

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5948191号
(P5948191)

(45) 発行日 平成28年7月6日 (2016.7.6)

(24) 登録日 平成28年6月10日 (2016.6.10)

(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 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 5/14 3 2 0

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2012-195213 (P2012-195213)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月5日 (2012.9.5)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-50458 (P2014-50458A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年3月20日 (2014.3.20)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年11月27日 (2014.11.27)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	森本 美範
			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
		審査官	野田 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用プローブ装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検体に向けて第1ないし第3の色の照明光を異なる発光タイミングで照射する内視鏡装置と組み合わせて使用され、前記内視鏡装置からの前記第1ないし第3の色の照明光で照明された検体から前記第1ないし第3色の照明光に対応する第1ないし第3の色の反射光を受光する内視鏡用プローブ装置において、

前記第1の色の反射光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長帯域の光を透過させ、前記第2及び第3の色の反射光はそのまま透過させる帯域制限手段と、

前記帯域制限手段を透過した前記第1波長帯域の光と前記第2及び第3の色の反射光を受光して撮像する撮像手段と、

前記第1ないし第3の色の照明光の発光タイミングと、前記第1波長帯域の光と前記第2及び第3の色の反射光の撮像タイミングとが同じになるように、前記撮像手段を制御する撮像制御部と、

前記撮像手段により得られる画像情報に基づいて、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用プローブ装置。

【請求項2】

前記第1の色の光は青色光であり、前記第2の色の光は緑色光であり、前記第3の色の光は赤色光であることを特徴とする請求項1記載の内視鏡用プローブ装置。

10

20

【請求項 3】

前記第 1 波長帯域は 460 nm 以上 480 nm 以下であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡用プローブ装置。

【請求項 4】

検体に向けて第 1 ないし第 3 の色の照明光を異なる発光タイミングで照射する内視鏡装置と、

前記内視鏡装置と組み合わせて使用され、前記内視鏡装置からの前記第 1 ないし第 3 の色の照明光で照明された検体から前記第 1 ないし第 3 色の照明光に対応する第 1 ないし第 3 の色の反射光を受光する内視鏡用プローブ装置とを備え、

前記内視鏡用プローブ装置は、

前記第 1 の色の反射光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第 1 波長帯域の光を透過させ、前記第 2 及び第 3 の色の反射光はそのまま透過させる帯域制限手段と、

前記帯域制限手段を透過した第 1 波長帯域の光と前記第 2 及び第 3 の色の反射光を受光して撮像する撮像手段と、

前記第 1 ないし第 3 の色の照明光の発光タイミングと、前記第 1 波長帯域の光と前記第 2 及び第 3 の色の反射光の撮像タイミングとが同じになるように、前記撮像手段を制御する撮像制御部と、

前記撮像手段により得られる画像情報に基づいて、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生成する酸素飽和度画像生成手段とを有することを特徴とする内視鏡システム。

【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を画像化した酸素飽和度画像を取得する内視鏡用プローブ装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使ったガン診断が広く行われている。この内視鏡のガンの診断においては、内視鏡の挿入部を検体内に挿入し、その先端部から検体に照明光を照射した状態で、先端部の撮像素子で検体を撮像して画像を取得する。照明光として、青色から赤色にまで及ぶ広帯域光を用いた場合には、可視光の反射像が写し出された通常光画像が得られ、また、照明光として、特定波長の照明光を用いた場合には、検体上に表れる様々な生体情報が反映された特殊光画像が得られる。例えば、特許文献 1 では、通常光画像の他に、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域の光（酸素飽和度測定光）を照明光として用いることで、検体上における血中ヘモグロビンの酸素飽和度の分布を画像化した酸素飽和度画像を取得している。

【0003】

この特許文献 1 のように、通常光画像に加えて、酸素飽和度画像を取得するためには、酸素飽和度測定光を生成するための照明手段が別途必要となり、また、撮像で得られた画像から酸素飽和度画像を生成するための画像処理プログラムや処理回路が別途必要となるため、内視鏡システムの光源装置やプロセッサ装置を大幅に設計変更する必要がある。そこで、特許文献 2 に示すように、内視鏡スコープの鉗子チャンネルに挿通した測定用プローブにより、酸素飽和度測定光を照射するとともに、酸素飽和度測定光で照明された体腔内を撮像することによって酸素飽和度画像を生成する。このように、内視鏡スコープとは別体の測定用プローブを用いることで、内視鏡システムを大幅に設計変更することなく、酸素飽和度画像を取得することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許2648494号公報

【特許文献2】特開平9-248281号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献2では、測定用プローブから測定用の照明光を発する（図2）だけでなく、内視鏡スコープから測定用の照明光を発し、その反射像を撮像専用の測定用プローブで撮像することについても記載がある（図31）。このような撮像専用の測定用プローブを用いた場合には、測定用プローブ専用の光源装置を必要としないためコストを抑えることができ、また、測定用の照明光を導光するためのライトガイドも省略することができるため、測定用プローブ全体を細径化することができる。

10

【0006】

特許文献2では、撮像専用の測定用プローブを用いた場合、内視鏡スコープから発せられる照明光の発光タイミングと測定用プローブでの撮像タイミングとを同期させるために、光源装置から発光タイミング信号を発信し、その発光タイミング信号に基づいて、測定用プローブの撮像を制御している。したがって、発光タイミング信号を外部に出力するための信号出力手段（コネクタ、信号ケーブル等）を光源装置に別途設ける必要があるため、光源装置の設計変更が必要となる。

【0007】

本発明は、内視鏡システム全体の設計変更を行うことなく、簡単に、酸素飽和度画像を取得することができる内視鏡用プローブ及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、検体に向けて第1ないし第3の色の照明光を異なる発光タイミングで照射する内視鏡装置と組み合わせて使用され、内視鏡装置からの第1ないし第3の色の照明光で照明された検体から第1ないし第3色の照明光に対応する第1ないし第3の色の反射光を受光する内視鏡用プローブ装置において、第1の色の反射光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長帯域の光を透過させ、第2及び第3の色の反射光はそのまま透過させる帯域制限手段と、帯域制限手段を透過した第1波長帯域の光と前記第2及び第3の色の反射光を受光して撮像する撮像手段と、第1ないし第3の色の照明光の発光タイミングと、第1波長帯域の光と第2及び第3の色の反射光の撮像タイミングとが同じになるように、撮像手段を制御する撮像制御部と、撮像手段により得られる画像情報に基づいて、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

