

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5620932号
(P5620932)

(45) 発行日 平成26年11月5日 (2014. 11. 5)

(24) 登録日 平成26年9月26日 (2014. 9. 26)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
 A 6 1 B 1/04 (2006. 01)
 A 6 1 B 1/06 (2006. 01)
 A 6 1 B 5/1455 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
 A 6 1 B 1/04 3 7 2
 A 6 1 B 1/06 A
 A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-29749 (P2012-29749)
 (22) 出願日 平成24年2月14日 (2012. 2. 14)
 (65) 公開番号 特開2013-165776 (P2013-165776A)
 (43) 公開日 平成25年8月29日 (2013. 8. 29)
 審査請求日 平成25年8月5日 (2013. 8. 5)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 山口 博司
 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
 (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
 (72) 発明者 飯田 孝之
 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

最終頁に続く

(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、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射する照明手段と

、
前記被検体の反射像を各フレーム毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、各フレーム毎に複数色の画像信号を取得する画像信号取得手段と、

所定フレーム間で同じ色の画像信号について、位置ずれ量を算出するずれ量算出手段と

、
前記位置ずれ量に基づいて、前記画像信号のうち血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行う位置合わせ手段と、

前記位置合わせがされた演算用画像信号に基づいて、前記酸素飽和度を画像化し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、

前記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】

前記照明手段は、互いに波長域が異なる第1白色光及び第2白色光を、2つの第1及び第2フレームに分けて被検体に順次照射し、

前記画像信号取得手段は、前記第1白色光を照射したときに得られる複数色の第1画像信号及び前記第2白色光を照射したときに得られる複数色の第2画像信号を取得し、

前記ずれ量算出手段は、前記複数色の第1及び第2画像信号のうち緑色信号間の位置ずれ量を、前記第1及び第2フレーム間の位置ずれ量として算出することを特徴とする請求

10

20

項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記演算用画像信号は、前記第 1 画像信号のうちの青色信号、前記第 2 画像信号のうちの緑色信号及び赤色信号であり、前記青色信号が前記緑色信号及び赤色信号に対して位置合わせされ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】

前記第 1 及び第 2 白色光は、互いに波長域が異なる狭帯域光を波長変換部材で波長変換することにより得られる光であ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】

前記酸素飽和度画像生成手段は、前記演算用画像信号に基づいて、前記血中ヘモグロビンの血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求め、

この求めた酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度画像を生成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】

異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射し、前記被検体の反射像を各フレーム毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、各フレーム毎に複数色の画像信号を取得する内視鏡装置から、前記画像信号を受信する受信手段と、

所定フレーム間で同じ色の画像信号について、位置ずれ量を算出するずれ量算出手段と

前記位置ずれ量に基づいて、前記画像信号のうち血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行う位置合わせ手段と、

前記位置合わせがされた演算用画像信号に基づいて、前記酸素飽和度を画像化し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 7】

照明手段が、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて発するステップと、画像信号取得手段が、被検体を各フレーム毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、各フレーム毎に複数色の画像信号を取得するステップと、

ずれ量算出手段が、所定フレーム間で同じ色の画像信号について位置ずれ量を算出するステップと、

位置合わせ手段が、前記位置ずれ量に基づいて、前記画像信号のうち血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行うステップと、

酸素飽和度画像生成手段が、前記位置合わせがされた演算用画像信号に基づいて、前記酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成するステップとを有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、面順次方式などの順次方式で得られた複数色の画像信号に基づいて、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。

【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て被検体内の全体像を把握する通常光観察や、特定波長の照明光を用いて様々な観点から観察を行う特殊光観察が知られている。

【 0 0 0 3 】

通常光観察では、キセノン光などの広帯域光を被検体に照射し、その反射像をカラーの撮像素子で撮像して得たカラーの通常光画像をモニタに表示する他に、特許文献 1 及び 2 に示すように、広帯域光から色分離した R G B の 3 色の光を被検体に順次照射し、その反射像を順次撮像して得られる 3 色分の画像を同時化したカラーの通常光画像をモニタに表示することが知られている。

【 0 0 0 4 】

特殊光観察においては、血中ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域の照明光を用いることによって特定深さの血管を強調表示する血管強調観察の他、特許文献 1 に示すように、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光度が変化する波長範囲を少なくとも含む複数波長の光を体腔内に順次照射し、その反射像を順次撮像すること（順次方式）により得られる複数フレームの画像から、酸素飽和度を画像化する酸素飽和度観察も知られている。これら血管強調観察や酸素飽和度観察によれば、通常光観察では発見が困難であった特定の癌の検出を容易する。

【 0 0 0 5 】

上記特許文献 1 のように、順次方式で画像を取得した場合には、画像の取得時間がそれぞれ異なるため、画像間で位置ずれや色ずれが生じるおそれがある。この位置ずれ等が生じた場合には、酸素飽和度を正確に画像化することができない。これに対して、特許文献 1 では、血管の位置を基準にフレーム間で位置合わせをすることによって、位置ずれの解消を図っている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 1 - 1 9 4 1 5 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

上記特許文献 1 では、青色帯域における複数波長の画像信号を用いることで、主として表層血管の酸素飽和度の観察を行い、また、緑色帯域における複数波長の画像信号を用いることで、主として中層血管の酸素飽和度を行っている。しかしながら、内視鏡診断においては、表層血管の酸素飽和度、中層血管の酸素飽和度のいずれも、重要な情報となり得る。したがって、表層から中深層にかけて分布する血管の酸素飽和度を観察できる内視鏡システムが求められている。

【 0 0 0 8 】

表層～中深層の血管の酸素飽和度を算出するためには、表層の生体情報を多く含む青色の画像信号と、中深層の生体情報を多く含む緑色及び赤色の画像信号が必要となる。これら酸素飽和度算出用の青色、緑色、赤色の画像信号を順次方式で取得する場合には、位置ずれ等が生じるため、各色の画像信号間で位置合わせを行う必要がある。しかしながら、それら各色の画像信号上に表れる像構造は異なっている場合が多い。

【 0 0 0 9 】

例えば、青色信号においては、表層血管が強調されている一方で、中深層血管は目立たなくなっている。これに対して、赤色信号においては、中深層血管が強調されている一方で、表層血管は目立たなくなっている。この場合、青色信号と赤色信号間で精度良く位置合わせすることは困難である。したがって、順次方式で得られた複数の色の画像信号に基づいて酸素飽和度を算出する場合であっても、各色の画像信号間の位置合わせを精度良く行うことが求められていた。

