2 画像信号及び R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V の振幅とについて、それら振幅のバランスが整うように補正係数 α , β が定められる。

【0094】

補正係数 α , β は以下のようにして定められる。図20に示すように、アーチファクトが発生する B_1 画像信号 , G_2 画像信号 , R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V の振幅を Y_{B_1} , Y_{G_2} , Y_{R_2} 、アーチファクトが発生しない一定のバランスの B_1 画像信号 , G_2 画像信号 , R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V の振幅を A_{B_1} , A_{G_2} , A_{R_2} とする。この場合に、補正係数 α は、 $\alpha = (Y_{G_2} / Y_{B_1}) \times (A_{B_1} / A_{G_2})$ を満たすように定められており、振幅 Y_{B_1} に乗じることによって、 B_1 画像信号の特定周波数 Ω_V 成分のピークを持ち上げ（あるいは引き下げ）、 B_1 画像信号と G_2 画像信号の特定周波数 Ω_V 成分のバランスをアーチファクトが発生しないバランス ($\alpha \times Y_{B_1} : Y_{G_2} = A_{B_1} : A_{G_2}$) に整える。同様に、補正係数 β は、 $\beta = (Y_{G_2} / Y_{R_2}) \times (A_{R_2} / A_{G_2})$ を満たすように定められており、振幅 Y_{R_2} に乗じることによって、 R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V 成分のピークを持ち上げ（あるいは引き下げ）、 G_2 画像信号と R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V 成分のバランスをアーチファクトが発生しないバランス ($Y_{G_2} : \beta \times Y_{R_2} = A_{G_2} : A_{R_2}$) に整える。

【0095】

上記補正係数 α , β と、各振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB の対応関係は、第1実施形態のファントム89（図14参照）を、ズーム倍率や先端部24とファントム89との距離を変えながら観察をし、酸素飽和度を算出することで求めることができる。例えば、ズームせず、ファントム89から十分に離れた位置から観察する（非拡大観察をする）ことで、アーチファクトが発生しない状態における一定の振幅 A_{B_1} , A_{G_2} , A_{R_2} のバランスを求めることができる。次に、ズームにより、あるいは先端部24をファントム89に近づけ、アーチファクトが発生するようにして観察した場合の振幅 Y_{B_1} , Y_{G_2} , Y_{R_2} を算出する。そして、これらの測定した振幅に基づいて補正係数 α , β を算出する。こうして求められた補正係数 α , β は、振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB と対応付けられて補正係数テーブル212に記憶される。なお、振幅の差 ΔBG , ΔGR , ΔRB は、それぞれ $\Delta BG = Y_{B_1} - Y_{G_2}$, $\Delta GR = Y_{G_2} - Y_{R_2}$, $\Delta RB = Y_{R_2} - Y_{B_1}$ で求められる。

【0096】

補正部211は、補正係数テーブル212を参照し、差分算出部85から入力される差 ΔBG , ΔGR , ΔRB に対応する補正係数 α , β を求める。また、補正部211は、周波数成分情報抽出部84から B_1 画像信号 , G_2 画像信号 , R_2 画像信号のフーリエ変換後のデータを取得し、 B_1 画像信号のフーリエ変換後のデータの特定周波数 Ω_V 成分に補正係数 α を乗じ、 R_2 画像信号のフーリエ変換後のデータの特定周波数 Ω_V 成分には補正係数 β を乗じる。そして、逆フーリエ変換により、これらのデータを画像信号に戻す。ここで生成される画像信号を、以下、 B_1 補正画像信号、 G_2 補正画像信号、 R_2 補正画像信号という。

【0097】

なお、本実施形態では、 G_2 画像信号を基準としているので、 G_2 補正画像信号は G_2 画像信号と同一である。また、 B_1 補正画像信号は、 B_1 画像信号に含まれる様々な周波数成分のうち、特定周波数 Ω_V の成分が補正係数 α により強調（あるいはほかされた）された画像信号である。 R_2 補正画像信号も同様である。なお、本実施形態では、 G_2 画像信号を基準に B_1 画像信号と R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V 成分のバランスを調整しているが、 B_1 画像信号、 G_2 画像信号、 R_2 画像信号の特定周波数 Ω_V 成分のバランスさえ揃っていればアーチファクトは発生しないので、 B_1 画像信号を基準にしても良いし、 R_1

画像信号を基準にしても良い。また、別途、任意の基準を定めておき、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号にそれぞれ補正係数を乗じるようにしても良い。

【0098】

信号比算出部 2 1 3 は、第 1 実施形態の信号比算出部 8 1 と同様に、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ を算出する。但し、センサ 4 8 が出力する B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を用いるのではなく、補正部 2 1 1 で生成された B 1 補正画像信号、G 2 補正画像信号、R 2 補正画像信号を用いる。

【0099】

酸素飽和度算出部 2 1 4 は、第 1 実施形態の酸素飽和度算出部 8 3 と同様に相関関係記憶部 8 2 に記憶された相関関係を参照して酸素飽和度を算出する。但し、酸素飽和度算出部 2 1 4 は、B 1 補正画像信号、G 2 補正画像信号、R 2 補正画像信号から生成された信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ を用いる。また、酸素飽和度算出部 2 1 4 は、補正部 2 1 1 によって特定周波数 Ω_v の振幅のバランスが調節された B 1 補正画像信号、G 2 補正画像信号、R 2 補正画像信号を用いるので、酸素飽和度算出部 2 1 4 が算出する酸素飽和度のデータにアーチファクトは発生しない。

10

【0100】

画像生成部 8 7 は、酸素飽和度算出部 2 1 4 で算出された酸素飽和度と、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成する。酸素飽和度算出部 2 1 4 で算出された酸素飽和度にアーチファクトは含まれないので、画像生成部 8 7 が生成する酸素飽和度画像にアーチファクトが現れることもない。