【0009】

第1の色の光は青色光であり、第2の色の光は緑色光であり、第3の色の光は赤色光であることが好ましい。

【0010】

40

帯域制限手段は、青色帯域から赤色帯域に及ぶ広帯域光の反射光を受光するとともに、前記広帯域の反射光のうち、第1波長帯域の光と、この第1波長帯域とは異なる第2及び第3の波長帯域の光とを透過させることが好ましい。帯域制限手段は、第1波長帯域の光、第2波長帯域の光、第3波長帯域の光を、異なるタイミングで透過させる回転フィルタであり、撮像手段は、各波長帯域の光の透過タイミングに合わせてモノクロの撮像素子で撮像することがこのましい。帯域制限手段は、第1波長帯域の光と、第2及び第3波長帯域の光とを、異なるタイミングで透過させる回転フィルタであり、撮像手段は、各波長帯域の光の透過タイミングに合わせてカラーの撮像素子で撮像することが好ましい。帯域制限手段は、第1波長帯域の光、第2波長帯域の光、第3波長帯域の光を透過させる帯域制限フィルタであり、撮像手段は、帯域制限フィルタを透過した第1ないし第3波長帯域の

50

光を、カラーの撮像素子で受光して撮像することが好ましい。

【0011】

第1波長帯域は青色帯域に含まれ、第2波長帯域は緑色帯域に含まれ、第3波長帯域は赤色帯域に含まれることが好ましい。第1波長帯域は460nm以上480nm以下であることが好ましい。

【0012】

本発明の内視鏡システムは、検体に向けて第1ないし第3の色の照明光を異なる発光タイミングで照射する内視鏡装置と、内視鏡装置と組み合わせて使用され、内視鏡装置からの第1ないし第3の色の照明光で照明された検体から第1ないし第3色の照明光に対応する第1ないし第3の色の反射光を受光する内視鏡用プローブ装置とを備え、内視鏡用プローブ装置は、第1の色の反射光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長帯域の光を透過させ、第2及び第3の色の反射光はそのまま透過させる帯域制限手段と、帯域制限手段を透過した第1波長帯域の光と第2及び第3の色の反射光を受光して撮像する撮像手段と、第1ないし第3の色の照明光の発光タイミングと、第1波長帯域の光と第2及び第3の色の反射光の撮像タイミングとが同じになるように、撮像手段を制御する撮像制御部と、撮像手段により得られる画像情報に基づいて、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生成する酸素飽和度画像生成手段とを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、検体内からの反射光のうち、第1波長帯域を含む光を帯域制限手段で切り出し、その切り出した第1波長帯域を含む光に基づいて酸素飽和度画像を作成している。そのため、内視鏡装置と内視鏡用プローブ装置の間に、コネクタ、信号ケーブル等の電気的な接続手段を設ける必要がない。したがって、内視鏡システム全体を設計変更することなく、簡単に、酸素飽和度画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】内視鏡システムの外観を表す図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図3】第1実施形態の回転フィルタを示す図である。

【図4】第1実施形態の回転フィルタにおける各フィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図5】第1実施形態におけるメイン撮像素子の動作を説明するための図である。

【図6】BPFの分光透過率を示すグラフである。

【図7A】撮像制御部の内部構成を示す図である。

【図7B】第1実施形態におけるサブ撮像素子の第2撮像制御を説明するための図である。

【図8】画像処理装置の内部構成を示す図である。

【図9】強度比 B/G 、 R/G と酸素飽和度と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の分布を表す図である。

【図11】図9の相関関係から強度比 B^*/G^* 、 R^*/G^* に対応する酸素飽和度を算出する方法を説明するための図である。

【図12】第1実施形態における別実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図13】第2実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図14】第2実施形態の回転フィルタを示す図である。

【図15】第2実施形態におけるサブ撮像素子の動作を説明するための図である。

【図16】第2実施形態における別実施形態の回転フィルタを示す図である。

【図17】図16の回転フィルタを用いた場合のサブ撮像素子の動作を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 18】図 13 とは異なる実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図 19】図 18 の内視鏡システムにおけるサブ撮像素子の動作を説明するための図である。

【図 20】測定用プローブの先端部を挟持する一対のバルーンを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、検体内を照明する光を発生する光源装置 11 と、光源装置 11 からの光を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メインプロセッサ装置 13 と、メインプロセッサ装置 13 での画像処理によって得られた内視鏡画像を表示するメイン表示装置 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。なお、内視鏡装置 12 とメインプロセッサ装置 13 との間はユニバーサルケーブル 20 で接続されており、メインプロセッサ装置 13 とメイン表示装置 14 との間はケーブル 21 で接続されている。

10

【0016】

また、内視鏡システム 10 は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するとともに、測定により得られた酸素飽和度を酸素飽和度画像として画像化する測定用プローブ装置 23 を備えている。測定用プローブ装置 23 は、内視鏡装置 12 の鉗子チャンネル 12a (図 2 参照) に挿通され、検体内からの光を受光して撮像する測定用プローブ 24 と、測定用プローブ 24 の撮像により得られた画像情報を画像処理するサブプロセッサ装置 25 と、サブプロセッサ装置 25 での画像処理により得られる酸素飽和度画像を表示するサブ表示装置 26 とを備えている。なお、測定用プローブ 24 とサブプロセッサ装置 25 の間はケーブル 27 で接続されており、サブプロセッサ装置 25 とサブ表示装置 26 の間はケーブル 28 で接続されている。

20

【0017】

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 の回転操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 18 は、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。

30

【0018】

図 2 に示すように、光源装置 11 は、白色光源 30 と、この白色光源 30 からの広帯域光 BB を青、緑、赤の 3 色の RGB 光に波長分離する回転フィルタ 31 と、回転フィルタ 31 の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 31 を回転させるモータ 32 とを備えている。白色光源 30 は、光源本体 30a と、絞り 30b とを備えている。光源本体 30a はキセノンランプで構成され、青色帯域から赤色帯域に及ぶ可視光帯域の広帯域光 BB を発光する。絞り 30b は、その開度を調整することによって、白色光源 30 から出射して回転フィルタ 31 に入射する広帯域光 BB の光量を調整する。なお、光源本体 30a は、キセノンランプの他、白色 LED などの半導体光源であってもよい。

40

【0019】

図 3 に示すように、回転フィルタ 31 は、モータ 32 に接続された回転軸 31a を回転中心として回転する。この回転フィルタ 31 には、回転軸 31a を中心として、120° 間隔で、それぞれ B フィルタ部 34a、G フィルタ部 34b、R フィルタ部 38c が設けられている。また、B フィルタ部 34a と G フィルタ部 34b との間、G フィルタ部 34b と R フィルタ部 34c との間、R フィルタ部 34c と B フィルタ部 34a との間は、広帯域光 BB を遮光する遮光部 34d となっている。

