

(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2014-50458
(P2014-50458A)

(43) 公開日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-195213 (P2012-195213)	(71) 出願人	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
			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	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
		Fターム(参考)	4C038 KK01 KL07 KX01
			4C161 BB02 CC06 DD03 FF40 HH51
			LL02 LL08 MM03 NN01 NN05
			QQ02 RR04 RR14 RR18 RR26
			SS21 WW15

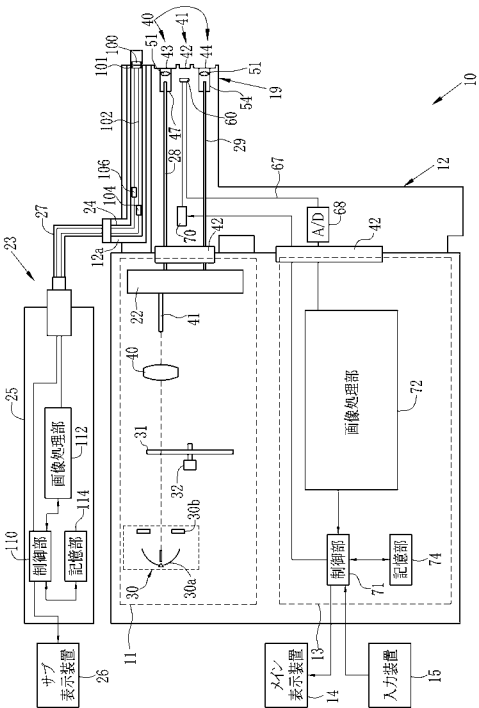
(54) 【発明の名称】 内視鏡用プローブ装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】内視鏡装置12は、B光、G光、R光を順次検体に照射し、その検体からの反射光を測定用プローブ24で受光する。測定用プローブ24で受光した光のうち、B光は、BPF100により、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とが異なる第1波長帯域に帯域制限され、その他のG光、R光は、BPF100で帯域制限されずにそのまま透過する。B光を第1波長帯域に制限したBn光、G光、R光を、サブ撮像素子101で順次撮像することにより3色分の青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rを得る。これら3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画像化した酸素飽和度画像を生成する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体に向けて照明光を照射する内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡用プローブ装置において、

前記検体からの反射光のうち、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 波長帯域を含む光を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光を受光して撮像する撮像手段と、

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。

10

【請求項 2】

前記帯域制限手段は、第 1 ないし第 3 の色の反射光を、それぞれ異なるタイミングで受光するとともに、前記第 1 の色の反射光のうち前記第 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、

前記撮像手段は、各色の反射光の受光タイミングに合わせて撮像す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。

【請求項 3】

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 2 記載の内視鏡用プローブ装置。

20

【請求項 4】

前記帯域制限手段は、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、前記広帯域光の反射光のうち、前記第 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を特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用プローブ装置。

【請求項 5】

前記帯域制限手段は、前記第 1 波長帯域の光、前記第 2 波長帯域の光、前記第 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、

前記撮像手段は、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を特徴とする請求項 4 記載の内視鏡用プローブ装置。

30

【請求項 6】

前記帯域制限手段は、前記第 1 波長帯域の光と、前記第 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、

前記撮像手段は、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を特徴とする請求項 4 記載の内視鏡用プローブ装置。

【請求項 7】

前記帯域制限手段は、前記第 1 波長帯域の光、前記第 2 波長帯域の光、前記第 3 波長帯域の光を透過させる帯域制限フィルタであり、

前記撮像手段は、前記帯域制限フィルタを透過した第 1 ないし第 3 波長帯域の光を、カラーの撮像素子で受光して撮像することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡用プローブ装置。

40

【請求項 8】

前記第 1 波長帯域は青色帯域に含まれ、前記第 2 波長帯域は緑色帯域に含まれ、前記第 3 波長帯域は赤色帯域に含まれることを特徴とする請求項 4 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡用プローブ装置。

【請求項 9】

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 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡用プローブ装置。