【 0 0 1 0 】

本発明は、順次方式で得られた複数の色の画像信号に基づいて酸素飽和度を算出する場合であっても、各色の画像信号間の位置合わせを精度良く行う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】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射する照明手段と、前記被検体の反射像を各フレーム毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、各フレーム毎に複数色の画像信号を取得する画像信号取得手段と、所定フレーム間で同じ色の画像信号について、位置ずれ量を算出するずれ量算出手段と、前記位置ずれ量に基づいて、前記画像信号のうち血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行う位置合わせ手段と、前記位置合わせがされた演算用画像信号に基づいて、前記酸素飽和度を画像化し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、前記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。

10

【0012】

前記照明手段は、互いに波長域が異なる第1白色光及び第2白色光を、2つの第1及び第2フレームに分けて被検体に順次照射し、前記画像信号取得手段は、前記第1白色光を照射したときに得られる複数色の第1画像信号及び前記第2白色光を照射したときに得られる複数色の第2画像信号を取得し、前記ずれ量算出手段は、前記複数色の第1及び第2画像信号のうち緑色信号間の位置ずれ量を、前記第1及び第2フレーム間の位置ずれ量として算出することが好ましい。前記演算用画像信号は、前記第1画像信号のうちの青色信号、前記第2画像信号のうちの緑色信号及び赤色信号であり、前記青色信号が前記緑色信号及び赤色信号に対して位置合わせされることが好ましい。前記第1及び第2白色光は、互いに波長域が異なる狭帯域光を波長変換部材で波長変換することにより得られる光であることが好ましい。

20

【0013】

前記酸素飽和度画像生成手段は、前記演算用画像信号に基づいて、前記血中ヘモグロビンの血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求め、この求めた酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

【0014】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射し、前記被検体の反射像を各フレーム毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、各フレーム毎に複数色の画像信号を取得する内視鏡装置から、前記画像信号を受信する受信手段と、所定フレーム間で同じ色の画像信号について、位置ずれ量を算出するずれ量算出手段と、前記位置ずれ量に基づいて、前記画像信号のうち血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行う位置合わせ手段と、前記位置合わせがされた演算用画像信号に基づいて、前記酸素飽和度を画像化し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

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて発するステップと、画像信号取得手段が、被検体を各フレーム毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、各フレーム毎に複数色の画像信号を取得するステップと、ずれ量算出手段が、所定フレーム間で同じ色の画像信号について位置ずれ量を算出するステップと、位置合わせ手段が、位置ずれ量に基づいて、画像信号のうち血中ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行うステップと、酸素飽和度画像生成手段が、位置合わせがされた演算用画像信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成するステップとを有することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、フレーム間で同じ色の画像信号について位置ずれ量を求め、その位置ずれ量に基づいて、酸素飽和度の算出に用いられる演算用画像信号間の位置合わせを行っ

50

ているため、精度良く位置合わせがされている。そして、このように精度良く位置合わせされた演算用画像信号に基づいて酸素飽和度を画像化することにより、酸素飽和度の情報を正確に表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【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】第1及び第2白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図4A】カラーの撮像素子に設けられたB画素、G画素、R画素を示す図である。

【図4B】B画素、G画素、R画素の分光透過率を示すグラフである。

10

【図5A】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。

【図5B】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6】フレーム間のずれ量算出と位置合わせ処理を説明するための図である。

【図7】正方形領域R1におけるX方向のずれ量X1とY方向のずれ量Y1の算出方法を説明するための図である。

【図8】青色信号B1と緑色信号B2の位置合わせを説明するための図である。

【図9】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10】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

20

【図11】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12】図9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図である。

【図13】酸素飽和度観察モードにおける一連の流れを示すフローチャートである。

【図14】別の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15】回転フィルタを示す図である。

【図16】回転フィルタのBフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部、BNフィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図17A】別の実施形態の通常光観察モードにおける撮像制御を説明するための図である。

30

【図17B】別の実施形態の酸素飽和度観察モードにおける撮像制御を説明するための図である。

【図18】別の実施形態におけるフレーム間のずれ量算出と位置合わせ処理を説明するための図である。

【図19】青色信号b1と緑色信号g2の位置合わせを説明するための図である。

【図20】赤色信号r3と緑色信号g2の位置合わせを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1に示すように、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からの照明光を被検体の被観察領域に照射し、その反射像を撮像する内視鏡装置12と、内視鏡装置12での撮像により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

【0019】

内視鏡装置12には、操作部16側から順に、軟性部17、湾曲部18、スコープ先端部19が設けられている。軟性部17は可撓性を有しているため、屈曲自在にすることができる。湾曲部18は、操作部16に配置されたアングルノブ16a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18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19を所望の観察部位に向けることができる。

50

【 0 0 2 0 】

内視鏡システム 1 0 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 1 4 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を画像化した酸素飽和度画像を表示装置 1 4 に表示する酸素飽和度観察モードを備えている。これら観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 2 1 や入力装置 1 5 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。

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、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 とを備えている。レーザ光源 L D 1 は、中心波長が 4 7 3 n m の第 1 レーザ光を発する。この第 1 レーザ光は、内視鏡装置 1 2 のスコープ先端部 1 9 に配置された蛍光体 5 0 で、第 1 白色光（疑似白色光）に波長変換される。レーザ光源 L D 2 は、中心波長が 4 4 5 n m の第 2 レーザ光を発する。この第 2 レーザ光も、蛍光体 5 0 によって、第 2 白色光に波長変換される。なお、第 1 レーザ光の波長範囲は 4 4 0 ~ 4 6 0 n m にすることが好ましく、第 2 レーザ光の波長範囲は 4 6 0 ~ 4 8 0 n m にすることが好ましい。

【 0 0 2 2 】

各レーザ光源 L D 1 , L D 2 から発せられる第 1 または第 2 レーザ光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ光ファイバ 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 I n G a N 系レーザダイオードが使用でき、また、I n 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 2 をオンにし、レーザ光源 L D 1 をオフにする。一方、酸素飽和度観察モードのときには、1 フレーム毎にレーザ光源 L D 1 , L D 2 のオン・オフを切り替える。即ち、レーザ光源 L D 1 をオンにするときにはレーザ光源 L D 2 をオフにし、レーザ光源 L D 1 をオフにするときにはレーザ光源 L D 2 をオンにする。

【 0 0 2 4 】

カプラ 2 2 は、光ファイバ 2 4 からの第 1 レーザ光を 2 系統の光に分波し、その 2 系統の光をライトガイド 2 8 , 2 9 に入射させる。また、カプラ 2 2 は、光ファイバ 2 5 からの第 2 レーザ光についても、2 系統の光に分波してライトガイド 2 8 , 2 9 へと入射させる。ライトガイド 2 8 , 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。