20

【0101】

なお、第 1、第 2 実施形態では、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号の特定周波数 Ω_v 成分の振幅の差 $\Delta B G$ 、 $\Delta G R$ 、 $\Delta R B$ と、酸素飽和度の誤差（第 1 実施形態）や補正係数（第 2 実施形態）を対応付けたテーブルを用いているが、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号の特定周波数 Ω_v 成分の振幅の差 $\Delta B G$ 、 $\Delta G R$ 、 $\Delta R B$ の代わりに、特定周波数 Ω_v 成分の振幅の比を用いても良い。また、表層血管の周波数を特定周波数 Ω_v としているが、どのような組織の周波数を特定周波数とするかは任意である。

【0102】

なお、第 1、第 2 実施形態の内視鏡システムでは、内視鏡 1 2 の先端部 2 4 に蛍光体 4 4 を設けたが、これに代えて図 2 1 に示す内視鏡システム 1 5 0 のように、光源装置 1 4 の内部に蛍光体 4 4 を設けても良い。この場合には、第 1 青色レーザ光源（4 7 3 L D）3 4 及び第 2 青色レーザ光源（4 4 5 L D）3 6 と、ライトガイド 4 1 との間に蛍光体 4 4 を設ける。そして、第 1 青色レーザ光源 3 4 または第 2 青色レーザ光源 3 6 に、第 1 青色レーザ光または第 2 青色レーザ光を蛍光体 4 4 に向けて照射させる。これにより、第 1 白色光または第 2 白色光が発せられる。この第 1 または第 2 白色光は、ライトガイド 4 1 を介して、検体内に照射される。それ以外については、第 1、第 2 実施形態の内視鏡システムと同様である。

30

【0103】

なお、第 1、第 2 実施形態では、第 1 及び第 2 青色レーザ光を同一の蛍光体 4 4 に入射させているが、第 1 青色レーザ光と第 2 青色レーザ光をそれぞれ別々の第 1 蛍光体、第 2 蛍光体に入射させても良い。

40

【0104】

[第 3 実施形態]

図 2 2 に示すように、内視鏡システム 3 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、LED（Light Emitting Diode）光源ユニット 3 0 1 と、LED 光源制御部 3 0 4 が設けられている。また、内視鏡システム 3 0 0 の照明光学系 2 4 a には蛍光体 4 4 が設けられていない。それ以外については、第 1 ~ 第 3 実施形態の内視鏡システムと同様である。

【0105】

LED 光源ユニット 3 0 1 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、

50

R - LED 301a, G - LED 301b, B - LED 301cを有する。図23に示すように、R - LED 301aは、600 ~ 720 nmの赤色領域の赤色帯域光（以下、単に赤色光という）し、G - LED 301bは、480 ~ 620 nmの緑色領域の緑色帯域光（以下、単に緑色光）を発光する。また、B - LED 301cは、400 ~ 500 nmの青色領域の青色帯域光（以下、単に青色光という）を発光する。

【0106】

また、LED光源ユニット301は、B - LED 301c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）302を有する。ハイパスフィルタ302は、450 nm以下の波長帯域の青色光をカットし、450 nmより長波長帯域の光を透過する。

【0107】

ハイパスフィルタ302のカットオフ波長（450 nm）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（図10参照）、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、相関関係記憶部82に記憶された相関関係は、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、信号比B1 / G2が473 nmで測定する本来の値よりも低下し、不正確な酸素飽和度が算出される原因になる。このため、ハイパスフィルタ302は、酸素飽和度を算出するためのB1画像信号を取得する時に、カットオフ波長以下の波長帯域の光が検体に照射されないようにする。

【0108】

したがって、ハイパスフィルタ302は、特殊観察モード時にB - LED 301cの前に挿入され、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302の挿抜は、LED光源制御部304の制御の下、HPF挿抜部303によって行われる。

【0109】

LED光源制御部304は、LED光源ユニット301の各LED 301a ~ 301cの点灯 / 消灯、及びハイパスフィルタ302の挿抜を制御する。具体的には、図24に示すように、通常観察モードの場合、LED光源制御部304は、各LED 301a ~ 301cを全て点灯させ、ハイパスフィルタ302はB - LED 301cの光路上から退避させる。

【0110】

一方、図25に示すように、特殊観察モードの場合、LED光源制御部304は、ハイパスフィルタ302をB - LED 301cの光路上に挿入する。そして、1フレーム目は、B - LED 301cを点灯させ、R - LED 301a及びG - LED 301bを消灯させることにより、450 nm以下の波長帯域がカットされた青色光を検体内に照射させる。そして、2フレーム目は、R - LED 301a、G - LED 301b、B - LED 301cを全て点灯させ、B - LED 301cが発する青色光のうち450 nm以下の波長帯域がカットされた青色光と、R - LED 301aが発する赤色光と、G - LED 301bが発する緑色光からなる白色光を検体内に照射させる。これにより、センサ48は、1フレーム目には、B1画像信号を出力し、2フレーム目にはR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号をそれぞれ出力する。したがって、その後の処理は第1、第2実施形態の内視鏡システムと同様に行うことができる。

【0111】

なお、第3実施形態では、特殊観察モード時の1フレーム目、2フレーム目ともハイパスフィルタ302を挿入したまま検体を撮像しているが、1フレーム目だけハイパスフィルタ302を挿入し、2フレーム目にはハイパスフィルタ302を退避させても良い。また、特殊観察モード時の1フレーム目では、B - LED 301cだけを点灯させ、青色光だけを検体に照射しているが、1フレーム目でもR - LED 301a及びG - LED 301bを点灯させ、R1画像信号及びG1画像信号をセンサ48に出力させても良い。

【0112】

[第4実施形態]

10

20

30

40

50

図 26 に示すように、内視鏡システム 400 の光源装置 14 には、第 1 及び第 2 青色レーザ光 34, 36 と光源制御部 40 の代わりに、広帯域光源 401 と、回転フィルタ 402 と、回転フィルタ制御部 403 が設けられている。また、内視鏡システム 400 のセンサ 405 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。それ以外については、第 1 ~ 第 3 実施形態の内視鏡システムと同じである。

【0113】

広帯域光源 401 は、例えばキセノンランプ、白色 LED 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 402 は、通常観察モード用フィルタ 410 と特殊観察モード用フィルタ 411 とを備えており（図 27 参照）、広帯域光源 401 から発せられる白色光がライトガイド 41 に入射される光路上に、通常観察モード用フィルタ 410 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 411 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 402 の相互移動は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部 403 によって制御される。また、回転フィルタ 402 は、第 1 位置または第 2 位置に配置された状態で、センサ 405 の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ 402 の回転速度は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部 403 によって制御される。