【請求項 10】

内視鏡の照明光で照明された検体からの反射光のうち、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 波長帯域を含む光を透過させる帯域制限手段、

50

前記帯域制限手段を透過した光を受光して撮像する撮像手段、及び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を有する内視鏡用プローブ装置を備え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】

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

、光源装置の設計変更が必要となる。

【 0 0 0 7 】

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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明は、検体に向けて照明光を照射する内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡用プローブ装置において、検体からの反射光のうち、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波長帯域を含む光を透過させる帯域制限手段と、帯域制限手段を透過した光を受光して撮像する撮像手段と、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。

10

【 0 0 0 9 】

帯域制限手段は、第1ないし第3の色の反射光を、それぞれ異なるタイミングで受光するとともに、第1の色の反射光のうち第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、撮像手段は、各色の反射光の受光タイミングに合わせて撮像することが好ましい。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。

【 0 0 1 0 】

20

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好ましい。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。

30

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡の照明光で照明された検体からの反射光のうち、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波長帯域を含む光を透過させる帯域制限手段、帯域制限手段を透過した光を受光して撮像する撮像手段、及び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を有する内視鏡用プローブ装置を備えることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

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氣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】

50

【 0 0 1 4 】

【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 7 A】撮像制御部の内部構成を示す図である。

【図 7 B】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 10

。【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。 20

【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。

【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】

【 0 0 1 5 】

30

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。

【 0 0 1 6 】

40

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。

【 0 0 1 7 】

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 50

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。

【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。

【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 ~ 620 nm) の G 光を透過させ、R フィルタ部 34c は広帯域光 BB から赤色帯域 (580 ~ 720 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 31 が回転することで、B 光、G 光、R 光が回転フィルタ 31 から順次出射する。その際、回転フィルタ 31 には遮光部 34d 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始まるまでの間には、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 40 及び光ファイバ 41 を通して、内視鏡装置 12 のライドガイド 28, 29 に入射する。

【0021】

図 2 に示すように、内視鏡装置 12 は電子内視鏡から構成され、ライトガイド 28, 29 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 40 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 41 と、内視鏡装置 12 と光源装置 11 及びメインプロセッサ装置 13 とを着脱自在に接続するコネクタ部 42 を備えている。

【0022】

照明部 40 は、撮像部 41 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 43, 44 を備えており、各照明窓 43, 44 の奥には、それぞれ投光ユニット 47, 54 が収納されている。各投光ユニット 47, 54 は、ライトガイド 28, 29 からの光を、照明レンズ 51 を通して被観察領域に照射する。撮像部 41 は、スコープ先端部 19 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 42 を備えている。

【0023】

観察窓 42 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 CCD (Charge Coupled Device) などのメイン撮像素子 60 が設けられている。このメイン撮像素子 60 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 60 として、IT (インターライントランスファー) 型の CCD を使用するが、そのほか、グロー

10

20

30

40

50

バルシャッターを有するＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）を使用してもよい。

【００２４】

メイン撮像素子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４２を介して、メインプロセッサ装置１３に入力される。

【００２５】

撮像制御部７０は、メイン撮像素子６０の撮像制御を行う。この撮像制御部７０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６０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Ｂｃ、緑色信号Ｇｃ、赤色信号Ｒｃを順次出力する。この一連の動作は、内視鏡システム１０の電源がＯＮになっている限り、繰り返し行われる。

【００２６】

図２に示すように、メインプロセッサ装置１３は、制御部７１と、画像処理部７２と、記憶部７４とを備えており、制御部７２にはメイン表示装置１４及び入力装置１５が接続されている。制御部７２はメインプロセッサ装置１３内の各部を制御するとともに、入力装置１５から入力される入力情報に基づいて、内視鏡装置１２の撮像制御部７０及びメイン表示装置１４の動作を制御する。