【 0 0 2 5 】

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡から構成され、ライトガイド 2 8 , 2 9 で導光された 2 系統（2 灯）の光を被観察領域に向けて照射する照明部 3 3 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 3 4 と、内視鏡装置 1 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 】

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、第 1 または第 2 白色光を被観察領域に向けて照射する。撮像部 3 4 は、スコープ先端部 1 9 の略中心位置に、被観察領域からの反射光を受光する 1 つの観察窓 4 2 を備えている。

【 0 0 2 7 】

照明窓 4 3 , 4 4 の奥には、それぞれ投光ユニット 4 7 , 5 4 が収納されている。各投光ユニット 4 7 , 5 4 は、ライトガイド 2 8 , 2 9 からの第 1 または第 2 レーザ光を蛍光体 5 0 に当てて第 1 または第 2 白色光を励起発光させ、その第 1 または第 2 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。

【 0 0 2 8 】

蛍光体 5 0 は、レーザ光源 L D 1 , L D 2 からの第 1 または第 2 レーザ光の一部を吸収

10

20

30

40

50

して緑色～赤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（BaMgAl₁₀O₁₇）等の蛍光物質）を含んで構成される。第1または第2レーザ光が蛍光体50に照射されると、蛍光体50から発せられる緑色～赤色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体50により吸収されず透過した第1または第2レーザ光の励起光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。

【0029】

なお、蛍光体50は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50は、蛍光体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体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

【0030】

第1レーザ光が投光ユニット47, 54に入射したときには、図3に示すように、中心波長473nmの第1レーザ光の波長範囲と、その第1レーザ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480nm～700nmの波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。一方、第2レーザ光が投光ユニット47, 54に入射したときには、中心波長445nmの第2レーザ光の波長範囲と、その第2レーザ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460nm～700nmの波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。

【0031】

20

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。

【0032】

図2に示すように、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

【0033】

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、図4Aに示すように、その受光面には、B色のカラーフィルタが設けられたB画素60b、G色のカラーフィルタが設けられたG画素60g、R色のカラーフィルタが設けられたR画素60rを1組とする画素群が、マトリックス状に配列されている。B色、G色、R色のカラーフィルタは、図4Bの曲線63, 64, 65に示すように、それぞれ青色帯域、緑色帯域、赤色帯域に分光透過率を有している。したがって、被検体内で反射した第1または第2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。

40

【0034】

図2に示すように、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。

【0035】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図5A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、第2白色光（445nm+蛍光体（本実施形態では445nmの第2レーザ光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記

50

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。

【0036】

一方、酸素飽和度観察モード時には、図5Bに示すように、まず最初の1フレーム目で、第1白色光(473nm+MW(本実施形態では473nmの第1レーザ光を蛍光体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。そして、次の2フレーム目で、第2白色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1フレーム期間内に行われる。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。

10

【0037】

この酸素飽和度観察モードにおいては、1フレーム目に、撮像素子60のB画素から青色信号B1が出力され、G画素から緑色信号G1が出力され、R画素から出力される赤色信号R1が出力される。また、2フレーム目には、B画素から青色信号B2が出力され、G画素から緑色信号G2が出力され、R画素から赤色信号R2が出力される。

【0038】

図2に示すように、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21や入力装置15から入力される入力情報に基づいて、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。

20

【0039】

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81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、通常光観察モード時に得られる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。

【0040】

酸素飽和度画像処理部81は、内視鏡装置12から入力される画像信号に基づいて、被検体の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するとともに、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。この酸素飽和度画像処理部81においては、図6に示すように、酸素飽和度の算出用の画像信号として、1フレーム目の青色信号B1、2フレーム目の緑色信号G2及び赤色信号R2を使用する。

30

【0041】

また、酸素飽和度を算出する前には、酸素飽和度算出用の信号B1、G2、R2間の位置ズレ(1フレーム目と2フレーム目間での色ズレや位置ズレ)を補正するために、位置合わせ処理を行う。フレーム間のずれ量としては、像構造が似ている信号間でのずれ量とすることが好ましい。これに関しては、異なる色の信号(例えば青色信号と赤色信号)よりも、同じ色の信号のほうが、似た像構造が撮影されている可能性が高い。これは、内視鏡装置12によって得られる画像は、血管などの波長依存性を有する被写体が多く存在する状況で撮影されたものであるため、波長が異なる(色が異なる)場合には、異なる像構造が撮影されている可能性が高いためである。したがって、本実施形態では、緑色信号G1、G2から、フレーム間のずれ量を求める。

40

【0042】

酸素飽和度画像処理部81では、ずれ量算出部82と、位置合わせ部83と、信号比算出部84と、相関関係記憶部85と、酸素飽和度算出部86と、酸素飽和度画像生成部88とを備えている。ずれ量算出部82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のずれ量Fを算出する。ずれ量Fは、信号特性が類似している1フレーム目の緑色信号G1と2フレーム目の緑色信号G2とから求める。まず、図7(A)に示すよう

50

に、緑色信号 G 1 , G 2 の全画素を、縦 3 × 横 3 の 9 つの正方形領域 R 1 ~ R 9 に分割する。ここで、緑色信号 G 1 , G 2 などの画像信号における縦方向を X 方向とし、横方向を Y 方向とする。

【 0 0 4 3 】

次に、図 7 (B) に示すように、緑色信号 G 1 の正方形領域 R 1 について、X 方向の累積ヒストグラム H X 1 と Y 方向の累積ヒストグラム H Y 1 を生成する。累積ヒストグラムは、正方形領域 R 1 内の X 方向または Y 方向における画素値の頻度 (出現回数) を表すものであり、縦軸は頻度を表し、横軸は画素値を表している。緑色信号 G 2 の正方形領域 R 1 についても、同様に、X 方向の累積ヒストグラム H X 2 と Y 方向の累積ヒストグラム H Y 2 を生成する。

10

【 0 0 4 4 】

次に、図 7 (C) に示すように、累積ヒストグラム H X 1 と累積ヒストグラム H X 2 との比較演算によって、正方形領域 R 1 における X 方向のずれ量 X 1 を求める。このとき、それぞれの累積ヒストグラム H X 1 , H X 2 におけるパターンが略同じである場合は、ずれ量 X 1 は「 0 」又は極めて小さい。そして、それぞれのパターンの違いが大きくなるほど、ずれ量 X 1 も大きくなる。同様にして、累積ヒストグラム H Y 1 と累積ヒストグラム H Y 2 との比較演算によって、正方形領域 R 1 における Y 方向のずれ量 Y 1 を求める。