【0020】

図 4 に示すように、B フィルタ部 34a は広帯域光 BB から青色帯域 (380~500 nm) の B 光を透過させ、G フィルタ部 34b は広帯域光 BB から緑色帯域 (480~62

50

0 nm) の G 光を透過させ、R フィルタ部 3 4 c は広帯域光 B B から赤色帯域 (5 8 0 ~ 7 2 0 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 3 1 が回転することで、B 光、G 光、R 光が回転フィルタ 3 1 から順次出射する。その際、回転フィルタ 3 1 には遮光部 3 4 d が設けられているため、ある色の光の照射が終わって、次の色の光の照射が開始するまでの間には、一定の遮光期間が存在する。これら B 光、G 光、R 光は、集光レンズ 3 6 及び光ファイバ 4 1 を通して、内視鏡装置 1 2 のライドガイド 2 8, 2 9 に入射する。

【0021】

図 2 に示すように、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 4 0 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 4 1 と、内視鏡装置 1 2 と光源装置 1 1 及びメインプロセッサ装置 1 3 とを着脱自在に接続するコネクタ部 4 2 を備えている。

10

【0022】

照明部 4 0 は、撮像部 4 1 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 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 からの光を、照明レンズ 5 1 を通して被観察領域に照射する。撮像部 4 1 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、対物レンズユニット (図示省略) を通して受光する 1 つの観察窓 4 2 を備えている。

【0023】

観察窓 4 2 奥には、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、被観察領域を撮像する C C D (Charge Coupled Device) などのメイン撮像素子 6 0 が設けられている。このメイン撮像素子 6 0 は各画素に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り、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。なお、メイン撮像素子 6 0 として、I T (インターライントランスファー) 型の C C D を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) を使用してもよい。

20

【0024】

メイン撮像素子 6 0 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 6 7 を通じて A / D 変換器 6 8 に入力される。A / D 変換器 6 8 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 4 2 を介して、メインプロセッサ装置 1 3 に入力される。

30

【0025】

撮像制御部 7 0 は、メイン撮像素子 6 0 の撮像制御を行う。この撮像制御部 7 0 では、図 5 に示すように、B 光、G 光、R 光が検体内に順次照射されたときに、その検体内の反射像をメイン撮像素子 6 0 で順次撮像して電荷を蓄積する。そして、蓄積した電荷に基づいて、青色信号 B c、緑色信号 G c、赤色信号 R c を順次出力する。この一連の動作は、内視鏡システム 1 0 の電源が O N になっている限り、繰り返し行われる。

【0026】

40

図 2 に示すように、メインプロセッサ装置 1 3 は、制御部 7 1 と、画像処理部 7 2 と、記憶部 7 4 とを備えており、制御部 7 1 にはメイン表示装置 1 4 及び入力装置 1 5 が接続されている。制御部 7 1 はメインプロセッサ装置 1 3 内の各部を制御するとともに、入力装置 1 5 から入力される入力情報に基づいて、内視鏡装置 1 2 の撮像制御部 7 0 及びメイン表示装置 1 4 の動作を制御する。

【0027】

画像処理部 7 2 は、内視鏡装置 1 2 から順次送信される青色信号 B c、緑色信号 G c、赤色信号 R c に対して、ホワイトバランスなどの各種画像処理を施す。そして、各種画像処理が施された青色信号 B c、緑色信号 G c、赤色信号 R c は、それぞれメイン表示装置 1 4 の B チャンネル、G チャンネル、R チャンネルに割り当てられる。これにより、メイン表示

50

装置 14 上に、通常光画像が表示される。

【0028】

測定用プローブ 24 は、内視鏡装置 12 によって B 光、G 光、R 光で照明された検体からの反射光のうち、所定帯域の光のみを透過させる帯域制限フィルタ (Band Pass Filter) (以下「BPF」とする) 100 と、この BPF 100 を透過した光を受光して撮像するサブ撮像素子 101 とを備えている。なお、図示は省略するが、検体内からの反射光は、対物レンズユニットを通して、BPF 100 及びサブ撮像素子 101 に入射する。また、図 2 では、BPF 100 は、サブ撮像素子 101 の撮像面上に貼り付けているが、これに限らず、測定用プローブ 24 の先端受光面とサブ撮像素子 101 との間に設けてもよい。

10

【0029】

図 6 に示すように、BPF 100 は、460nm 以上の波長帯域の光を透過させる一方で、460nm を下回る波長帯域の光をカットする。したがって、BPF 100 は、内視鏡装置 12 から発せられる 3 色の B 光、G 光、R 光のうち、B 光については、460nm を下回る波長帯域の光がカットされて、460~500nm の第 1 波長帯域の光が透過する。一方、G 光、R 光については、BPF 100 でほとんどカットされることなく、そのまま透過する。したがって、BPF 100 を透過した G 光は、480~620nm の広帯域に及ぶ第 2 波長帯域を有しており、BPF 100 を透過した R 光は、580~720nm の広帯域に及ぶ第 3 波長帯域を有している。なお、以下においては、BPF 100 透過後の B 光を B_n 光と表記する一方、BPF 100 透過後の G 光、R 光については、そのまま G 光、R 光と表記する。

20

【0030】

サブ撮像素子 101 は、メイン撮像素子 60 と同様、各画素に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。このサブ撮像素子 101 は、BPF 101 を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。なお、サブ撮像素子 101 としては、メイン撮像素子 60 と同様、IT 型の CCD のほか、グローバルシャッターを有する CMOS を使用してもよい。

【0031】

図 2 に示すように、サブ撮像素子 101 から出力される撮像信号 (アナログ信号) は、プローブ用ケーブル 102 を通じて A/D 変換器 104 に入力される。A/D 変換器 104 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、サブプロセッサ装置 25 に入力される。

30

【0032】

撮像制御部 106 は、サブ撮像素子 101 の撮像制御を行う。この撮像制御部 106 には、図 7A に示すように、メモリ 106a に撮像制御プログラム 107 が予めインストールされている。この撮像制御プログラムに従って撮像制御を行うことで、B 光、G 光、R 光の発光とサブ撮像素子 101 の撮像は、ほぼ同時に行われる。これにより、撮像制御部 106 は、光源装置 11 から B 光、G 光、R 光の発光タイミングに関する情報を逐次取得することなく、サブ撮像素子 101 の撮像を制御することができる。

40

【0033】

サブ撮像素子 101 の撮像制御は、B 光、G 光、R 光の発光タイミングとサブ撮像素子 101 の撮像タイミングとを略一致させるための第 1 撮像制御と、この第 1 撮像制御の完了後、撮像制御プログラム 107 のみで、サブ撮像素子 101 の駆動制御を行う第 2 撮像制御とからなる。