【００２７】

画像処理部７２は、内視鏡装置１２から順次送信される青色信号Ｂｃ、緑色信号Ｇｃ、赤色信号Ｒｃ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Ｂｃ、緑色信号Ｇｃ、赤色信号Ｒｃは、それぞれメイン表示装置１４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ＢＰＦ１００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、ＢＰＦ１００及びサブ撮像素子１０１に入射する。また、図２では、ＢＰＦ１００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。

【００２９】

図６に示すように、ＢＰＦ１００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、ＢＰＦ１００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、ＢＰＦ１００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、ＢＰＦ１００を透過したＧ光は、４８０～６２０nmの広帯域に及び第２波長帯域を有しており、ＢＰＦ１００を透過したＲ光は、５８０～７２０nmの広帯域に及び第３波長帯域を有している。なお、以下においては、ＢＰＦ１００透過後のＢ光をＢ_n光と表記する一方、ＢＰＦ１００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。

【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、ＢＰＦ１０１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６

10

20

30

40

50

0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。

【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。

【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、BPF100を通して、Bn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Bn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、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、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25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25から送信された青色信号

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

線 1 3 3 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 1 3 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、対応点が等高線 1 3 3 と等高線 1 3 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サブ表示装置 2 6 に表示しないようにしてもよい。

【 0 0 4 5 】

画像生成部 1 2 7 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

10

【 0 0 4 6 】

そして、画像生成部 1 2 7 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 6 0 % 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 6 0 % 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 1 5 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 2 6 には酸素飽和度画像が表示される。

20

【 0 0 4 7 】

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 (6 0 ~ 1 0 0 %) も疑似カラーで表示してもよい。

【 0 0 4 8 】

なお、上記第 1 実施形態では、測定用プローブ 2 4 の先端部に、B P F 1 0 0 及びサブ撮像素子 1 0 1 を設けたが、これに代えて、図 1 2 に示すように、サブプロセッサ装置 2 5 内に B P F 1 0 0 及びサブ撮像素子 1 0 1 を設けてもよい。この場合には、測定用プローブ 2 4 には、検体からの光を受光してサブプロセッサ装置 2 5 まで導光するライトガイド 1 4 0 が設けられる。ライトガイド 1 4 0 からの光は、集光レンズ 1 4 1 を通して、B P F 1 0 0 及びサブ撮像素子 1 0 1 に入射する。なお、A / D 変換器 1 0 4 及び撮像制御部 1 0 6 は、測定用プローブ 2 4 の内部ではなく、サブプロセッサ装置 2 5 の内部に設けられる。

30

【 0 0 4 9 】

図 1 3 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 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 B B をそのまま検体上に照射する。そのため、内視鏡システム 2 0 0 においては、広帯域光 B B を色分離するための回転フィルタ 3 1 が設けられていない。その代わりに、内視鏡装置 1 2 内で、カラーのメイン撮像素子 2 0 1 によって広帯域光 B B の色分離を行う。メイン撮像素子 2 0 1 は、回転フィルタ 3 1 の B フィルタ部 3 4 a と同様の透過特性を有する B 画素と、回転フィルタ 3 1 の G フィルタ部 3 4 b と同様の透過特性を有する G 画素と、回転フィルタ 3 1 の R フィルタ部 3 4 c 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 2 0 1 の B 画素、G 画素、R 画素から出力される青色信号 B c、緑色信号 G c、赤色信号 R c に基づいて、通常光画像がメイン表示装置 1 4 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 1 1、内視鏡装置 1 2、メインプロセッサ装置 1 3 と略同様である。

40

【 0 0 5 0 】

50

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。

【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 ~ 500 nm 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 ~ 620 nm 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 ~ 720 nm 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 から順次出射する。

【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】

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 210a、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 1 4 に示す回転フィルタ 2 0 5 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 1 6 及び図 1 7 に示すような回転フィルタ 2 1 0 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。