20

【 0 0 4 5 】

正方形領域 R 1 におけるずれ量 X 1 , Y 1 が求まったら、上記と同様にして、その他の正方形領域 R 2 ~ R 9 のずれ量 X 2 ~ X 9 , Y 2 ~ Y 9 を求める。緑色信号 G 1 , G 2 の正方形領域 R n の全てについてずれ量 X 1 ~ X 9 , Y 1 ~ Y 9 が求まったら、下記の (式 1) 、 (式 2) に示すように、信号全体としての X 方向のずれ量 F x と Y 方向のずれ量 F y を求める。これらずれ量 F x 、 F y が、1 フレーム目と 2 フレーム目のフレーム間のずれ量に相当する。

$$F x = X 1 + X 2 + \cdots + X 9 \quad (式 1)$$

$$F y = Y 1 + Y 2 + \cdots + Y 9 \quad (式 2)$$

【 0 0 4 6 】

位置合わせ部 8 3 は、ずれ量算出部 8 2 で求めたフレーム間のずれ量 F x 、 F y を用いて、酸素飽和度の算出に用いる 1 フレーム目の青色信号 B 1 、2 フレーム目の緑色信号 G 2 、2 フレーム目の赤色信号 R 2 間の位置合わせを行う。位置合わせ部 8 3 は、図 8 に示すように、フレーム間のずれを打ち消す方向に、1 フレーム目の青色信号 B 1 をずれ量 F x 、 F y 分だけ移動させる。これにより、フレーム間のずれが解消され、1 フレーム目の青色信号 B 1 と、2 フレーム目の緑色信号 G 2 と赤色信号 R 2 の画素の位置が合う。これにより、正確に酸素飽和度を算出することができるようになる。なお、これとは反対に、2 フレーム目の信号 (G 2 , R 2) を移動させて 1 フレーム目に合わせてもよい。

30

【 0 0 4 7 】

信号比算出部 8 4 は、位置合わせされた 1 フレーム目の青色信号 B 1 と 2 フレーム目の緑色信号 G 2 との信号比 B 1 / G 2 と、2 フレーム目の緑色信号 G 2 と赤色信号 R 2 との信号比 R 2 / G 2 とを求める。信号比算出部 8 4 では、信号比を求める際、信号間で同じ位置にある画素間の信号比を算出する。また、信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。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。

40

【 0 0 4 8 】

相関関係記憶部 8 5 は、信号比 B 1 / G 2 及び R 2 / G 2 と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図 9 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等高線

50

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 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ はlogスケールで記憶されている。

【0049】

上記相関関係は、図10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。ここで、曲線90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。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B1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B2と赤色信号R2のリファレンス信号（規格化用信号）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。

【0050】

なお、相関関係記憶部85には、図11に示すように、信号比 $R1/G1$ と血液量との相関関係についても記憶されている。この相関関係は、信号比 $R1/G1$ 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る1次元テーブルとして記憶されている。この信号比 $R1/G1$ と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

【0051】

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。

【0052】

また、図9に示すように、信号比 $R2/G2$ が大きくなるのに従って、信号比 $B1/G2$ の信号値も大きくなるの（酸素飽和度 = 0% 限界の等高線が斜め上方にスライドする）は、以下の理由からである。上記したように、信号比 $R2/G2$ は血液量と相関関係があるため、信号比 $R2/G2$ が大きくなるほど血液量も大きくなる。信号B1、G2、R2の中で、血液量の増加によって信号値の低下が一番大きくなるのは、緑色信号G2であり、その次が青色信号B1である。これは、緑色信号G2に含まれる波長成分の540～580nmの吸光係数が、青色信号B1に含まれる波長成分の470nm付近の吸光係数よりも高いためである（図10参照）。したがって、信号比 $B1/G2$ においては、血液量が大きくなるほど、分子のB1の信号値の低下よりも分母のG2の信号値の低下の方が大きくなる。即ち、信号比 $B1/G2$ は、血液量が大きくなるにつれて、大きくなる。

【0053】

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、各画素における酸素飽和度を求める。図12に示すように、相関関係記憶部85に記憶した相関関係から、信号比算出部で求めた信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。そして、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との間にある場合に、その対応点Pが示すパーセント値を酸素飽和度とする。例えば、図12の場合であれば、対応点Pは60%の等高線上に位置するため、酸素飽和度は60%となる。

【0054】

一方、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合、対応点が下限ライン93よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライ

10

20

30

40

50

ン 9 4 よりも下方に位置するときには酸素飽和度を 1 0 0 % とする。なお、対応点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示装置 1 4 上に表示しないようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

酸素飽和度画像生成部 8 8 は、酸素飽和度算出部 8 6 で求めた酸素飽和度に基づき、酸素飽和度画像を生成する。生成された酸素飽和度画像は表示装置 1 4 に表示される。生成される酸素飽和度画像としては、例えば、酸素飽和度に応じて異なる色（通常光画像で使う色とは異なる疑似色を使うため「疑似カラー」と呼ばれる）で表示する方法の他、酸素飽和度が一定値を下回った低酸素領域にのみ疑似カラーで表示し、それ以外の領域については通常の色（通常光画像で使用する色）で表示する方法がある。

10

【 0 0 5 6 】

次に、本発明の作用について図 1 3 のフローチャートに沿って説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ 2 1 によって、酸素飽和度観察モードに切り替えられると、中心波長 4 7 3 n m の第 1 レーザ光で第 1 白色光を蛍光体 5 0 から励起発光させ、この第 1 白色光を被検体内に照射する。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 6 0 で撮像される。これにより、青色信号 B 1、緑色信号 G 1、赤色信号 R 1 からなる 1 フレーム目の画像信号が得られる。

【 0 0 5 7 】

1 フレーム目の画像信号が得られると、中心波長 4 4 5 n m の第 2 レーザ光で第 2 白色光を蛍光体 5 0 から励起発光させ、この第 2 白色光を被検体内に照射する。被検体からの反射光等を撮像素子 6 0 で撮像することにより、青色信号 B 2、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 からなる 2 フレーム目の画像信号が得られる。