【0114】

図 27 に示すように、通常観察モード用フィルタ 410 は、回転フィルタ 402 の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ 410 は、赤色光を透過する R フィルタ 410a と、緑色光を透過する G フィルタ 410b と、青色光を透過する B フィルタ 410c とを有する。したがって、回転フィルタ 402 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 401 からの白色光は、回転フィルタ 402 の回転に応じて R フィルタ 410a、G フィルタ 410b、B フィルタ 410c のいずれかに入射する。このため、検体には、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 405 は、これらの反射光によりそれぞれ検体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。

【0115】

また、特殊観察モード用フィルタ 411 は、回転フィルタ 402 の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ 411 は、赤色光を透過する R フィルタ 411a と、緑色光を透過する G フィルタ 411b と、青色光を透過する B フィルタ 411c と、 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ 411d とを有する。したがって、回転フィルタ 402 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 401 からの白色光は、回転フィルタ 402 の回転に応じて R フィルタ 411a、G フィルタ 411b、B フィルタ 411c、狭帯域フィルタ 411d のいずれかに入射する。このため、検体には、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 405 は、これらの反射光によりそれぞれ検体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、及び狭帯域画像信号を順次出力する。

【0116】

特殊観察モードで得られる R 画像信号と G 画像信号は、第 1 実施形態の R1（または R2）画像信号と G1（または G2）画像信号に対応する。また、特殊観察モードで得られる B 画像信号は、第 1 実施形態の B2 画像信号に対応し、狭帯域画像信号は B1 画像信号に対応する。したがって、その後の処理は第 1 ~ 第 3 実施形態の内視鏡システムと同様に行うことができる。

【0117】

なお、第 1 ~ 第 4 実施形態（特に第 1、第 2 実施形態）では、酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行なっているが、特定周波数 Ω_v 成分を抽出や各振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ の算出、及びこれらを用いた酸素飽和度の誤差や画像信号の補正は、B1 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号をそれぞれ複数の領域に分割し、各分割領域で行うことが好ましい。例えば、図 28 に示すように、B1 画像信号 501 を縦横に 3×3 の合

10

20

30

40

50

計 9 個の分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i に分割する。次いで、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i で、特定周波数 Ω_v 成分を抽出して、それぞれ振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ の算出を行う。そして、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i で求めた振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ に基づいて、分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i 毎に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うことが好ましい。G 2 画像信号、R 2 画像信号についても同様である。

【 0 1 1 8 】

このように、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を複数の分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i に分け、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 0 1 i で、酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うと、補正精度が向上する。例えば、図 2 9 に示すように、先端部 2 4 で検体 5 0 5 (例えば管腔壁) を正面に捉えて観察をする場合、画像信号 5 1 0 を 9 個に分割した各分割エリアのうち、中央の分割領域 5 1 0 i に写し出された検体 5 0 5 と、先端部 2 4 の距離 (撮影距離) を d_1 とすると、その他の分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 h では、各分割領域 5 0 1 a ~ 5 1 0 h に対応する被写体 5 0 5 の各部分と先端部 2 4 との距離は d_2 であり分割領域 5 1 0 i よりも長い ($d_2 > d_1$)。

10

【 0 1 1 9 】

このため、画像信号 5 1 0 の全体を一括でフーリエ変換して特定周波数 Ω_v 成分の振幅を抽出し、振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ を求めると、中央の分割領域 5 1 0 i と周辺の分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 h とで振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ が異なる値になる。また、ズーム倍率が高いほど、あるいは先端部 2 4 が検体 5 0 5 に近いほど、この違いは顕著になる。したがって、全ての分割領域 5 1 0 a ~ 5 0 1 i で同じように酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うと、中央の分割領域 5 1 0 i または周辺の分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 h、あるいはこれらの両方の領域で補正に誤差が生じる。一方、分割領域 5 1 0 a ~ 5 1 0 i 毎に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行えば、各領域で最も正確な補正をすることができる。

20

【 0 1 2 0 】

また、図 3 0 に示すように、先端部 2 4 が検体 5 0 5 に平行に近い状態で検体 5 0 5 を観察する場合、得られる画像信号 5 2 0 内の各分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 i 間での撮影距離の差がさらに大きくなる。例えば、画像信号 5 2 0 の下段の 3 つの分割領域 5 2 0 e ~ 5 2 0 g では、先端部 2 4 と検体 5 0 5 の距離は d_3 で最も短い、中段の 3 つの分割領域 5 2 0 d, 5 2 0 i, 5 2 0 h では d_3 よりも長い d_4 となり、さらに上段の 3 つの分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 c では、最も長い d_5 となる ($d_3 < d_4 < d_5$)。このように画像信号 5 2 0 内での撮影距離に差が大きいと、画像信号 5 2 0 の全体 (全分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 i) に対して一括して振幅の差 $\Delta B G$, $\Delta G R$, $\Delta R B$ を求めると、酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正は不正確になりやすい。しかし、各分割領域 5 2 0 a ~ 5 2 0 i で補正を行えば、画像信号 5 2 0 の全体に対して一括した補正を行う場合よりも正確に酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行うことができる。

30

【 0 1 2 1 】

なお、図 2 8 ~ 図 3 0 では、画像信号を 3×3 の 9 個の分割領域に分け、各分割領域で酸素飽和度の誤差の補正や画像信号の補正を行なっているが、領域の分割数は任意である。但し、分割が細かいほど補正精度が向上するが、補正処理に時間を要する。このため、補正処理の速度と補正精度を両立させるためには、上記のように 3×3 の全 9 個程度の領域に画像信号を分割することが好ましい。

40

【 0 1 2 2 】

なお、第 1 ~ 第 4 実施形態では、アーチファクトの有無にかかわらず、酸素飽和度の誤差や画像信号の補正を必ず行なっているが、補正を行うか否かを決定するための閾値を設定しても良い。例えば、誤差テーブル 8 8 に記憶された酸素飽和度の誤差が第 1 閾値 (例えば $\pm 5\%$) よりも小さい場合には補正処理を行わず、第 1 閾値以上の誤差がある場合にだけ補正処理を行うようにしても良い。また、補正係数テーブル 2 1 2 に記憶された補正係数 α , β がともに第 2 閾値よりも 1.0 に近い場合には、画像信号の補正を行わず、補正係数 α , β がともに第 2 閾値以上の場合にだけ画像信号の補正を行うようにしても良い