【 0 0 5 7 】

図 1 3 ~ 図 1 5 と図 1 6 及び図 1 7 に示す測定用プローブ装置 2 3 では、回転フィルタ 2 0 5、2 1 0 など広帯域光 B B の色分離を行ったが、これに代えて、図 1 8 に示すように、第 1 実施形態で示した B P F 1 0 0 及び R G B のカラーフィルタが設けられたカラーのサブ撮像素子 2 5 1 を用いて、広帯域光 B B の色分離を行ってもよい。この場合には、図 1 9 に示すように、検体で反射した広帯域光 B B が B P F 1 0 0 を透過することにより、第 1 ~ 第 3 波長帯域を持つ B n、G、R 光が同時にサブ撮像素子 2 5 1 に入射する。この B n、G、R 光の入射により、サブ撮像素子 2 5 1 は、B n、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 R 2 が酸素飽和度の算出及び画像化に用いられる。

【 0 0 5 8 】

以上のように、図 1 4 や図 1 6 に示す回転フィルタ 2 0 5、2 1 0 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 1 8 に示す B P F 1 0 0 及びカラーのサブ撮像素子 2 5 1 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。

【 0 0 5 9 】

なお、図 1 8 では、測定用プローブ 2 4 の先端部に B P F 1 0 0 及びサブ撮像素子 2 5 1 を設けたが、これに代えて、サブプロセッサ装置 2 5 内に B P F 1 0 0 及びサブ撮像素子 2 5 1 を設けてもよい（図 1 2 参照）。この場合には、図 1 2 と同様、検体からの広帯域光 B B をサブプロセッサ装置 2 5 まで導光するライドガイド 1 4 0 を測定用プローブ 2 4 内に設ける必要がある。

【 0 0 6 0 】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、図 2 0 に示すように、内視鏡装置 1 2 の鉗子チャンネル 1 2 a の先端部に、測定用プローブ 2 4 の位置を調整するための一対のバルーン 3 0 0 を設けてもよい。この一対のバルーン 3 0 0 は、測定用プローブ 2 4 の先端部を挟み込むことによって、測定用プローブ 2 4 の先端部の位置を固定する。そして、バルーン 3 0 0 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 2 4 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、一対のバルーン 3 0 0 を設けることが好ましい。

【 0 0 6 1 】

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。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 2 】

