

(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2014-14438
(P2014-14438A)

(43) 公開日 平成26年1月30日(2014.1.30)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 3 7 0

テーマコード (参考)
4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2012-152641 (P2012-152641)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年7月6日 (2012.7.6)		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	加来 俊彦
			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	村山 任
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 JJ17
			LL02 LL08 NN01 PP11 PP15
			QQ02 QQ09 RR04 RR14 RR18
			RR26 SS04 SS06 SS18 TT04
			WW08 WW10 WW15

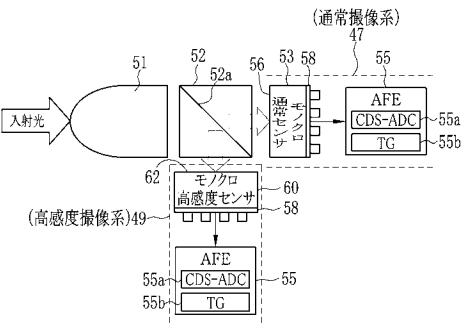
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡用制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化を捉えるために必要な感度を確保しつつ、可能な限りの解像度を持つ酸素飽和度画像を取得する。

【解決手段】 酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる473±10nmの酸素飽和度用照明光を被検体に照射して、その反射像を撮像素子（モノクロ通常センサ53又はモノクロ高感度センサ60）で撮像する。この撮像により酸素飽和度用信号が得られる。酸素飽和度用照明光の反射光の光量が予め定めた閾値を下回った場合にのみ、酸素飽和度用信号を高感度化する。高感度化は、ビンギング処理または撮像素子の露光時間調整などにより行われる。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域を含む酸素飽和度用照明光を、被検体に照射する照明手段と、

前記酸素飽和度用照明光が照明された被検体の反射像を撮像素子で撮像することにより、酸素飽和度用信号を取得する撮像手段と、

前記酸素飽和度用信号に基づいて、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量を検出する光量検出手段と、

前記酸素飽和度用信号を高感度化するための高感度化手段と、

前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たす場合には、高感度化しない酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、高感度化した酸素飽和度用信号に基づいて、前記酸素飽和度画像を生成する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。

10

【請求項 2】

前記撮像素子は互いに感度が異なる第 1 及び第 2 撮像素子からなり、前記第 1 及び第 2 撮像素子のいずれか一方で、前記酸素飽和度用照明光の反射像を撮像することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記高感度化手段は、前記酸素飽和度用信号をビンング処理するビンング処理部であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量に応じて、ビンング処理のレベルを変化させることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記ビンング処理は、前記第 1 撮像素子よりも高感度の第 2 撮像素子で行われることを特徴とする請求項 3 または 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照明手段は、酸素飽和度用照明光に加えて、広帯域の波長成分を有する通常画像の生成に用いられる通常用照明光を、前記被検体に順次照射し、

30

前記撮像手段は、前記通常用照明光の反射像を前記第 1 撮像素子で撮像することにより通常用信号を取得するとともに、前記酸素飽和度用照明光の反射像を前記第 2 撮像素子で撮像することにより前記酸素飽和度用信号を取得し、

前記画像生成手段は、前記通常用信号に基づいて通常画像を生成するとともに、前記通常用信号の一部と酸素飽和度用信号に基づいて酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項 3 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合に、

前記ビンング処理部は、前記酸素飽和度用信号をビンング処理し、

前記画像生成手段は、前記酸素飽和度画像を生成する際、前記通常用信号の一部とビンング処理後の酸素飽和度用信号の表示領域を揃えることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記高感度化手段は、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、前記第 1 撮像素子よりも高感度の第 2 撮像素子における露光時間を、前記所定の条件を満たすときの露光時間よりも長くする露光時間制御部であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量に応じて、前記露光時間を変化させることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

50

【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 撮像素子のいずれで、前記酸素飽和度用照明光の反射像の撮像を行うかは、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量に応じて決めることを特徴とする請求項 2 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記高感度化手段は、

前記酸素飽和度用信号の高感度化を行っていない場合には、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が第 1 閾値を下回ったときに、前記高感度化を開始させ、

前記酸素飽和度用信号の高感度化を行っている場合には、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が、前記第 1 閾値よりも大きい第 2 閾値を上回ったときに、前記高感度化を停止させる制御部を有することを特徴とする請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