50

。もちろん、補正係数 α と補正係数 β とで異なる閾値を設定しても良い。

【 0 1 2 3 】

また、補正処理を行う上限を定める閾値を設定しても良い。設定した閾値を超えるほど酸素飽和度の誤差や補正係数が著しく大きい場合には、こうした補正処理自体の誤差が大きく、信頼できる酸素飽和度の値を算出できない場合があるからである。

【 0 1 2 4 】

なお、第 1 ～ 第 4 実施形態では、信号比 B_1 / G_2 と信号比 R_2 / G_2 に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比 B_1 / G_2 のみに基づいて酸素飽和度を算出しても良い。この場合には、相関関係記憶部 8 2 には信号比 B_1 / G_2 と酸素飽和度の相関関係を記憶しておけば良い。

10

【 0 1 2 5 】

なお、第 1 ～ 第 4 実施形態では、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、これに加えて、血液量を画像化した血液量画像を生成及び表示しても良い。血液量は信号比 R_2 / G_2 と相関があるので、信号比 R_2 / G_2 に応じて異なる色を割り当てることで、血液量を画像化した血液量画像を作成することができる。

【 0 1 2 6 】

なお、第 1 ～ 第 4 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 R_2 / G_2) $\times$ 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 $\times$ (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良い。

20

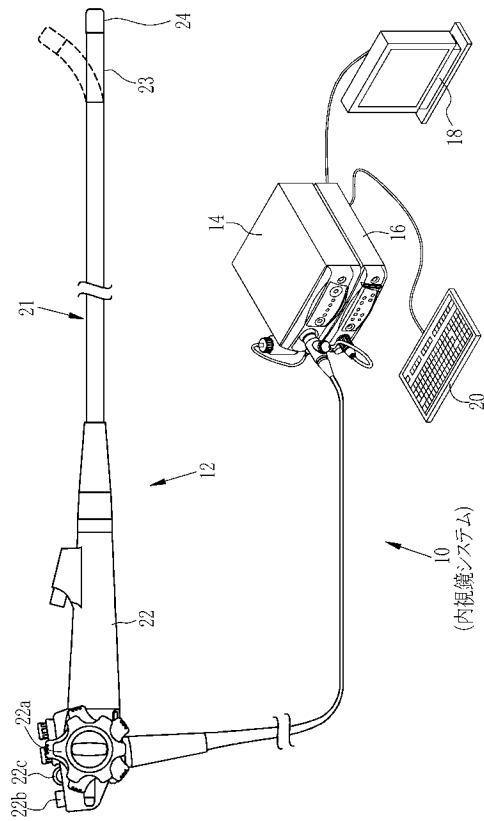
【 符号の説明 】

【 0 1 2 7 】

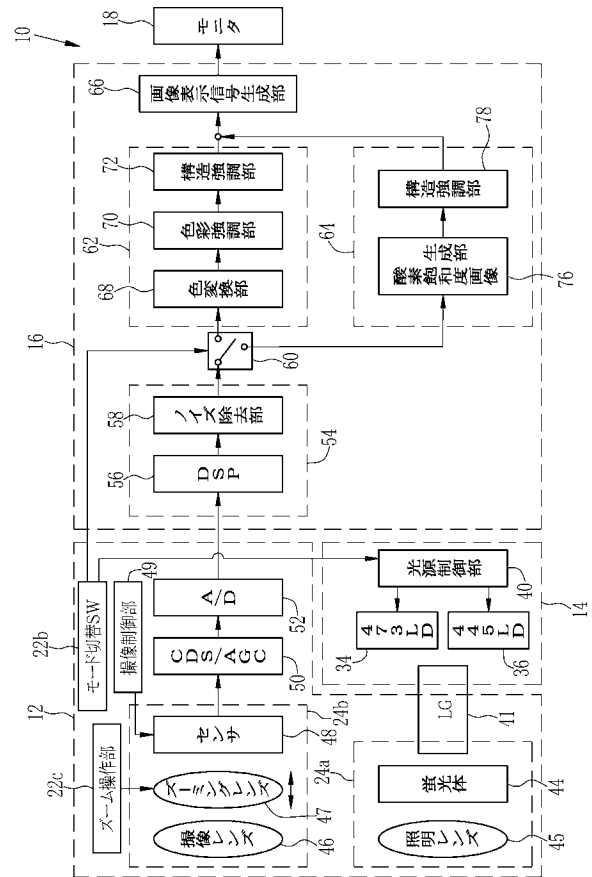
- 1 0 , 1 5 0 , 3 0 0 , 4 0 0 内視鏡システム
- 7 6 , 2 0 1 酸素飽和度画像生成部
- 8 1 , 2 1 3 信号比算出部
- 8 2 相関関係記憶部
- 8 3 , 2 1 4 酸素飽和度算出部
- 8 4 周波数成分情報抽出部
- 8 5 差分算出部
- 8 6 , 2 1 1 補正部
- 8 8 誤差テーブル
- 8 7 画像生成部
- 1 0 2 低酸素領域
- 1 0 4 アーチファクト
- 2 1 2 補正係数テーブル