- 1 0 , 2 0 0 内視鏡システム
- 1 1 光源装置
- 2 3 測定用プローブ装置

10

20

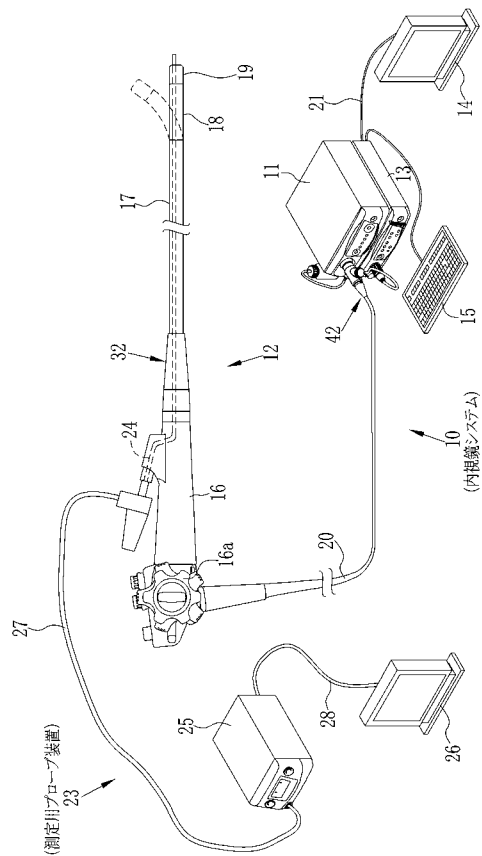
30

40

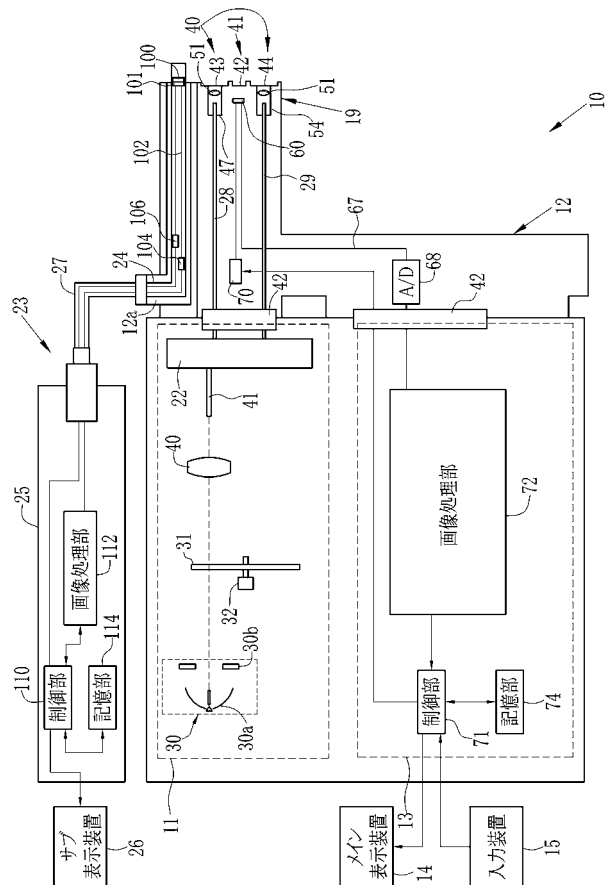
50

- 2 4 測定用プローブ
 3 1 , 2 0 5 , 2 1 0 回転フィルタ
 1 0 0 B P F
 1 0 1 , 2 0 8 , 2 5 1 サブ撮像素子
 1 0 6 撮像制御部
 1 0 7 撮像制御プログラム
 1 2 2 酸素飽和度画像処理部