20

【 0 0 5 8 】

2 フレーム目の画像信号が得られると、ずれ量算出部 8 2 は、1 フレーム目の緑色信号 G 1 と 2 フレーム目の画像信号 G 2 から、フレーム間における X 方向のずれ量 F_x 、Y 方向の F_y を算出する。これらずれ量 F_x 、 F_y は、緑色信号 G 1、G 2 における 9 つの正方形領域 R 1 ~ R 9 間のずれ量に基づいて、算出される。そして、算出されたずれ量 F_x 、 F_y に基づき、酸素飽和度の算出に用いられる青色信号 B 1、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 間の位置合わせを行う。

【 0 0 5 9 】

30

次に、信号比算出部 8 4 により、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 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 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、酸素飽和度算出部 8 6 は、相関関係記憶部 8 5 に記憶している相関関係から、信号比算出部 8 4 で求めた信号比 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 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。そして、求めた酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像を生成する。生成した酸素飽和度画像は、表示装置 1 4 に表示される。

【 0 0 6 0 】

なお、上記実施形態では、半導体光源の照明光を用いて被検体内の照明を行ったが、これに代えて、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光から回転フィルタで波長分離した光を用いて、照明を行ってもよい（回転フィルタ方式）。この場合、内視鏡システム 1 0 に代えて、図 1 4 に示す内視鏡システム 1 0 0 が使用される。この内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡装置 1 0 1、光源装置 1 0 2 が異なっている以外は、内視鏡システム 1 0 と同様の構成を備えている。したがって、以下においては、内視鏡装置 1 0 1 及び光源装置 1 0 2 の構成とそれに関連する部分を説明し、その他については説明を省略する。

40

【 0 0 6 1 】

内視鏡装置 1 0 1 は、スコープ先端部の照明部 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 1 0 2 からの光は、ライトガイド 2 8、2 9 を介して、そのまま被検体内に照射される。それ以外については、内視鏡装置 1 0 1 は、内視鏡装置 1 2 と同様の構成を備えている。

50

【0062】

光源装置102は、広帯域光BB(400~700nm)を発する白色光源110と、この白色光源110からの広帯域光BBをB、G、Rの3色の光に色分離する回転フィルタ112と、回転フィルタ112の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタを回転させるモータ113と、回転フィルタ112を半径方向にシフトさせるシフト部114を備えている。

【0063】

白色光源110は、広帯域光BBを放射する光源本体110aと、広帯域光BBの光量を調整する絞り110bとを備えている。光源本体110a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110bの開度は、光量制御部(図示省略)によって調節される。

10

【0064】

図15に示すように、回転フィルタ112は、モータ113に接続された回転軸112aを回転中心として回転する。この回転フィルタ112には、回転軸112aがある回転中心から順に、半径方向に沿って、青色の透過帯域が異なる第1フィルタ領域と第2フィルタ領域120, 121が設けられている。これら第1及び第2フィルタ領域120, 121のうちのいずれかが、モードに応じて、広帯域光BBの光路上にセットされる。第1フィルタ領域120は、通常光観察モード時に広帯域光BBの光路上にセットされ、第2フィルタ領域121は、酸素飽和度観察モード時に広帯域光BBの光路上にセットされる。各フィルタ領域120, 121の切替は、シフト部114により回転フィルタ112を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

20

【0065】

第1フィルタ領域120は、中心角が120°の扇型の領域に、それぞれBフィルタ部120a、Gフィルタ部120b、Rフィルタ部120cが設けられている。図16に示すように、Bフィルタ部120aは広帯域光BBから青色帯域(380~500nm)のB光を透過させ、Gフィルタ部120bは広帯域光BBから緑色帯域(450~630nm)のG光を透過させ、Rフィルタ部120cは広帯域光BBから赤色帯域(580~760nm)のR光を透過させる。したがって、回転フィルタ112の回転によって、回転フィルタ112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116及び光ファイバ117を通して、ライドガイド28, 29に入射する。

30

【0066】

第2フィルタ領域121は、中心角が120°の扇型の領域に、BNフィルタ部121aと、Gフィルタ部120b、Rフィルタ部120cと同様の光透過特性を持つGフィルタ部121b、Rフィルタ部121cが設けられている。図16に示すように、BNフィルタ部121aは広帯域光BBから、波長範囲450~500nmの青色狭帯域光BNを透過させる。一方、Gフィルタ部121b、Rフィルタ部121cは、Gフィルタ部120b及びRフィルタ部120cと同様に、緑色帯域(450~630nm)のG光と赤色帯域(580~760nm)のR光を透過させる。したがって、回転フィルタ112の回転によって、回転フィルタ112からBN光、G光、R光が順次出射する。これらBN光、G光、R光は、集光レンズ116及び光ファイバ117を通して、ライドガイド28, 29に入射する。

40

【0067】

以上のように、内視鏡システム100では、回転フィルタ方式を採用しているため、撮像制御が内視鏡システム10と異なる。通常光観察モードにおいては、図17Aに示すように、B、G、Rの3色の像光をカラーの撮像素子60で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(各色の像光に対応する青色信号、緑色信号、赤色信号(合計9つの信号))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。これら出力された面順次撮像信号のうち、B光に対応する青色信号、G光に対応する緑色信号、R光に対応する赤色信号に基づき、通常光画像が生成される。

50

【0068】

一方、酸素飽和度観察モードにおいては、図17Bに示すように、青色狭帯域光B_N、G光、R光の3つの光の像光をカラーの撮像素子60で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を順次出力する。こうした動作が酸素飽和度観察モードに設定されている間、繰り返される。なお、青色狭帯域光B_Nの像光を撮像したとき(1フレーム目)の青色信号、緑色信号、赤色信号をb₁、g₁、r₁とし、G光の像光を撮像したとき(2フレーム目)の青色信号、緑色信号、赤色信号をb₂、g₂、r₂とし、R光の像光を撮像したとき(3フレーム目)の青色信号、緑色信号、赤色信号をb₃、g₃、r₃とする。

【0069】

10

内視鏡システム100における酸素飽和度の算出は、上記実施形態と異なり、1フレーム目の青色信号b₁、2フレーム目の緑色信号g₂、3フレーム目の赤色信号r₃を用いて行われる。これら信号b₁、g₂、r₃は、酸素飽和度を算出する前に、青色信号b₁、赤色信号r₃を緑色信号g₂に位置合わせする位置合わせ処理が行われる。なお、青色信号b₁に含まれる波長成分(450~500nm)と、上記実施形態の青色信号B₁に含まれる波長成分(中心波長473nm)とはそれぞれ異なっているが、いずれの波長成分も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。したがって、その波長成分の違いは、酸素飽和度の算出には大きく影響を与えない。