30

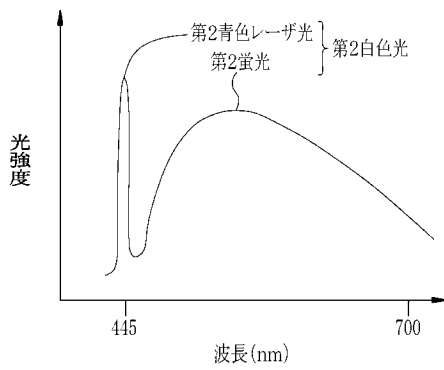
【図 1】



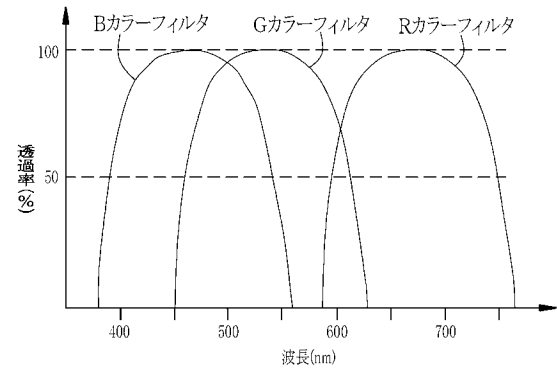
【図 2】



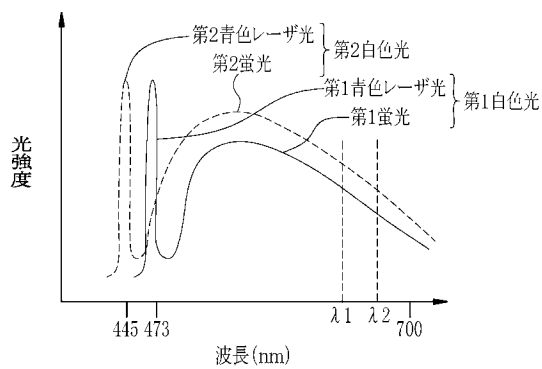
【図 3】



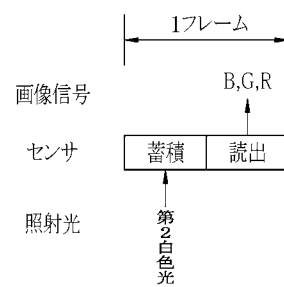
【図 5】



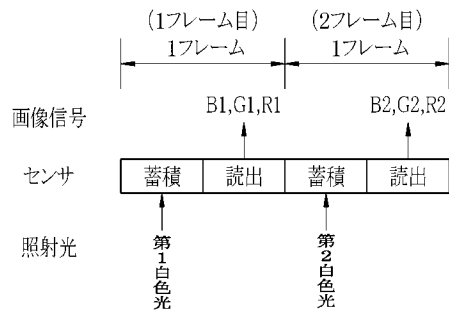
【図 4】



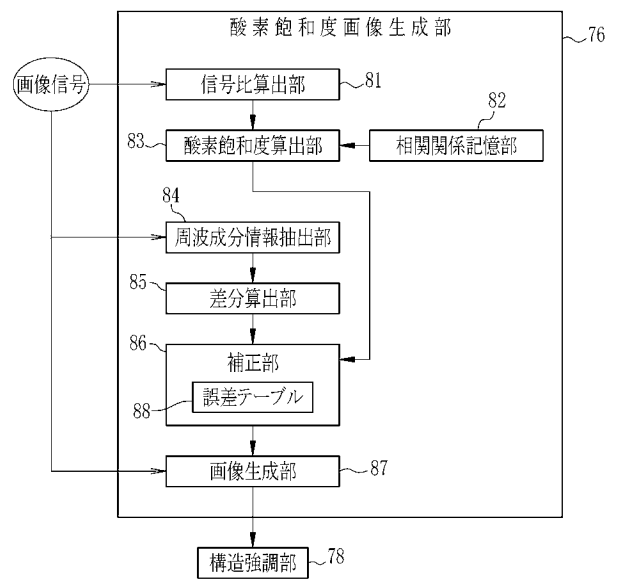
【図 6】



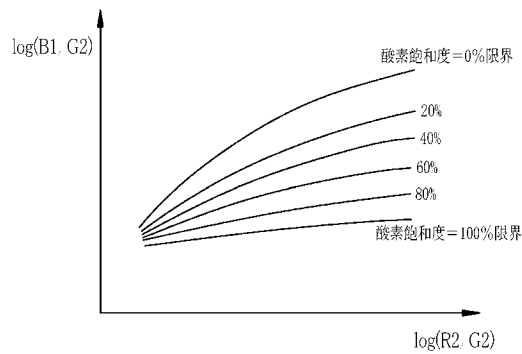
【図 7】



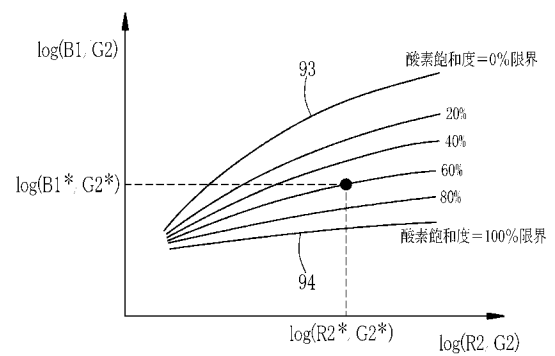
【図 8】



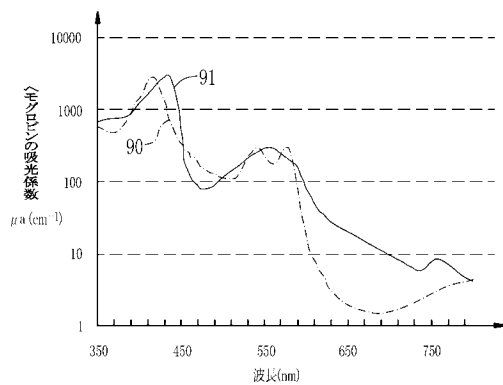
【図 9】