【0034】

第 1 撮像制御では、以下の手順に従って行われる。B 光、G 光、R 光で照明された検体内に測定用プローブ 24 が挿入されると、サブ撮像素子 101 は、BPF 100 を通して、B_n 光、G 光、R 光のいずれかを検出する。そして、撮像制御部 106 は、サブ撮像素子 101 での検出結果及び撮像制御プログラム 107 に基づいて、B 光、G 光、R 光の発

50

光タイミングとサブ撮像素子101の撮像タイミングとが同じになるように、サブ撮像素子101の撮像を制御する。そして、両者のタイミングがほぼ一致したときに、第1撮像制御が完了する。なお、両者のタイミングが一致したか否かの判定方法としては、例えば、一定期間に撮像した画像のうち一定の明るさ以上の画像が一定数以上となった場合に、両者のタイミングがほぼ一致したと判定することが好ましい（一方、両者のタイミングが合っていない場合には、遮光期間に撮像された画像の数が多いため、一定の明るさ以上の画像の数は少ない）。

【0035】

第1撮像制御の次に行われる第2撮像制御は、撮像制御プログラム107のみに基づいて、B光、G光、R光の発光タイミングとサブ撮像素子101の撮像タイミングとがずれないように制御する。図7Bに示すように、内視鏡装置12からB光が検体に照射されると、その反射光が測定用プローブ24のBPF100を透過して、第1波長帯域の光を有するB_n光がサブ撮像素子101に入射する。そして、サブ撮像素子101が、B_n光を光電変換して電荷を蓄積するとともに、蓄積した電荷に基づいて、青色信号Bを出力する。また、内視鏡装置12からG光、R光が照射されて、G光、R光がサブ撮像素子101に入射したときについても、同様の制御が行われる。これにより、サブ撮像素子101から緑色信号G、赤色信号Rが出力される。これら出力された青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rは、サブプロセッサ装置25に順次送信される。以上の一連の動作は、測定用プローブ装置23の電源がONになっている限り、繰り返し行われる。

【0036】

図2に示すように、サブプロセッサ装置25は、制御部110と、画像処理部112と、記憶部114とを備えており、制御部110にはサブ表示装置26が接続されている。制御部110はサブプロセッサ装置25内の各部を制御するとともに、測定用プローブ24の撮像制御部106及びメイン表示装置14の動作を制御する。

【0037】

図8に示すように、画像処理部112は、測定用プローブ24から送信された青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rに基づいて、酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像処理部122を備えている。酸素飽和度画像処理部122は、強度比算出部123と、相関関係記憶部124と、酸素飽和度算出部126と、画像生成部127とを備えている。強度比算出部123は、青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rのうち、青色信号Bと緑色信号G間の信号強度の比を示す強度比B/Gと、緑色信号Gと赤色信号R間の信号強度の比を示す強度比R/Gとを求める。強度比算出部123では、同じ位置にある画素間の強度比を算出し、また、強度比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、強度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。

【0038】

相関関係記憶部124は、強度比B/G及びR/G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。なお、強度比B/G、R/Gはlogスケールで記憶されている。

【0039】

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130は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線131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B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Bに加え、主として血液量に依存して変化する赤色信号Rと、青色信号Bと赤色信号Rのリファレンス信号（規格化用信号）となる緑色信号Gから得られる強度比B/G及びR/Gを用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和

10

20

30

40

50

度を正確に求めることができる。

【0040】

また、470～700nmの波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。このため、この波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む血液情報を得ることができる。

【0041】

なお、相関関係記憶部124には、強度比 R/G と血液量との相関関係についても記憶させてもよい。この相関関係は、強度比 R/G 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。この強度比 R/G と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

10

【0042】

酸素飽和度算出部126は、相関関係記憶部124に記憶された相関関係と強度比算出部123で求めた強度比 B/G 、 R/G とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。なお、以下の説明においては、酸素飽和度の算出に使用する青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rの所定画素の輝度値を、それぞれ B^* 、 G^* 、 R^* とする。これに伴い、各画素における強度比は、 B^*/G^* 、 R^*/G^* となる。

【0043】

酸素飽和度算出部126は、図11に示すように、相関関係記憶部124に記憶した相関関係から、強度比 B^*/G^* 、 R^*/G^* 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%限界の等高線133と酸素飽和度＝100%限界の等高線134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11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。

20

【0044】

一方、対応点が等高線133と等高線134との間から外れている場合、対応点が等高線133よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が等高線134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、対応点が等高線133と等高線134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サブ表示装置26に表示しないようにしてもよい。

30

【0045】

画像生成部127は、青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rに基づいてベース画像を生成するとともに、このベース画像の色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。ベース画像を生成するに際して、狭帯域波長の B_n 光で生成された青色信号Bに対しては、明るさをアップさせる明るさ調整処理が施される。これは、青色信号Bは、広帯域波長のG光、R光で生成された緑色信号G、赤色信号Rと比較して、明るさが不足するためである。そして、明るさ調整処理後の青色信号 B' 、緑色信号G、赤色信号Rからベース画像が生成される。ベース画像は、青色信号 B' の強度値を有するB画素と、緑色信号Gの強度値を有するG画素と、赤色信号Rの強度値を有するR画素で構成される。

【0046】

40

そして、画像生成部127は、ベース画像の各画素の画素値に対して、酸素飽和度に応じたゲインを施す。例えば、酸素飽和度が60%以上の場合には、ベース画像のB画素の画素値、G画素の画素値、R画素の画素値のいずれに対しても、同じゲイン「1」が施される。これに対して、酸素飽和度が60%未満の場合は、B画素の画素値に対して「1」未満のゲインが施される一方で、G画素の画素値、R画素の画素値に対しては「1」を超えるゲインが施される。このゲイン処理後のベース画像のB画素の画素値、G画素の画素値、R画素の画素値が、表示装置14のB、G、Rチャンネルにそれぞれ割り当てられる。これにより、サブ表示装置26には酸素飽和度画像が表示される。

【0047】

この酸素飽和度画像上においては、高酸素の領域は通常画像の色で表示されるのに対し

50

て、酸素飽和度が一定値を下回る低酸素の領域では疑似カラーで表示される。なお、酸素飽和度画像では、低酸素領域だけでなく高酸素の領域（60～100%）も疑似カラーで表示してもよい。