【0070】

この位置合わせ処理では、図18に示すように、まず、1フレームと2フレーム間の第1ずれ量と、2フレームと3フレーム間の第2ずれ量を求める。第1ずれ量は、互いに信号特性や像構造が似ている緑色信号g₁、g₂間のずれ量とする。この第1ずれ量については、上記実施形態のずれ量算出方法を用いて、信号g₁、g₂間におけるX方向のずれ量F_{1x}とY方向のずれ量F_{1y}を求める。また、第2ずれ量は、互いに信号特性や像構造が似ている赤色信号r₂、r₃間のずれ量(第2ずれ量)とする。この第2ずれ量については、上記実施形態のずれ量算出方法を用いて、信号r₂、r₃間におけるX方向のずれ量F_{2x}とY方向のずれ量F_{2y}を求める。

20

【0071】

上記のように、フレーム間でのずれ量が求まると、図19に示すように、1フレームと2フレーム間のずれを打ち消す方向に、1フレーム目の青色信号b₁をずれ量F_{1x}、F_{1y}分だけ移動させる。これにより、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間でのずれが解消され、信号間で位置が合うようになる。また、図20に示すように、2フレームと3フレーム間のずれを打ち消す方向に、3フレーム目の赤色信号r₃をずれ量F_{2x}、F_{2y}分だけ移動させる。これにより、2フレーム目の緑色信号g₂と、3フレーム目の赤色信号r₃間でのずれが解消され、信号間で位置が合うようになる。

30

【0072】

これら位置合わせがされた青色信号b₁、緑色信号g₂、赤色信号r₃に基づいて、酸素飽和度の算出が行われる。各信号b₁、g₂、r₃間の位置は合っているため、正確に酸素飽和度を算出することができる。酸素飽和度の算出は、上記実施形態と同様の方法で行われる。なお、上記実施形態の信号比B₁/G₂に対応する信号比としてb₁/g₂を用い、上記実施形態の信号比R₂/G₂に対応する輝度比としてr₃/g₂を用いる。これに伴って、相関関係記憶部85には、信号比b₁/g₂及びr₃/g₂と酸素飽和度との相関関係が記憶されている。

40

【0073】

なお、本発明では、酸素飽和度の画像化を行ったが、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の画像化を行ってもよい。

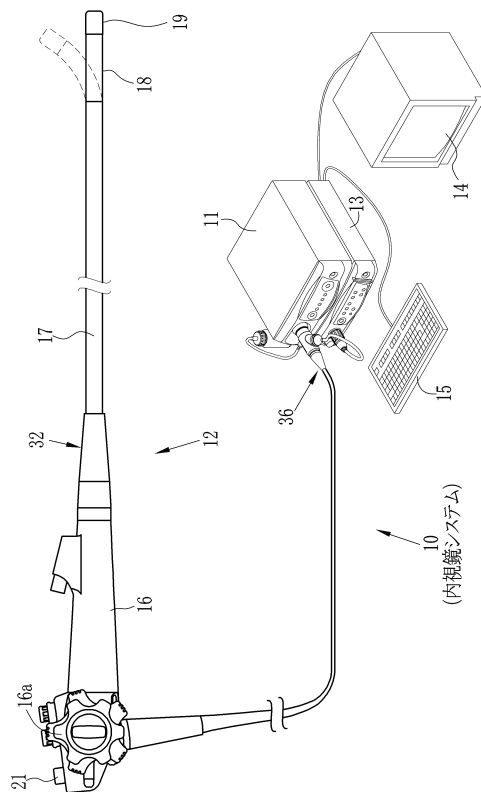
【符号の説明】

50

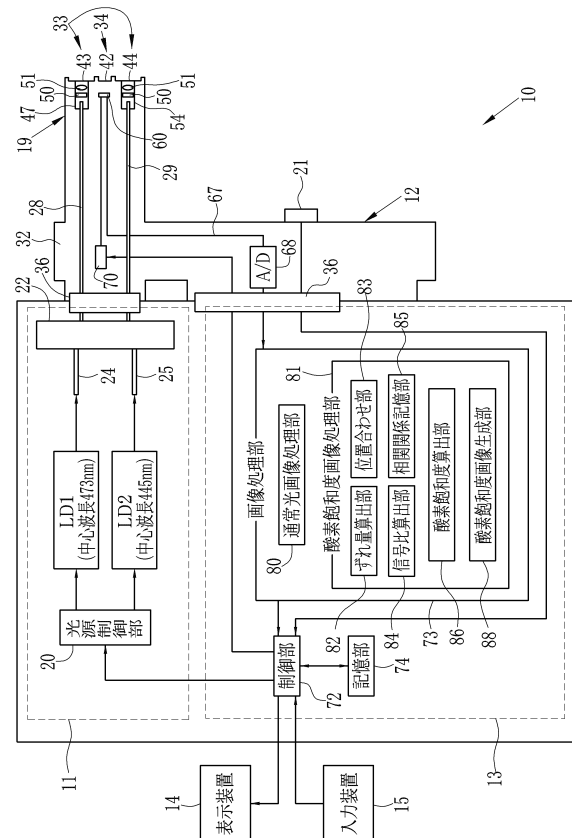
【 0 0 7 4 】

- 1 0 , 1 0 0 内視鏡システム
- 1 1 , 1 0 2 光源装置
- 1 2 内視鏡装置
- 1 3 プロセッサ装置
- 8 2 ずれ量算出部
- 8 3 位置合わせ部
- 8 6 酸素飽和度算出部
- 8 8 酸素飽和度画像生成部