10

【請求項 12】

酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域を含む酸素飽和度用照明光を被検体に照射し、その反射像を撮像素子で撮像する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記酸素飽和度用照明光が照明された被検体像の撮像により得られる酸素飽和度用信号に基づいて、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量を検出する光量検出手段と、

前記酸素飽和度用信号を高感度化するための高感度化手段と、

前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たす場合には、高感度化しない酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、高感度化した酸素飽和度用信号に基づいて、前記酸素飽和度画像を生成する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。

20

【請求項 13】

酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域を含む酸素飽和度用照明光を被検体に照射し、その反射像を撮像素子で撮像する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置にインストールされる内視鏡用制御プログラムにおいて、

コンピュータを、

前記酸素飽和度用照明光が照明された被検体像の撮像により得られる酸素飽和度用信号に基づいて、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量を検出する光量検出手段と、

前記酸素飽和度用信号を高感度化するための高感度化手段と、

前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たす場合には、高感度化しない酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、前記酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、高感度化した酸素飽和度用信号に基づいて、前記酸素飽和度画像を生成する画像生成手段として機能させることを特徴とする内視鏡用制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡を用いて血中ヘモグロビンの酸素飽和度などの血液に関する情報を取得する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡用制御プログラムに関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

近年の内視鏡分野においては、診断時に使用する観察画像として、白色光の照明によって得られる通常画像の他に、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化を疑似カラー等で画像化した酸素飽和度画像が用いられつつある。

【0003】

通常画像は、主として、血管や凹凸など粘膜の状態を詳細に観察することを目的とする

50

画像である。そのため、通常画像には、相当の解像度が必要となる。一方、酸素飽和度画像では、ガンの存在を示す低酸素領域は、一定の広がりを持つ領域として分布しているため、解像度はそれほど要求されていない。しかしながら、酸素飽和度画像では、反射光の光量に応じて酸素飽和度が決められるため、反射光は感度良く的確に捉える必要がある。そのため、酸素飽和度画像の生成には、LD・LEDやそれに匹敵する高光量の狭帯域光の照明が必要となり、また、高光量の照明光を使用しない場合には、高感度の撮像素子が必要となる。

【 0 0 0 4 】

そこで、特許文献 1 に示すような、通常センサと高感度の高感度センサを備えた 2 センサタイプの内視鏡スコープを用いることで、高解像度が要求される通常画像については通常センサの画像信号に基づいて生成し、高感度が要求される酸素飽和度画像については高感度センサの画像信号に基づいて生成することが考えられる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 2 2 7 2 5 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 の内視鏡スコープは、微弱な自家蛍光を感度良く検出することを目的としているため、自家蛍光については常に高感度センサで検出する必要がある。これに対して、酸素飽和度画像の生成に必要な照明光（酸素飽和度用照明光）は特定の波長域に狭帯域化しているため（例えば $473 \pm 10 \text{ nm}$ ）、白色光などの広帯域光と比較して光量は落ちるものの、自家蛍光ほど光量は低くない。例えば、近景状態では、酸素飽和度の変化を捉えるのに十分な光量を確保できると考えられる。このように、酸素飽和度用照明光の光量を十分に確保できる状況下においても、解像度の高い通常センサではなく、解像度の低い高感度センサで酸素飽和度画像を生成した場合には、通常センサを使用していれば得られたはずの解像度を取得することができない。

20

【 0 0 0 7 】

本発明は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化を捉えるために必要な感度を確保しつつ、可能な限りの解像度を持つ酸素飽和度画像を取得することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡用制御プログラムを提供することを目的としている。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡システムは、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域を含む酸素飽和度用照明光を、被検体に照射する照明手段と、酸素飽和度用照明光が照明された被検体の反射像を撮像素子で撮像することにより、酸素飽和度用信号を取得する撮像手段と、酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度用照明光の反射光の光量を検出する光量検出手段と、酸素飽和度用信号を高感度化するための高感度化手段と、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たす場合には、高感度化しない酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、高感度化した酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする。

40

【 0 0 0 9 】

撮像素子は互いに感度が異なる第 1 及び第 2 撮像素子からなり、第 1 及び第 2 撮像素子のいずれか一方で、酸素飽和度用照明光の反射像を撮像することが好ましい。高感度化手段は、酸素飽和度用信号をビンング処理するビンング処理部であることが好ましい。酸素飽和度用照明光の反射光の光量に応じて、ビンング処理のレベルを変化させることが好ましい。ビンング処理は、第 1 撮像素子よりも高感度の撮像素子で行われることが好ましい