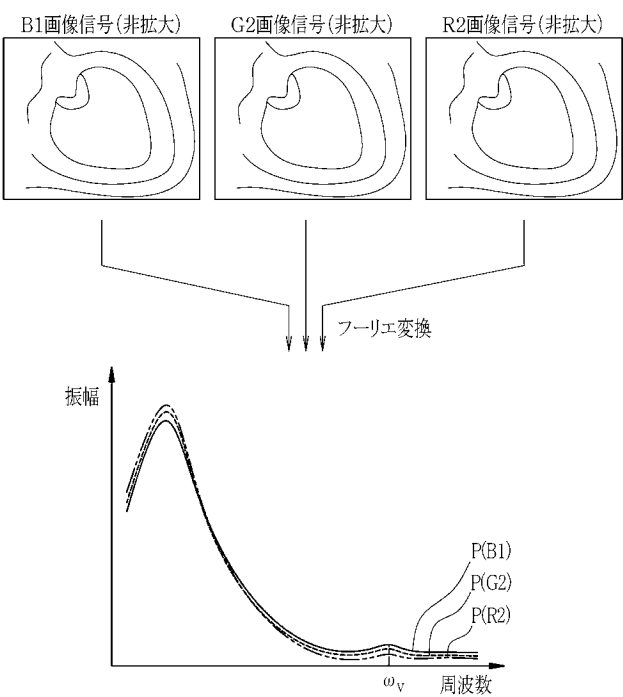
【図 11】



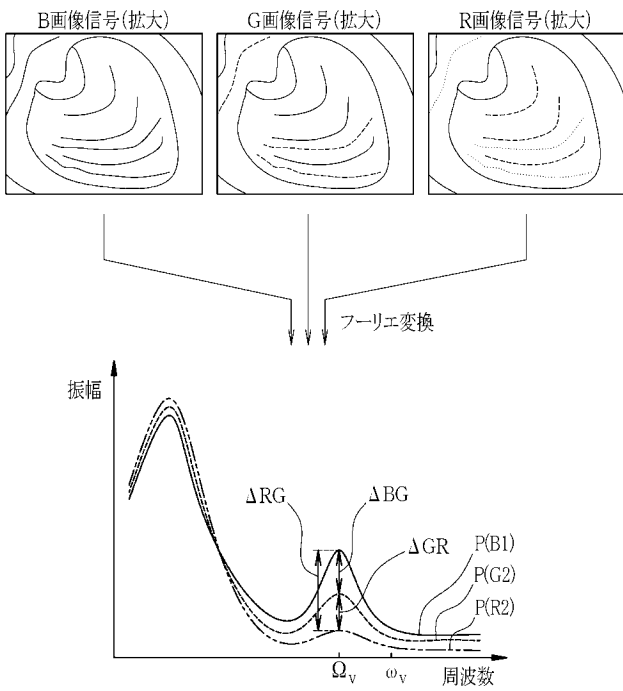
【図 10】



【 図 1 2 】



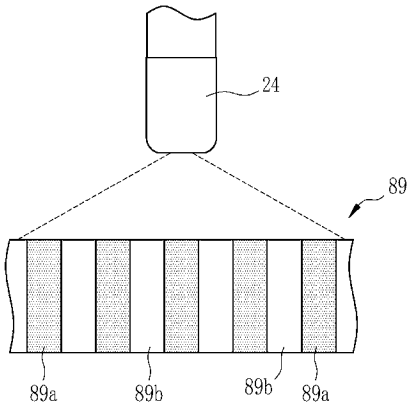
【 図 1 3 】



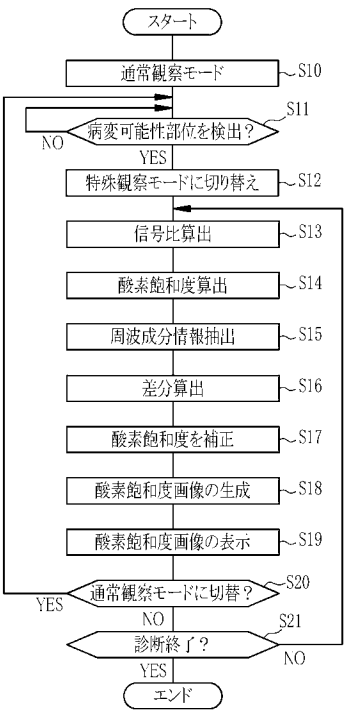
【 図 1 4 】

$\Delta BG, \Delta GR, \Delta RB$	酸素飽和度の誤差
k1, k2, k3	+10%
k4, k5, k6	$\pm 0\%$
k7, k8, k9	-2%
$\vdots$	$\vdots$

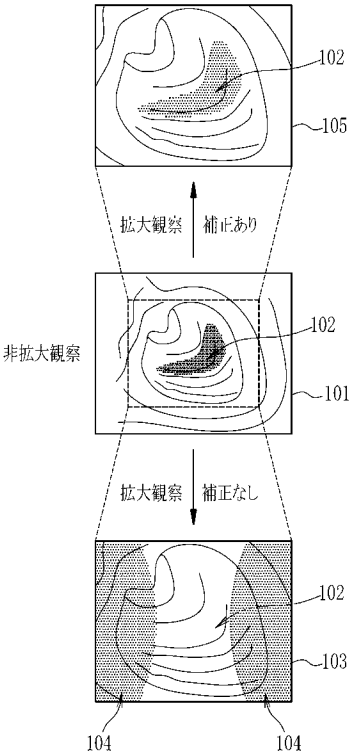
【 図 1 5 】



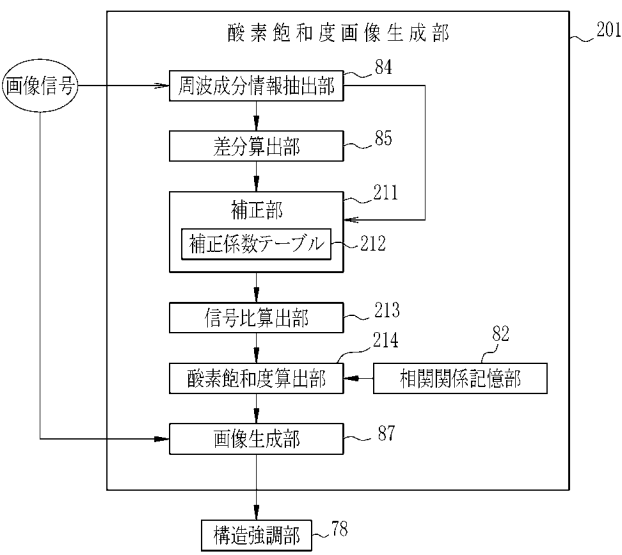
【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