【0048】

なお、上記第1実施形態では、測定用プローブ24の先端部に、BPF100及びサブ撮像素子101を設けたが、これに代えて、図12に示すように、サブプロセッサ装置25内にBPF100及びサブ撮像素子101を設けてもよい。この場合には、測定用プローブ24には、検体からの光を受光してサブプロセッサ装置25まで導光するライトガイド140が設けられる。ライトガイド140からの光は、集光レンズ141を通して、BPF100及びサブ撮像素子101に入射する。なお、A/D変換器104及び撮像制御部106は、測定用プローブ24の内部ではなく、サブプロセッサ装置25の内部に設けられる。

10

【0049】

図13に示すように、第2実施形態の内視鏡システム200は、第1実施形態のように、R光、G光、B光を順次検体に照射するのではなく、広帯域光BBをそのまま検体上に照射する。そのため、内視鏡システム200においては、広帯域光BBを色分離するための回転フィルタ31が設けられていない。その代わりに、内視鏡装置12内で、カラーのメイン撮像素子201によって広帯域光BBの色分離を行う。メイン撮像素子201は、回転フィルタ31のBフィルタ部34aと同様の透過特性を有するB画素と、回転フィルタ31のGフィルタ部34bと同様の透過特性を有するG画素と、回転フィルタ31のRフィルタ部34cと同様の透過特性を有するR画素から構成される。したがって、第2実施形態では、メイン撮像素子201のB画素、G画素、R画素から出力される青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcに基づいて、通常光画像がメイン表示装置14に表示される。なお、その他については、第1実施形態の光源装置11、内視鏡装置12、メインプロセッサ装置13と略同様である。

20

【0050】

一方、測定用プローブ装置23では、サブプロセッサ装置25内に設けた回転フィルタ205によって、広帯域光BBの色分離を行う。そのため、検体内で反射した広帯域光BBの反射光を、測定用プローブ24内のライトガイド140を通して、回転フィルタ205まで導光させる。回転フィルタ205で色分離された光は、集光レンズ207を通して、モノクロのサブ撮像素子208に入射する。なお、その他については、図12に示す第1実施形態の測定用プローブ装置23と略同様である。

30

【0051】

図14に示すように、回転フィルタ205には、回転軸206を中心として、120°間隔で、Bnフィルタ部205aと、Gフィルタ部205bと、Rフィルタ部205cとが設けられている。また、各フィルタ部205a～205cの間には、遮光部205dが設けられている。Bnフィルタ部205aは、広帯域光BBのうち460～500nmの第1波長帯域の光であるBn光を透過させ、Gフィルタ部205bは、広帯域光BBのうち480～620nmの第2波長帯域の光であるG光を透過させ、Rフィルタ部205cは、広帯域光BBのうち580～720nmの第3波長帯域の光であるR光を透過させる。したがって、回転フィルタ205が回転することで、Bn光、G光、R光が回転フィルタ205から順次射出する。

40

【0052】

回転フィルタ205からの光が入射するサブ撮像素子208の撮像制御は、図15に示す手順で行われる。サブ撮像素子208にBn光が入射すると、サブ撮像素子208は、Bn光を光電変換して電荷を蓄積するとともに、蓄積した電荷に基づいて、青色信号Bを出力する。また、回転フィルタ205からサブ撮像素子208にG光、R光が入射したときについても、同様の制御が行われる。これにより、サブ撮像素子208から緑色信号G、赤色信号Rが出力される。

【0053】

50

一方、図13～図15に示す測定用プローブ装置23では、3色の色分離機能を持つ回転フィルタ205で広帯域光BBの色分離を行ったが、これに代えて、図16及び図17に示すように、2色の色分離機能を持つ回転フィルタ210及びRGBのカラーフィルタが設けられたカラーのサブ撮像素子（図示省略）を用いて、広帯域光BBの色分離を行ってもよい。

【0054】

図16に示すように、回転フィルタ210は、Bnフィルタ部210aとG、Rフィルタ部210bとが、回転軸211に関して対称の位置に設けられている。また、各フィルタ部201a、bの間には、遮光部210cが設けられている。Bnフィルタ部210aは、Bnフィルタ部205aと同様、広帯域光BBのうちBn光を透過させる。もう一方のG、Rフィルタ部210bは、広帯域光BBのうち第2及び第3波長帯域の光であるG、R光（G光、R光の混色光で黄色っぽい色の光）を透過させる。したがって、回転フィルタ210が回転することで、Bn光と、G、R光とが交互に回転フィルタ210から出射する。

【0055】

回転フィルタ210からの光が入射するカラーのサブ撮像素子の撮像制御は、図17に示す手順で行われる。カラーのサブ撮像素子にBn光が入射すると、カラーのサブ撮像素子は、Bn光を光電変換して電荷を蓄積するとともに、蓄積した電荷に基づいて、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1の3色分の信号を出力する。次に、カラーのサブ撮像素子208にG、R光が入射すると、上記同様の制御が行われることにより、カラーのサブ撮像素子は、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2の3色分の信号を出力する。これら2フレーム分の画像信号のうち、青色信号B1、緑色信号G2、赤色信号R2が酸素飽和度の算出及び画像化に用いられる。なお、青色信号B1は第1実施形態の青色信号Bに、緑色信号G2は第1実施形態の緑色信号Gに、赤色信号R2は第1実施形態の赤色信号Rに、それぞれ対応している。

【0056】

以上のように、図14に示す回転フィルタ205を用いた場合には、1フレームの酸素飽和度画像を生成するために3フレーム分の画像信号を取得する必要があるのに対して、図16及び図17に示すような回転フィルタ210及びカラーのサブ撮像素子（図示省略）を用いた場合には、1フレーム少ない2フレーム分の画像信号で酸素飽和度画像を生成することができる。そのため、時間分解能を優先するとともに、解像度もある程度確保しておきたい場合には、この方法で酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

【0057】

図13～図15と図16及び図17に示す測定用プローブ装置23では、回転フィルタ205、210などで広帯域光BBの色分離を行ったが、これに代えて、図18に示すように、第1実施形態で示したBPF100及びRGBのカラーフィルタが設けられたカラーのサブ撮像素子251を用いて、広帯域光BBの色分離を行ってもよい。この場合には、図19に示すように、検体で反射した広帯域光BBがBPF100を透過することにより、第1～第3波長帯域を持つBn、G、R光が同時にサブ撮像素子251に入射する。このBn、G、R光の入射により、サブ撮像素子251は、Bn、G、R光を光電変換して電荷を蓄積するとともに、蓄積した電荷に基づいて、青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rの3色分の信号を出力する。この1フレーム分の青色信号B、緑色信号G、赤色信号R2が酸素飽和度の算出及び画像化に用いられる。