50

。

【 0 0 1 0 】

照明手段は、酸素飽和度用照明光に加えて、広帯域の波長成分を有する通常画像の生成に用いられる通常用照明光を、被検体に順次照射し、撮像手段は、通常光用照明光の反射像を第1撮像素子で撮像することにより通常用信号を取得するとともに、酸素飽和度用照明光の反射像を第2撮像素子で撮像することにより酸素飽和度用信号を取得し、画像生成手段は、通常用信号に基づいて通常画像を生成するとともに、通常用信号の一部と酸素飽和度用信号に基づいて酸素飽和度画像を生成することが好ましい。酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合に、ビニング処理部は、酸素飽和度用信号をビニング処理し、画像生成手段は、酸素飽和度画像を生成する際、通常用信号の一部とビ

10

【 0 0 1 1 】

高感度化手段は、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、第1撮像素子よりも高感度の第2撮像素子における露光時間を、所定の条件を満たすときの露光時間よりも長くする露光時間制御部であることが好ましい。酸素飽和度用照明光の反射光の光量に応じて、露光時間を変化させることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

第1及び第2撮像素子のいずれで、酸素飽和度用照明光の反射像の撮像を行うかは、酸素飽和度用照明光の反射光の光量に応じて決めることが好ましい。高感度化手段は、酸素飽和度用信号の高感度化を行っていない場合には、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が第1閾値を下回ったときに、高感度化を開始させ、酸素飽和度用信号の高感度化を行っている場合には、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が、第1閾値よりも大きい第2閾値を上回ったときに、高感度化を停止させる制御部を有することが好ましい。

20

【 0 0 1 3 】

本発明は、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域を含む酸素飽和度用照明光を被検体に照射し、その反射像を撮像素子で撮像する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、酸素飽和度用照明光が照明された被検体像の撮像により得られる酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度用照明光の反射光の光量を検出する光量検出手段と、酸素飽和度用信号を高感度化するための高感度化手段と、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たす場合には、高感度化しない酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、高感度化した酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度画像を生成する画像生成手段とを備えることを特徴とする。

30

【 0 0 1 4 】

本発明は、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域を含む酸素飽和度用照明光を被検体に照射し、その反射像を撮像素子で撮像する内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置にインストールされる内視鏡用制御プログラムにおいて、コンピュータを、酸素飽和度用照明光が照明された被検体像の撮像により得られる酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度用照明光の反射光の光量を検出する光量検出手段と、酸素飽和度用信号を高感度化するための高感度化手段と、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たす場合には、高感度化しない酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合は、高感度化した酸素飽和度用信号に基づいて、酸素飽和度画像を生成する画像生成手段として機能させることを特徴とする。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、酸素飽和度用照明光の反射光の光量が所定の条件を満たさない場合のみ、酸素飽和度用信号を高感度化した上で酸素飽和度画像を生成しているため、酸素飽和度の変化を捉えるために必要な感度を確保しつつ、可能な限りの解像度を持つ酸素飽和度画像を取得することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の内視鏡システムの外觀図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの機能的構成を示すブロック図である。

【図3】第1実施形態の回転フィルタを示す図である。

【図4】通常用フィルタの透過特性と広帯域光BBの発光強度を示すグラフである。

【図5A】第1実施形態における通常観察モード時の発光パターンを示す図である。

【図5B】第1実施形態における酸素飽和度観察モード時の発光パターンを示す図である。

。

【図6】酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

10

【図7】通常撮像系、高感度撮像系を示す図である。

【図8】モノクロ通常センサの受光面を示す図である。

【図9】第1実施形態におけるビニング処理を説明するための図である。

【図10】第1実施形態におけるビニング処理の開始・停止を説明するための図である。

【図11】モノクロ高感度センサの受光面を示す図である。

【図12】モノクロ通常センサとモノクロ高感度センサにおける有効部の設定を説明するための図である。

【図13A】第1実施形態において酸素飽和度用照明光の検出をモノクロ通常センサで行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図13B】第1実施形態において酸素飽和度用照明光の検出をモノクロ通常センサで行う場合の撮像信号の読出を説明するための図である。