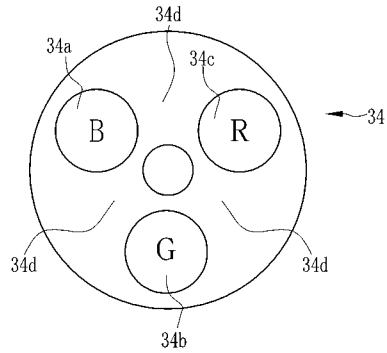
【 図 1 】



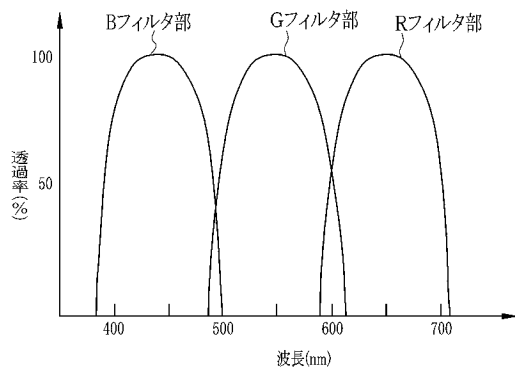
【 図 2 】



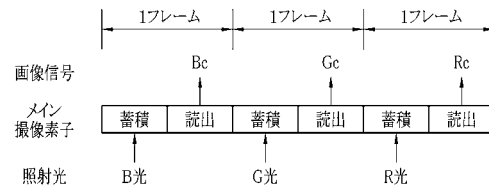
【図 3】



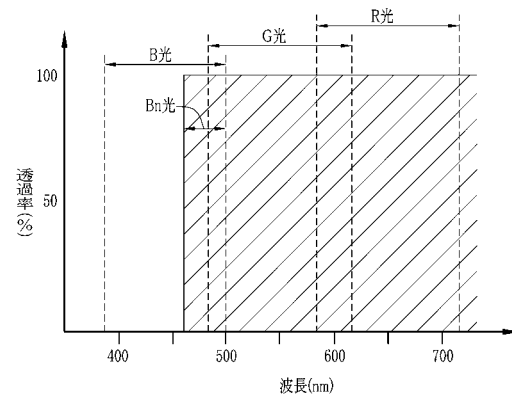
【図 4】



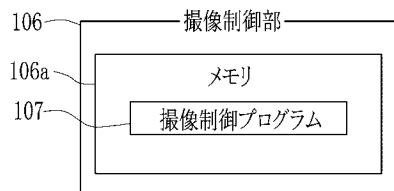
【図 5】



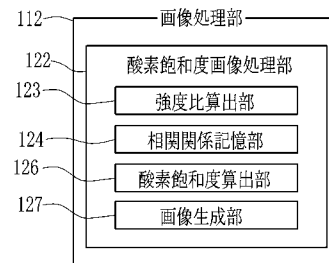
【図 6】



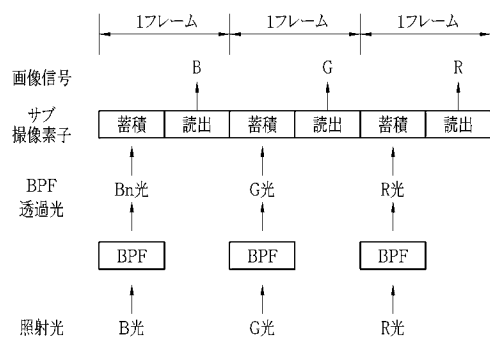
【図 7 A】



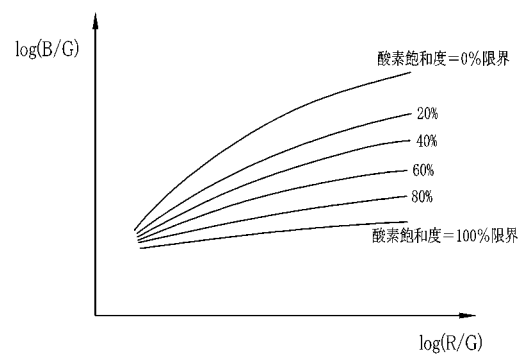
【図 8】



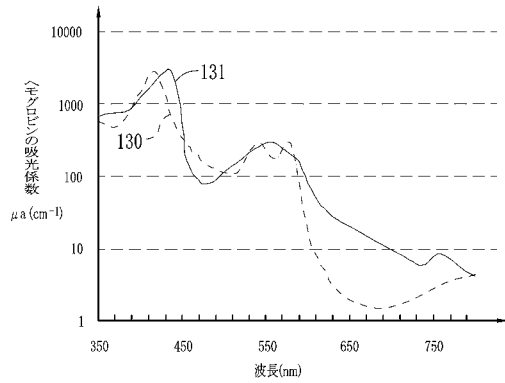
【図 7 B】