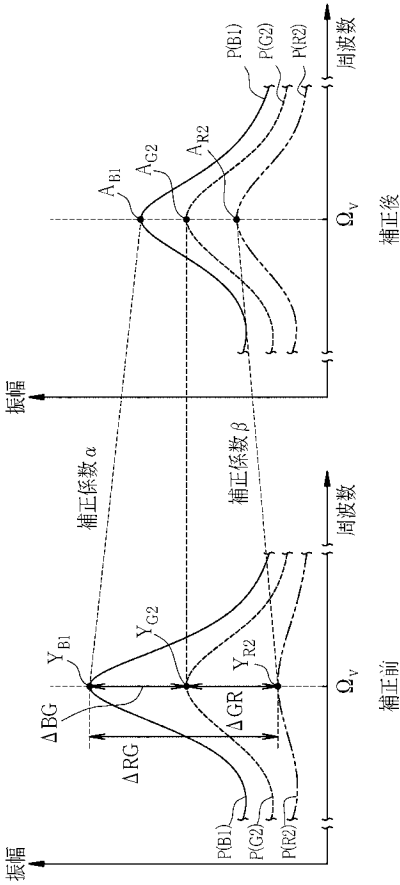
【 図 1 8 】



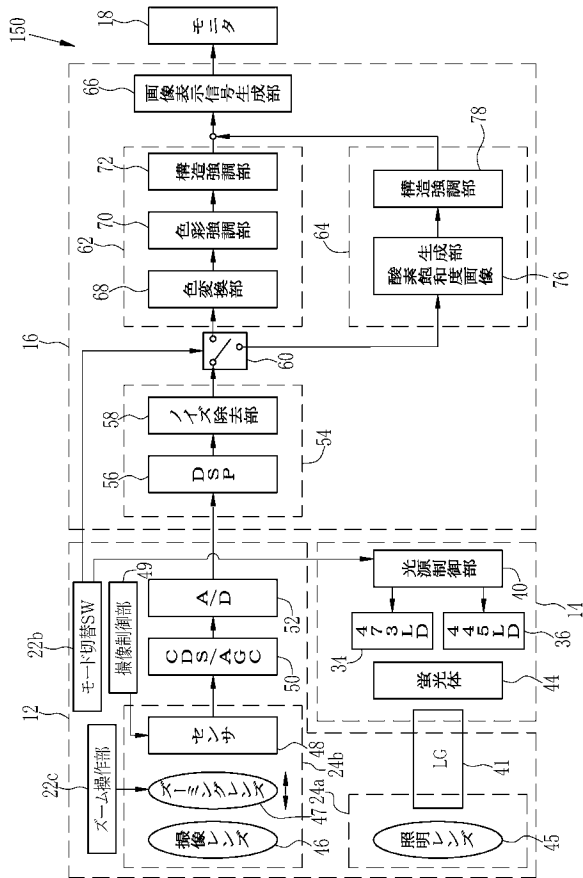
【 図 1 9 】

$\Delta BG, \Delta GR, \Delta RB$	補正係数 α, β
k1, k2, k3	0.90, 1.20
k4, k5, k6	1.00, 1.00
k7, k8, k9	1.10, 0.95
$\vdots$	$\vdots$