20

【図13C】第1実施形態において、FIT方式、IT方式のモノクロ通常センサで酸素飽和度用照明光の検出を行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図14A】第1実施形態において酸素飽和度用照明光をモノクロ高感度センサで行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図14B】第1実施形態において酸素飽和度用照明光をモノクロ高感度センサで行う場合の撮像信号の読出を説明するための図である。

【図14C】第1実施形態において、FIT方式、IT方式のモノクロ高感度センサで酸素飽和度用照明光の検出を行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図15】モノクロ通常センサとモノクロ高感度センサの切替を説明するための図である

30

。

【図16】酸素飽和度画像処理部の機能的構成を示すブロック図である。

【図17】輝度比B/G、R/Gと酸素飽和度と相関関係を示すグラフである。

【図18】図17の相関関係を用いた酸素飽和度の算出を説明するための図である。

【図19A】通常画像と酸素飽和度画像を並列表示したモニタの図である。

【図19B】通常画像と酸素飽和度画像を選択的に表示するモニタの図である。

【図20】第2実施形態の回転フィルタを表す図である。

【図21】第2実施形態における酸素飽和度観察モード時の発光パターンを示す図である

。

【図22】通常撮像系、高感度撮像系と、通常用DSP、高感度用DSPとの間の撮像信号の入出力関係を説明するための図である。

40

【図23】第2実施形態におけるビニング処理を説明するための図である。

【図24】モノクロ高感度センサでビニング処理済みの信号と、モノクロ通常センサの信号とで画素数を揃える処理を説明するための図である。

【図25A】第2実施形態において酸素飽和度用照明光をモノクロ通常センサで行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図25B】第2実施形態において酸素飽和度用照明光をモノクロ通常センサで行う場合の撮像信号の読出を説明するための図である。

【図25C】第2実施形態において、FIT方式、IT方式のモノクロ通常センサで酸素飽和度用照明光の検出を行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

50

【図 2 6 A】第 2 実施形態において酸素飽和度用照明光の検出をモノクロ高感度センサで行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図 2 6 B】第 2 実施形態において酸素飽和度用照明光の検出をモノクロ高感度センサで行う場合の撮像信号の読出を説明するための図である。

【図 2 6 C】第 2 実施形態において、F I T 方式、I T 方式のモノクロ高感度センサで酸素飽和度用照明光の検出を行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図 2 7】図 2 0 とは異なる第 2 実施形態の回転フィルタを示す図である。

【図 2 8 A】図 2 7 の回転フィルタを用いた場合におけるモノクロ通常センサの撮像タイミングを説明するための図である。

【図 2 8 B】図 2 7 の回転フィルタを用いた場合におけるモノクロ通常センサ、モノクロ高感度センサの撮像タイミングを説明するための図である。

【図 2 8 C】酸素飽和度用 B 光の発光期間を長くする場合の F I T 方式、I T 方式のモノクロ通常センサの撮像タイミングを説明するための図である。

【図 2 8 D】酸素飽和度用 B 光の発光期間を長くする場合の F I T 方式、I T 方式のモノクロ通常センサ、モノクロ高感度センサの撮像タイミングを説明するための図である。

【図 2 9】酸素飽和度用照明光が低光量となった場合の露光時間の延長を説明するための図である。

【図 3 0】露光時間延長の開始・停止を説明するための図である。

【図 3 1】レーザ光源を備えた内視鏡システムの機能的構成を示すブロック図である。

【図 3 2】通常用照明光、酸素飽和度用照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 3 3 A】図 3 1 の内視鏡システムにおける通常観察モード時の発光パターンを示す図である。

【図 3 3 B】図 3 1 の内視鏡システムにおける酸素飽和度観察モード時の発光パターンを示す図である。

【図 3 4 A】酸素飽和度用照明光をモノクロ通常センサで行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図 3 4 B】酸素飽和度用照明光をモノクロ通常センサで行う場合の撮像信号の読出を説明するための図である。

【図 3 5 A】酸素飽和度用照明光をモノクロ高感度センサで行う場合の撮像タイミングを説明するための図である。

【図 3 5 B】酸素飽和度用照明光をモノクロ高感度センサで行う場合の撮像信号の読出を説明するための図である。

【図 3 6】輝度比 S_1 / S_3 、 S_2 / S_3 と、血管深さ、酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図 3 7】図 3 6 の相関関係を用いた酸素飽和度の算出を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、被検体内の観察部位を撮像する内視鏡 11 と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の観察画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する光を供給する光源装置 13 と、観察画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウスなどの操作入力部であるコンソール 15 が設けられている。