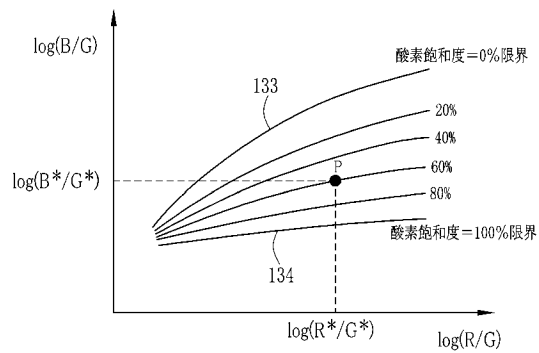
【図 9】



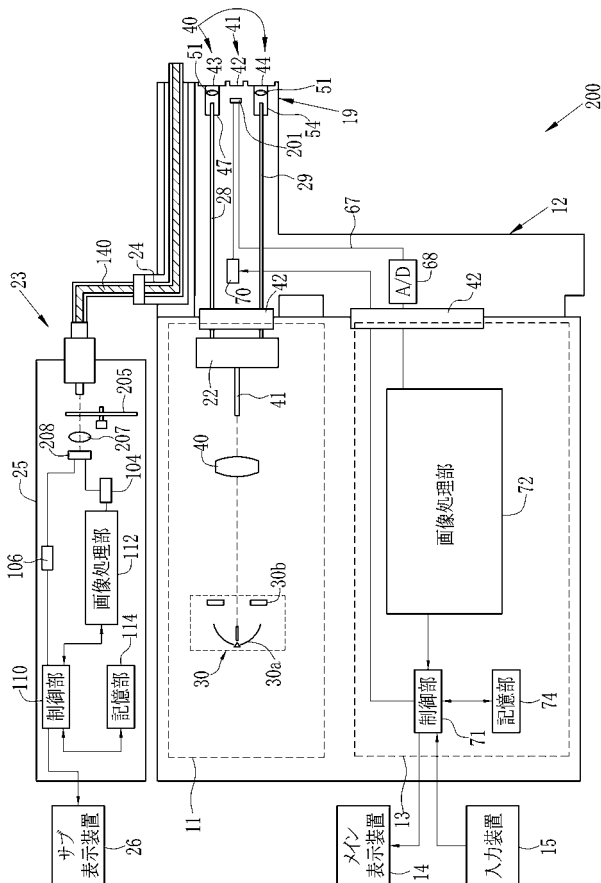
【図 10】



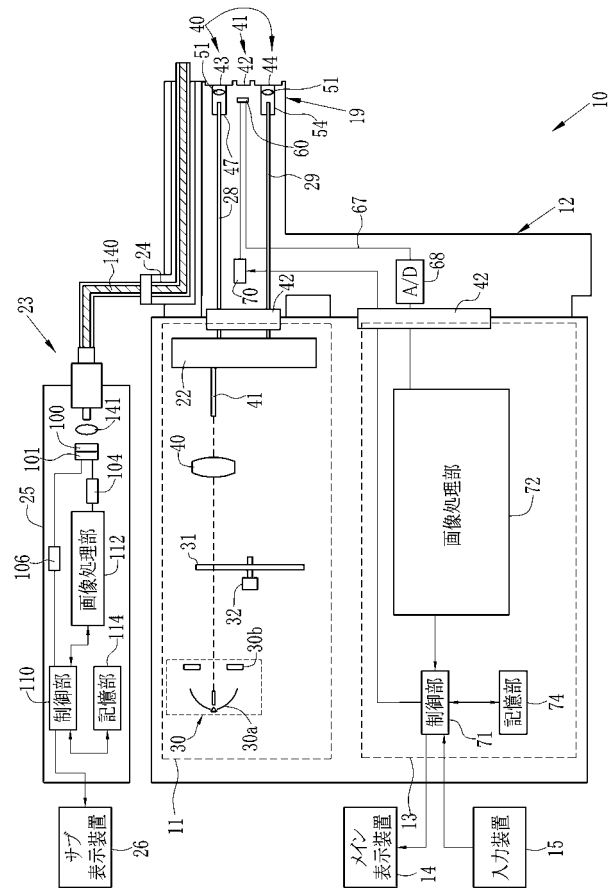
【図 11】



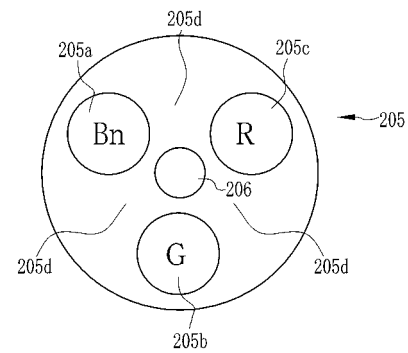
【図 13】



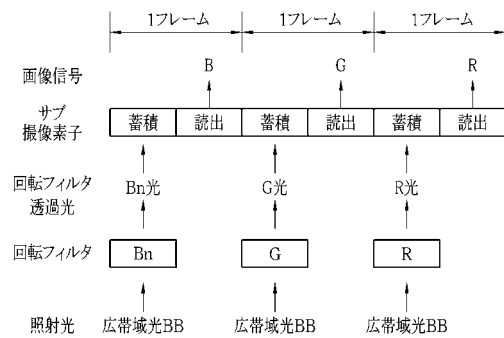
【図 12】



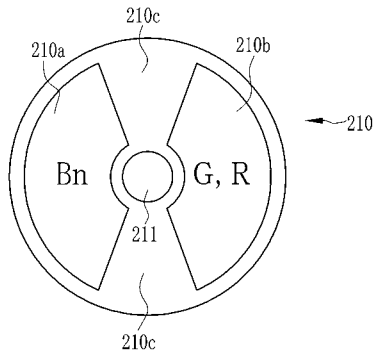
【図 14】



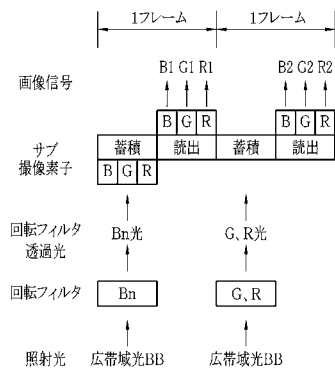
【図 15】



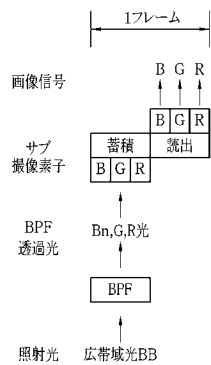
【 図 1 6 】



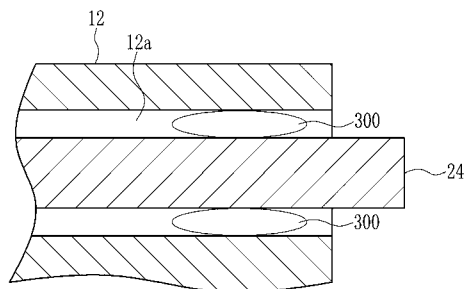
【 図 1 7 】