【0058】

以上のように、図14や図16に示す回転フィルタ205、210などを用いた場合には、1フレームの酸素飽和度画像を生成するために複数フレーム分の画像信号が必要となるのに対して、図18に示すBPF100及びカラーのサブ撮像素子251を用いた場合には、1フレームだけで酸素飽和度画像を生成することができる。そのため、解像度よりも時間分解能を優先する場合には、この方法で酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

10

20

30

40

50

【0059】

なお、図18では、測定用プローブ24の先端部にBPF100及びサブ撮像素子251を設けたが、これに代えて、サブプロセッサ装置25内にBPF100及びサブ撮像素子251を設けてもよい（図12参照）。この場合には、図12と同様、検体からの広帯域光BBをサブプロセッサ装置25まで導光するライドガイド140を測定用プローブ24内に設ける必要がある。

【0060】

なお、上記第1及び第2実施形態では、図20に示すように、内視鏡装置12の鉗子チャンネル12aの先端部に、測定用プローブ24の位置を調整するための一對のバルーン300を設けてもよい。この一對のバルーン300は、測定用プローブ24の先端部を挟み込むことによって、測定用プローブ24の先端部の位置を固定する。そして、バルーン300を膨らませたり、縮ませたりすることによって、測定用プローブ24の位置を微調整することができる。なお、このバルーンを用いる場合には、スネアなどの処置具を挿通するための鉗子チャンネルとは別系統の鉗子チャンネルに対して、一對のバルーン300を設けることが好ましい。

10

【0061】

なお、上記第1及び第2実施形態では、血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×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用いてもよい。

20

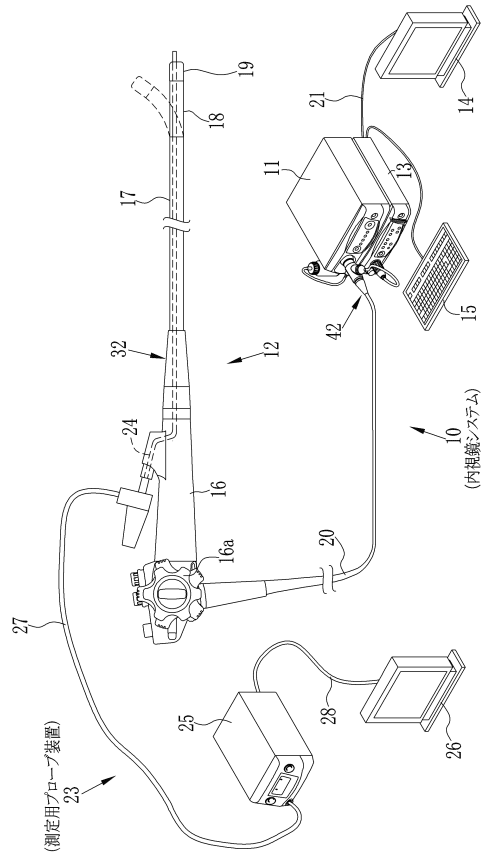
【符号の説明】

【0062】

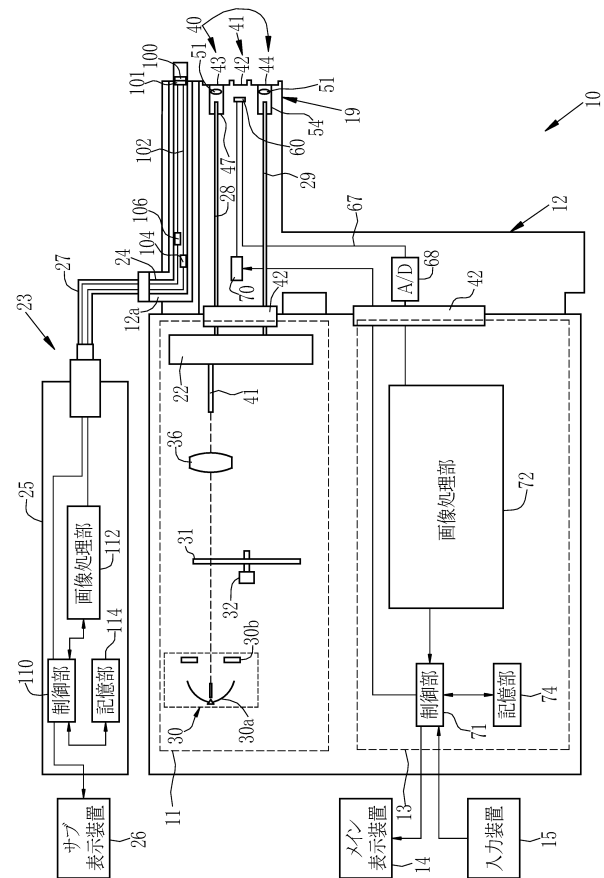
- 10, 200 内視鏡システム
- 11 光源装置
- 23 測定用プローブ装置
- 24 測定用プローブ
- 31, 205, 210 回転フィルタ
- 100 BPF
- 101, 208, 251 サブ撮像素子
- 106 撮像制御部
- 107 撮像制御プログラム
- 122 酸素飽和度画像処理部