【0018】

この内視鏡システム 10 は、可視被検体像を観察するための通常観察モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を観察するための酸素飽和度観察モードの 2 つの動作モードを備えている。このモードの切替は、コンソール 15 や内視鏡 11 の操作部 16 に設けられたモード切替スイッチ 16 a により行われる。コンソール 15 及びモード切替スイッチ 16 a は、プロセッサ装置 12 内の M P U 70 に接続されている。

【0019】

内視鏡 11 は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部 17 と、挿入部 17 の基端部分に

10

20

30

40

50

設けられた操作部 1 6 と、操作部 1 6 とプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 との間を連結するユニバーサルコード 1 8 とを備えている。

【0020】

挿入部 1 7 は、先端部 1 9、湾曲部 2 0、可撓管部 2 1 からなり、これらが先端から基端にかけて順に連設されている。先端部 1 9 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 2 2、観察部位で反射した像光が入射する観察窓 2 3 (図 3 参照) の他、観察窓 2 3 を洗浄するために送気・送水を行うための送気・送水ノズルや鉗子や電気メスといった処置具を突出させる鉗子出口などが設けられている (いずれも図示省略)。観察窓 2 3 の奥には、結像用の光学系、通常撮像系 4 7、高感度撮像系 4 9 など (図 2 参照) が内蔵されている。

10

【0021】

湾曲部 2 0 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 1 6 のアングルノブ 2 6 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 2 0 が湾曲することにより、先端部 1 9 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 2 1 は、食道や腸など曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。挿入部 1 7 には、通常撮像系 4 7、高感度撮像系 4 9 と通信を行うための通信ケーブルや、光源装置 1 3 から供給される照明光を照明窓 2 2 に導光するライトガイド 4 3 (図 2 参照) が挿通されている。

【0022】

操作部 1 6 には、アングルノブ 2 6 の他、処置具を挿入するための鉗子口 2 7、送気・送水操作を行う送気・送水ボタン、静止画像を撮影するためのリリースボタンなどが設けられている。

20

【0023】

ユニバーサルコード 1 8 には、挿入部 1 7 から延設される通信ケーブルやライトガイド 4 3 が挿通されており、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 側の端部には、コネクタ 2 8 が取り付けられている。コネクタ 2 8 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、通信用コネクタには通信ケーブルの一端が、光源用コネクタにはライトガイド 4 3 の一端がそれぞれ配設される。内視鏡 1 1 は、このコネクタ 2 8 を介して、プロセッサ装置 1 2 および光源装置 1 3 に着脱自在に接続される。

【0024】

光源装置 1 3 は、白色光源ユニット 3 0、回転フィルタ 3 1、モータ 3 2、シフト部 3 3 を備えている。白色光源ユニット 3 0 は、光源 3 0 a と、絞り 3 0 b とからなる。光源 3 0 a は、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどからなり、波長域が 400 nm ~ 700 nm の広帯域光 B B (図 4 参照) を発光する。絞り 3 0 b は、プロセッサ装置 1 2 内の M P U 7 0 により駆動されて広帯域光 B B の光量を調整する。

30

【0025】

図 3 に示すように、回転フィルタ 3 1 は、回転軸 3 1 a を中心に回転自在に設けられている。モータ 3 2 により回転軸 3 1 a を回転させることによって、回転フィルタ 3 1 は回転する。回転フィルタ 3 1 は回転軸 3 1 a に近い内側領域 3 5 と、回転軸 3 1 a から遠い外側領域 3 7 とを備えている。シフト部 3 3 は、回転フィルタ 3 1 を径方向に移動させる。通常観察モード時には、シフト部 3 3 により、内側領域 3 5 を広帯域光 B B の光路上に挿入する内側位置へ回転フィルタ 3 1 を移動させ、酸素飽和度観察モード時には、外側領域 3 7 を広帯域光 B B の光路上に挿入する外側位置へ回転フィルタ 3 1 を移動させる。