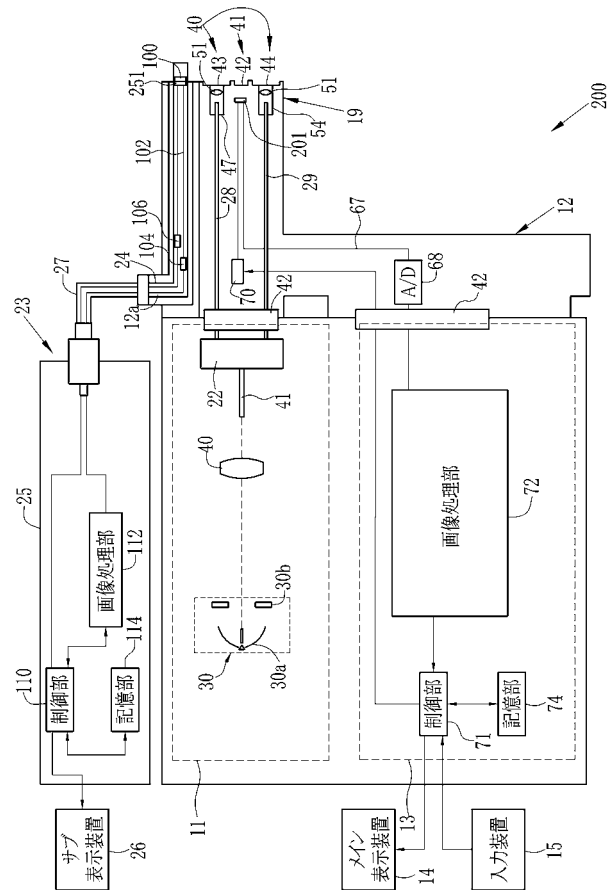
【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 1 8 】



专利名称(译)	内窥镜探头装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014050458A	公开(公告)日	2014-03-20
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		
[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 A61B1/04.370 A61B5/14.320 A61B1/00.300.B 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		
其他公开文献	JP5948191B2		
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。