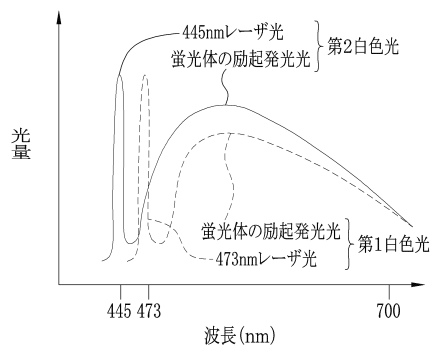
【 図 1 】



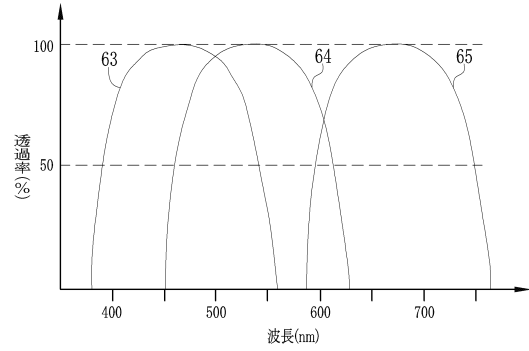
【 図 2 】



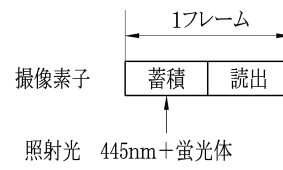
【図 3】



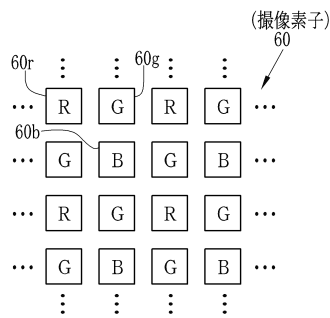
【図 4 B】



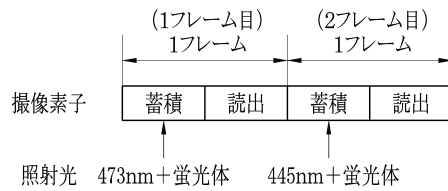
【図 5 A】



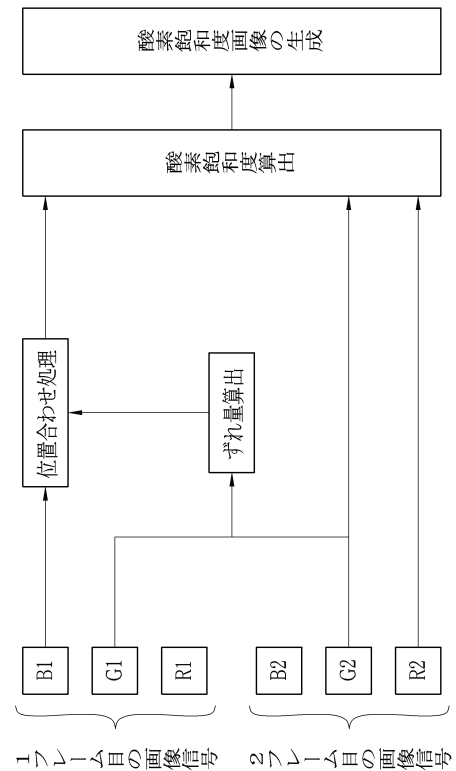
【図 4 A】



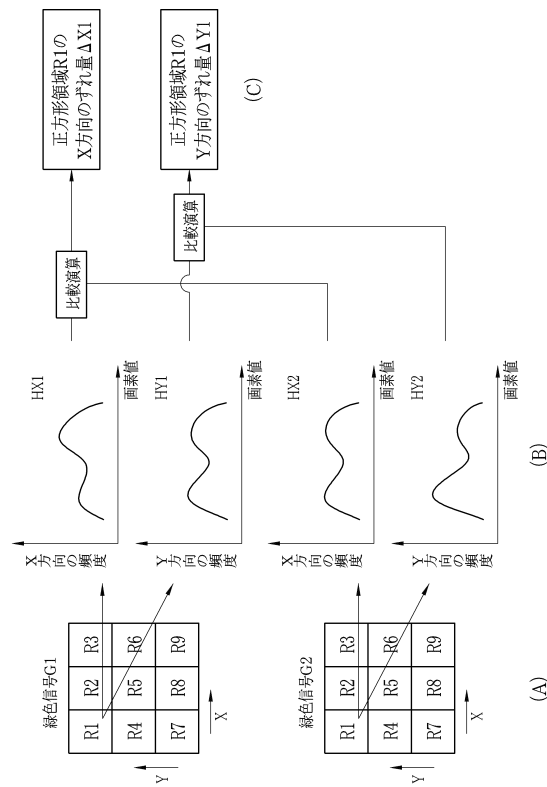
【図 5 B】



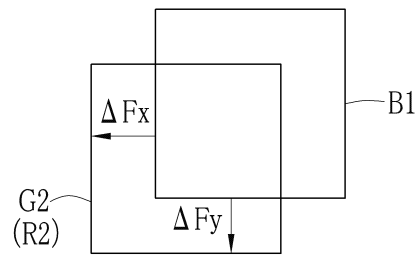
【図 6】



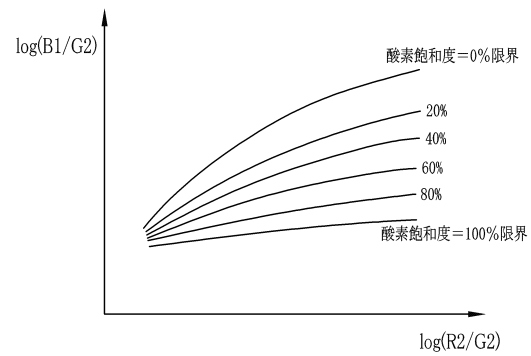
【図 7】



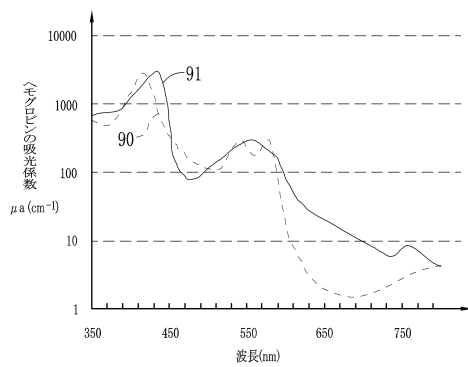
【図 8】



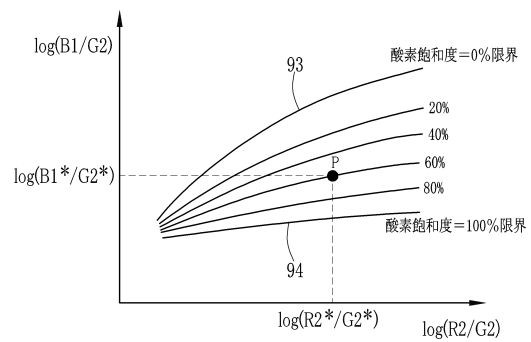
【図 9】



【図 10】



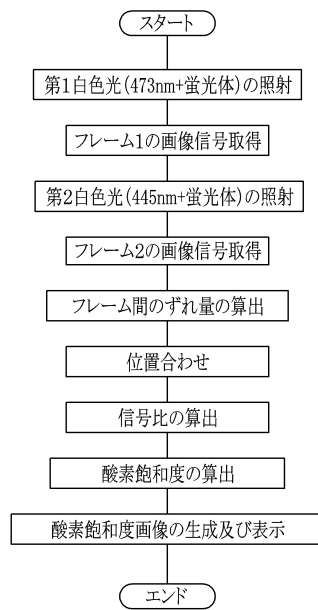
【図 12】



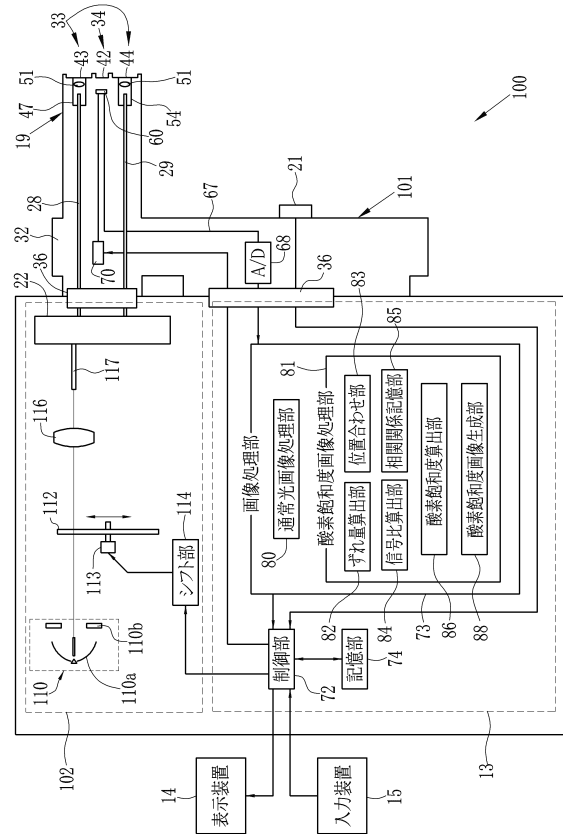
【図 11】



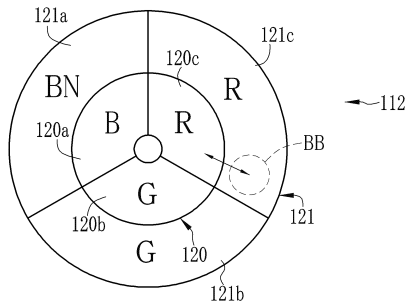
【図 13】



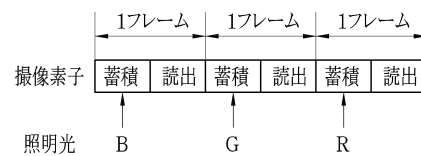
【図 14】



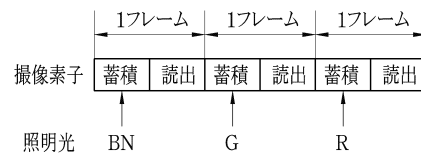
【図 15】



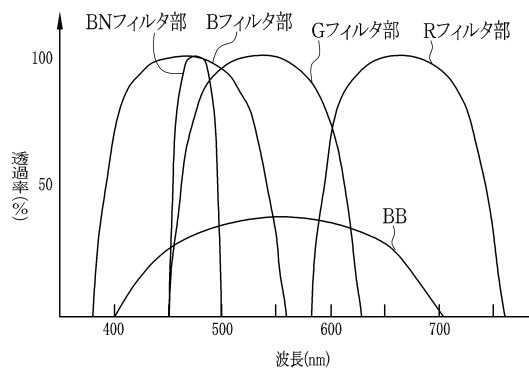
【図 17 A】



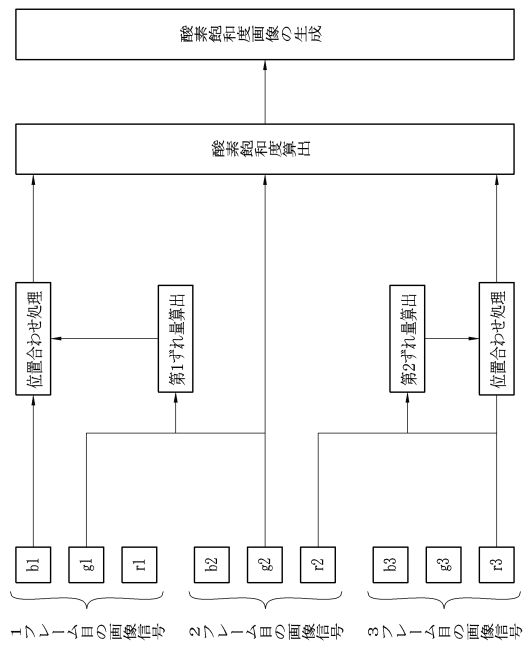
【図 17 B】



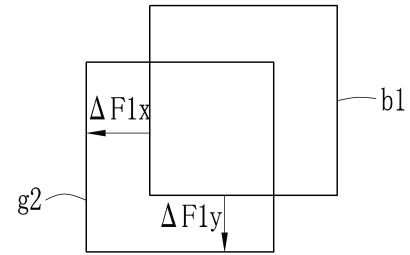
【図 16】



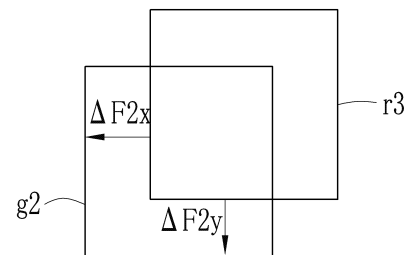
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 1 9 4 1 5 1 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 2 2 7 2 5 3 (J P , A)
特開平 0 5 - 1 0 8 8 1 9 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 2 4 2 8 3 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 1 8 1 3 5 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP5620932B2	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	JP2012029749	申请日	2012-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司 齋藤孝明 飯田孝之		
发明人	山口 博司 齋藤 孝明 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A A61B5/14.322 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.617 A61B1/045.619 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.736 A61B5/14.321 A61B5/1455 A61B5/1459 A61B5/1459.ZDM		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/SS22 4C161/WW05		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	Tamotsu岛		
其他公开文献	JP2013165776A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过分别具有中心波长为473nm和445nm的第一和第二激光束激发荧光体 (50) 产生第一和第二白光。第一和第二白光在相应的帧中顺序地施加到对象中的感兴趣区域。彩色图像传感器 (60) 对每帧中的感兴趣区域成像。基于从图像之间的第一帧和第二帧的绿色信号计算的偏移量，移动第一帧的蓝色信号的图像以与绿色信号的图像和红色信号的图像对准。第二帧。在对准之后，从第一帧的蓝色信号和第二帧的绿色和红色信号产生表示血液中血红蛋白的氧饱和度的氧饱和度图像，并显示在显示器 (14) 上。