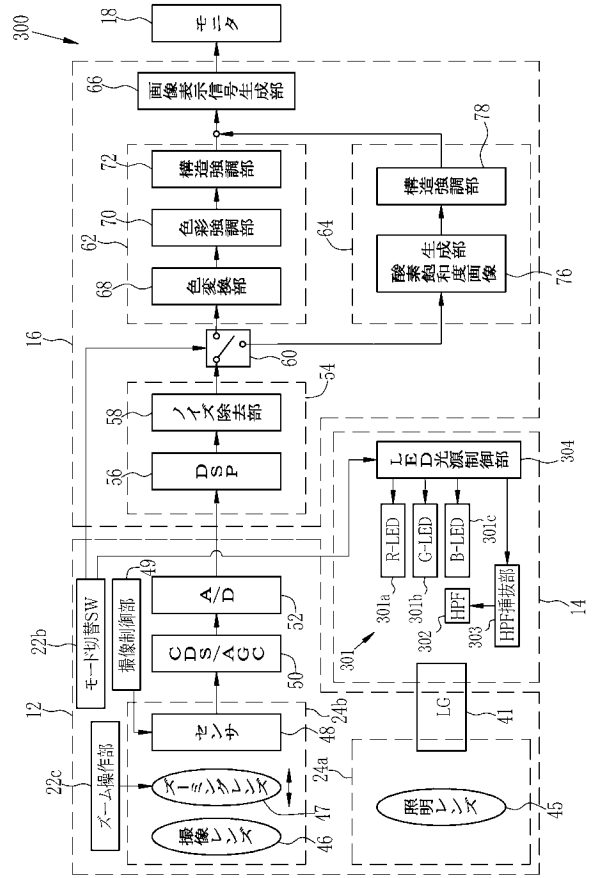
【 図 2 0 】



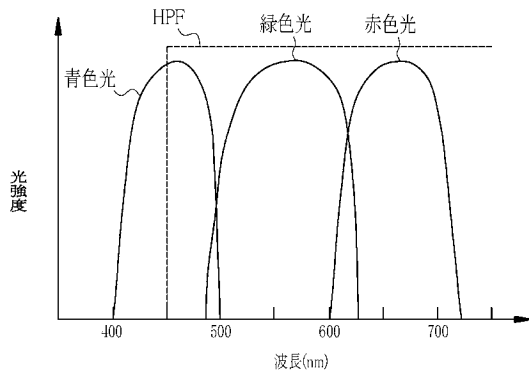
【図 2 1】



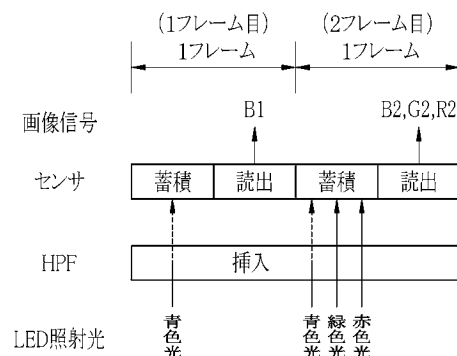
【図 2 2】



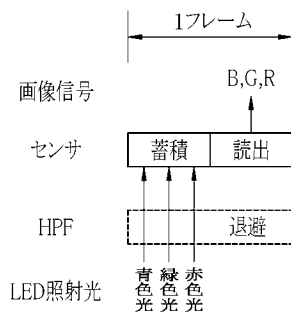
【図 2 3】



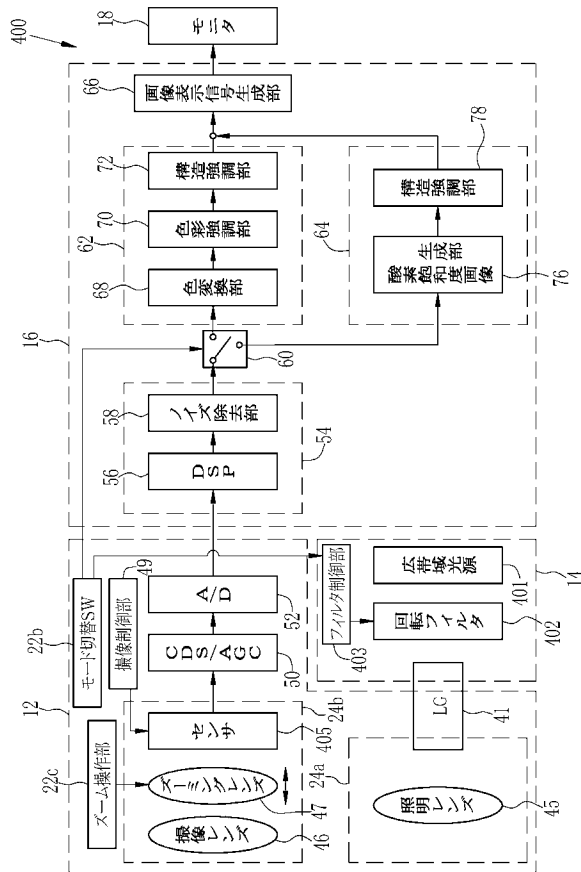
【図 2 5】



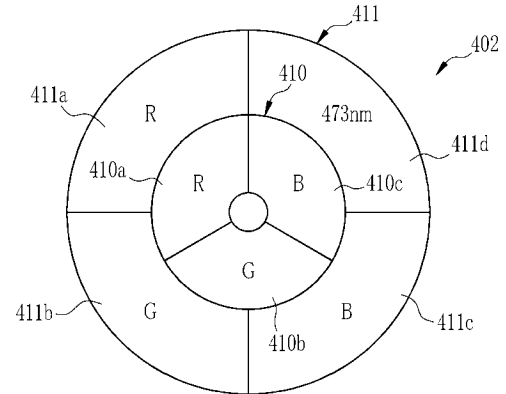
【図 2 4】



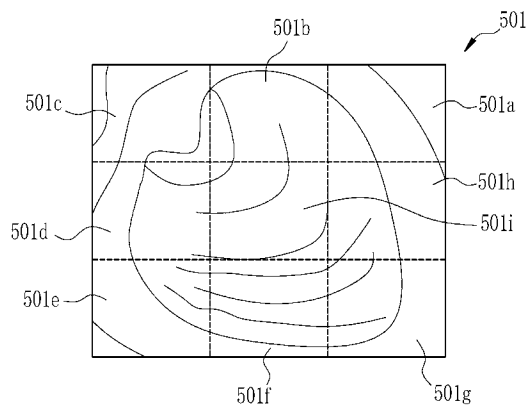
【 図 2 6 】



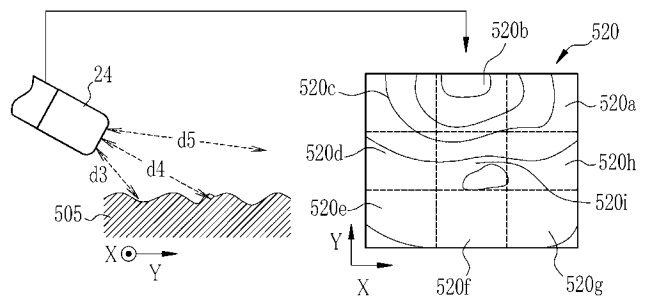
【圖 27】



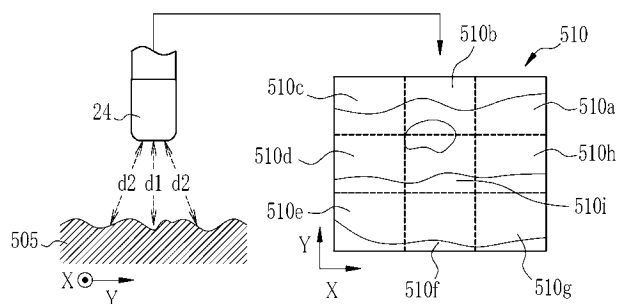
【 図 2 8 】



【 ㊦ 3 0 】



【 図 2 9 】



フロントページの続き

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

专利名称(译)	内窥镜系统和处理器装置，操作方法		
公开(公告)号	JP2015039617A	公开(公告)日	2015-03-02
申请号	JP2013173983	申请日	2013-08-23
[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	白石泰士		
发明人	白石 泰士		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1459 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B1/00009 A61B1/0638 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B5/14.321 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/06 A61B1/07.730 A61B5/1459		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/MM06 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR14 4C161/SS09 4C161/WW17 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/CB03 5C054/CC07 5C054/FC03 5C054/FC07 5C054/FD07 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP6129686B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，该系统能够减少在放大观察期间发生的氧饱和度伪影。内窥镜系统包括光源装置，传感器，氧饱和度计算单元83，频率成分信息提取单元84，校正单元86和图像生成单元87。光源装置用第一信号光和第二信号光照射样品。传感器用第一信号光和第二信号光的反射光对样本成像，并输出第一和第二图像信号。氧饱和度计算器83基于第一图像信号和第二图像信号之间的信号比来计算样本的氧饱和度。频率分量信息提取单元84从第一图像信号和第二图像信号中提取频率分量信息。校正单元86基于第一图像信号和第二图像信号的频率分量的振幅来校正氧饱和度。图像生成单元87基于由校正单元86校正的氧饱和度来生成表示样品的氧饱和度的氧饱和度图像。[选择图]图8