30

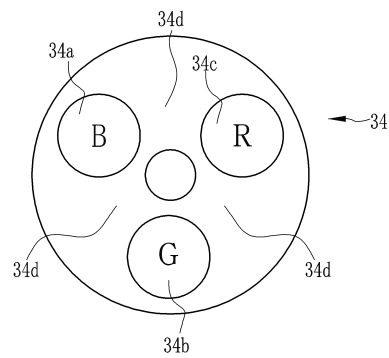
【図 1】



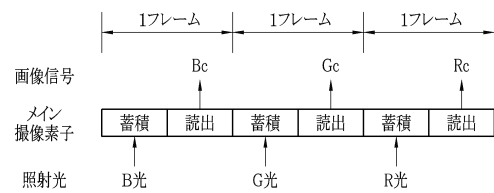
【図 2】



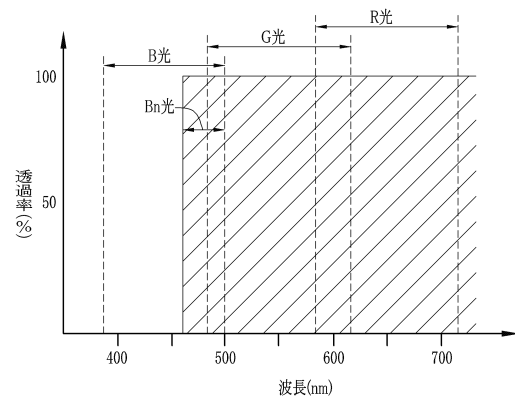
【図 3】



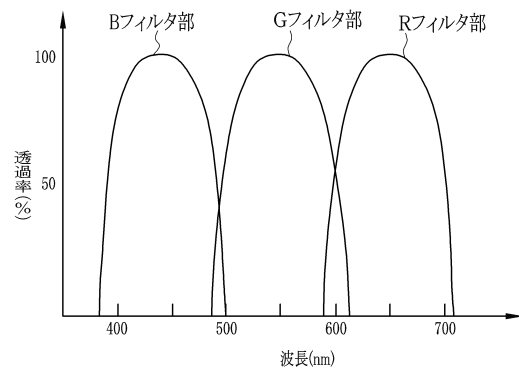
【図 5】



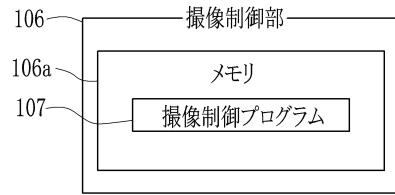
【図 6】



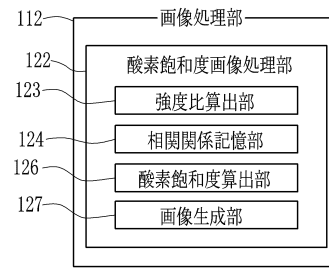
【図 4】



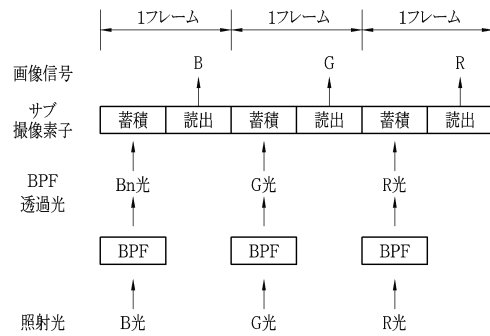
【図 7 A】



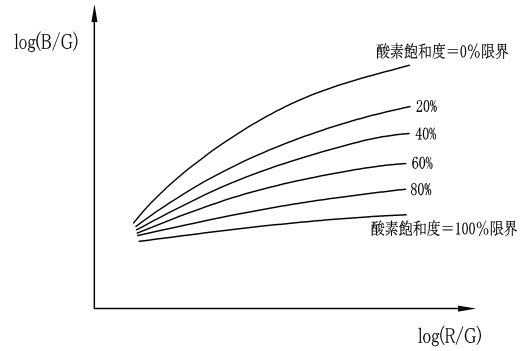
【図 8】



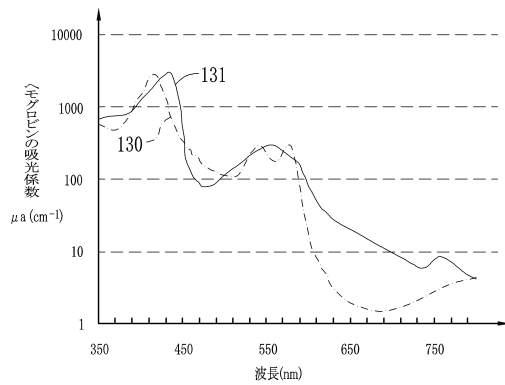
【図 7 B】



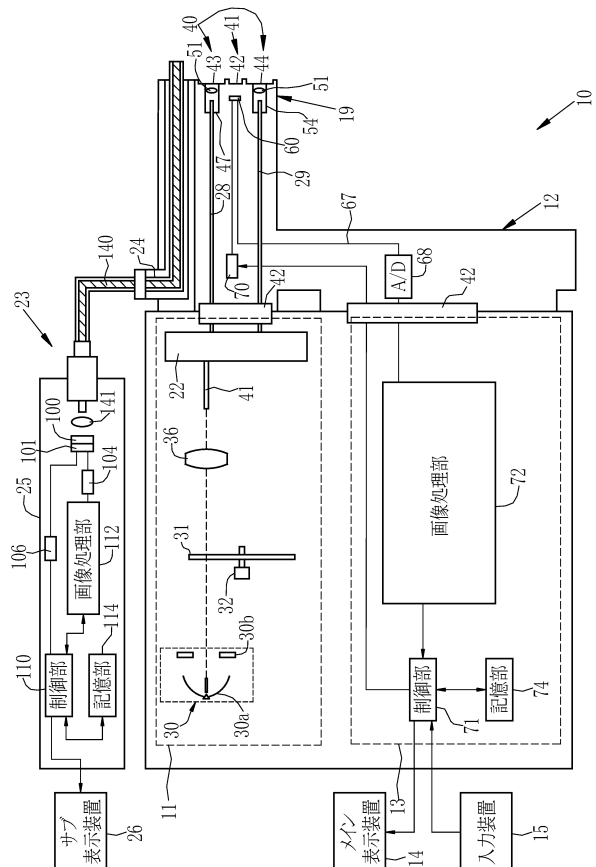
【図 9】



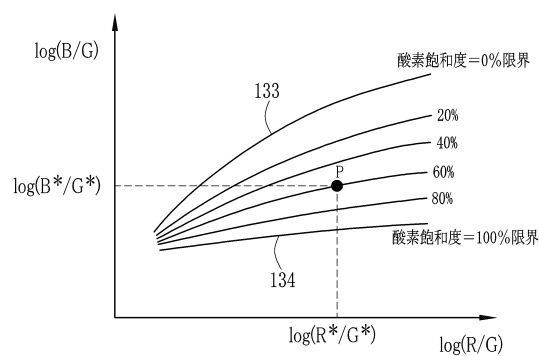
【図 10】



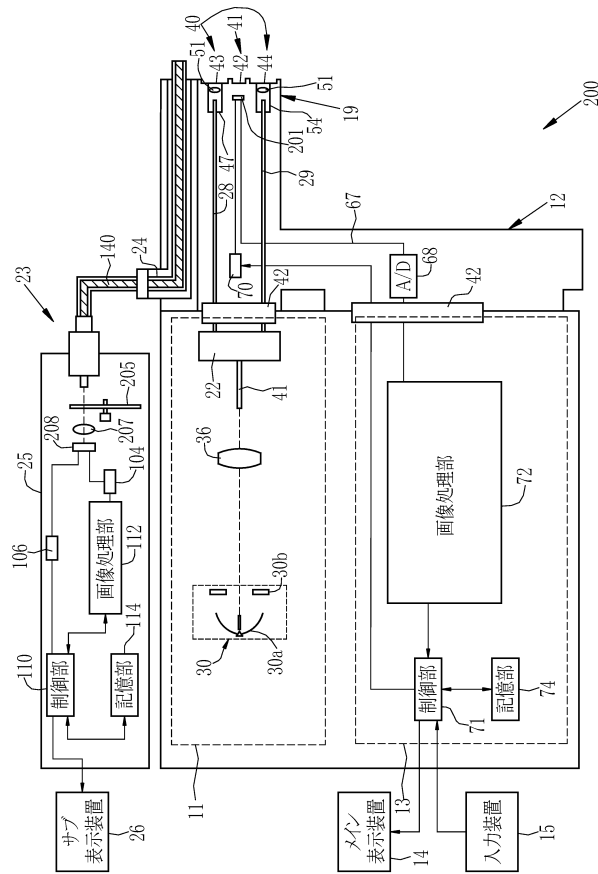
【図 12】



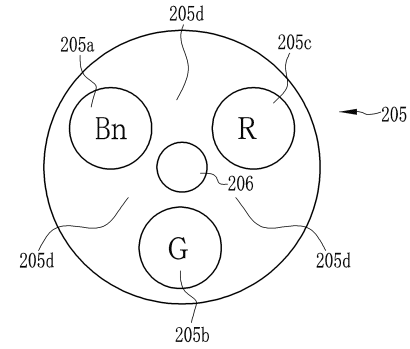
【図 11】



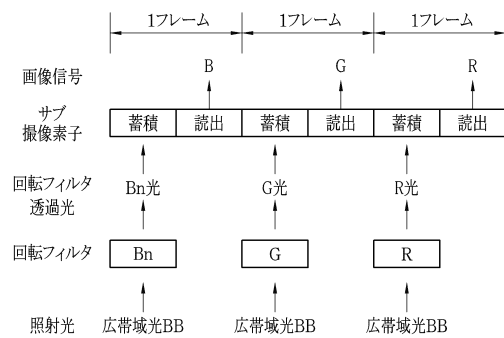
【図 1 3】



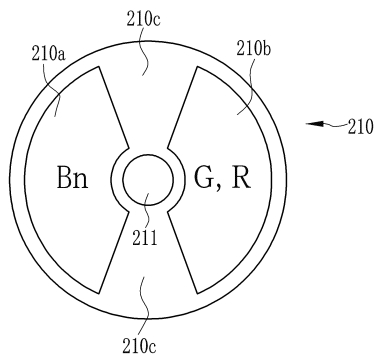
【図 14】



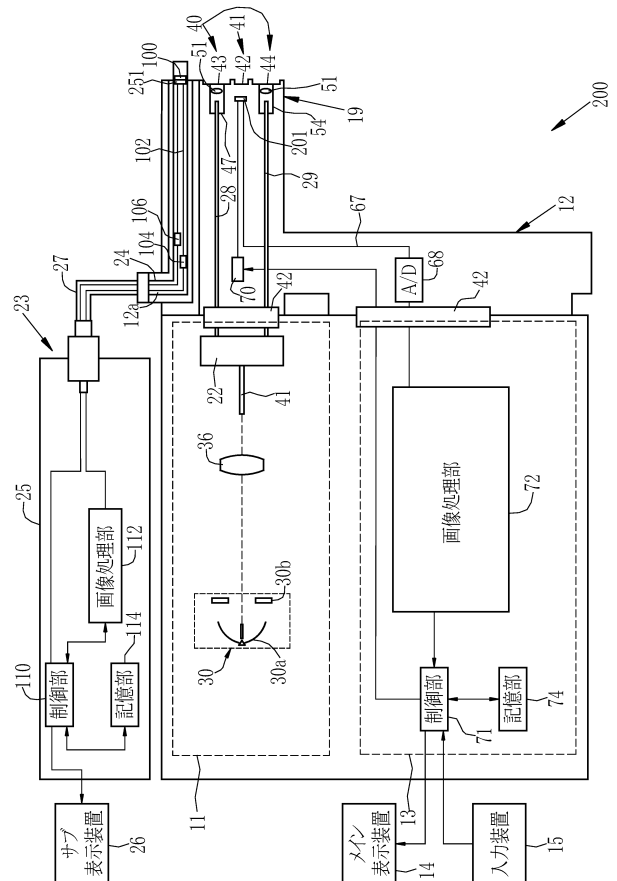
【図 15】



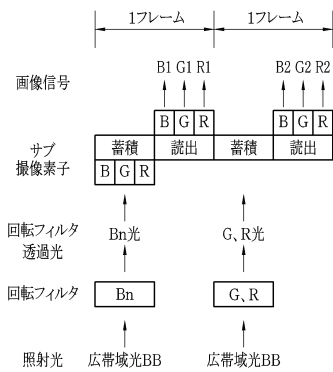
【図 16】



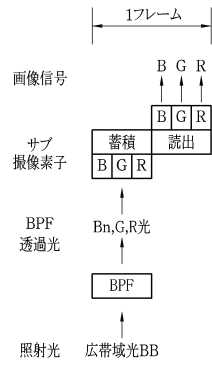
【図 18】



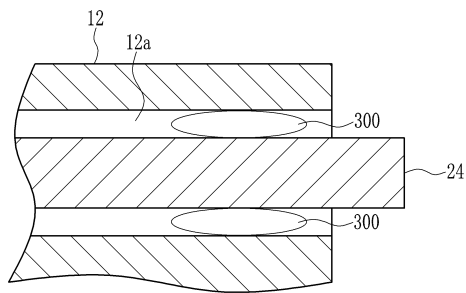
【図 17】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-216080 (JP, A)
特開2011-200531 (JP, A)
特開平01-308528 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内窥镜探头装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5948191B2	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	JP2012195213	申请日	2012-09-05
[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	森本美範		
发明人	森本 美範		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.B A61B1/04.370 A61B5/14.320 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	野田洋平		
其他公开文献	JP2014050458A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：在不改变整个内窥镜系统设计的情况下，轻松获取氧饱和度图像。解决方案：内窥镜装置12顺序地向样本发射B光，G光和R光，并使用测量探针24接收从样本反射的光。关于由测量探针24接收的光中的B光，其带被BPF 100限制到第一波长带，其中氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸收系数不同，而另一个G光和R光穿透为他们没有使用BPF 100限制他们的乐队。通过使用副成像元件101顺序地对通过将B光的频带限制为第一波长带，G光和所获得的Bn光成像，获得三种颜色的蓝色信号B，绿色信号G和红色信号R. R光。基于三个彩色图像信号生成通过对血流血红蛋白的氧饱和度进行成像而获得的氧饱和度图像。

(21) 出願番号	特願2012-195213 (P2012-195213)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月5日 (2012. 9. 5)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-50458 (P2014-50458A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年3月20日 (2014. 3. 20)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年11月27日 (2014. 11. 27)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	森本 美範
			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
		審査官	野田 洋平

最終頁に続く