40

【0026】

内側領域 3 5 には、通常用 R フィルタ (図 3 では「通 R」と表記) 4 0 r、通常用 G フィルタ (図 3 では「通 G」と表記) 4 0 g、通常用 B フィルタ (図 3 では「通 B」と表記) 4 0 b の 3 つのフィルタが、周方向に沿って配置されている。各フィルタ 4 0 r、4 0 g、4 0 b の間は広帯域光 B B を遮光する遮光部となっている。一方、外側領域 3 7 には、通常用 R フィルタ 4 0 r、酸素飽和度用 R フィルタ (図 3 では「酸 R」と表記) 4 2 r、通常観察用 G フィルタ 4 0 g、酸素飽和度用 G フィルタ (図 3 では「酸 G」と表記) 4 2 g、通常観察用 B フィルタ 4 0 b、酸素飽和度用 B フィルタ (図 3 では「酸 B」と表記

50

）４２ｂの合計６つのフィルタが、周方向に沿って配置されている。各フィルタ４０ｒ、４２ｒ、４０ｇ、４２ｇ、４０ｂ、４２ｂの間は広帯域光ＢＢを遮光する遮光部となっている。

【００２７】

図４に示すように、通常用Ｒフィルタ、Ｇフィルタ、Ｂフィルタ４０ｒ、４０ｇ、４０ｂは、広帯域光ＢＢのうち、通常画像の生成に必要な波長域の光を透過させる。通常用Ｒフィルタ４０ｒは、広帯域光ＢＢのうち波長域が５８０ｎｍ～７６０ｎｍの通常用Ｒ光を透過させる。通常用Ｇフィルタ４０ｇは、広帯域光ＢＢのうち波長域が４５０ｎｍ～６３０ｎｍの通常用Ｇ光を透過させる。通常用Ｂフィルタ４０ｂは、広帯域光ＢＢのうち波長域が３８０ｎｍ～５００ｎｍの通常用Ｂ光を透過させる。

10

【００２８】

酸素飽和度用Ｒフィルタ、Ｇフィルタ、Ｂフィルタ４２ｒ、４２ｇ、４２ｂは、広帯域光ＢＢのうち、酸素飽和度画像の生成に必要な波長域の光を透過させる。酸素飽和度用Ｒフィルタ４２ｒは、６００～７００ｎｍの波長域を含む酸素飽和度用Ｒ光を透過させ、酸素飽和度用Ｇフィルタ４２ｇは、５００～５９０ｎｍの波長域を含む酸素飽和度用Ｇ光を透過させ、酸素飽和度用Ｂフィルタ４２ｂは、波長域が４７３±１０ｎｍを含む青色狭帯域の酸素飽和度用Ｂ光を透過させる。

【００２９】

したがって、通常観察モード時には、内側位置にセットされた回転フィルタ３１が回転することで、図５Ａに示すように、通常用Ｒ光（図５Ａでは「通常Ｒ」と表記。以下同様。）が被検体に照射された後に、一定の遮光期間を経た上で、通常用Ｇ光（図５Ａでは「通常Ｇ」と表記。以下同様。）が照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、通常用Ｂ光（図５Ａでは「通常Ｂ」と表記。以下同様。）が被検体に照射される。これら光は、集光レンズ３８及びロッドインテグレータ３９を通して、ライトガイド４３に入射する。

20

【００３０】

また、酸素飽和度観察モード時には、外側位置にセットされた回転フィルタ３１が回転することで、図５Ｂに示すように、通常用Ｒ光が被検体に照射された後、一定の遮光期間を経た上で、酸素飽和度用Ｒ光（図５Ｂでは「酸素Ｒ」と表記。以下同様。）が被検体に照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、通常用Ｇ光が被検体に照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、酸素飽和度用Ｇ光（図５Ｂでは「酸素Ｇ」と表記。以下同様。）が被検体に照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、通常用Ｂ光が被検体に照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、酸素飽和度用Ｂ光（図５Ｂでは「酸素Ｂ」と表記。以下同様。）が被検体に照射される。これら光は、集光レンズ３８及びロッドインテグレータ３９を通して、ライトガイド４３に入射する。

30

【００３１】

ここで、図６に示すように、酸素飽和度用Ｂ光に含まれる４７３±１０ｎｍの波長域は、酸化ヘモグロビン（ＨｂＯ₂）の吸光係数が還元ヘモグロビン（Ｈｂ）の吸光係数よりも高くなっている。したがって、酸素飽和度用Ｂ光が血管に照射されたときには、その反射光は、酸素飽和度が高くなるほど、低くなる（すなわち、高酸素状態になるほど血管が暗くなる）。なお、酸素飽和度用Ｒフィルタ、Ｇフィルタ４２ｒ、４２ｇの透過帯域については、狭帯域化して酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が同じ波長域にしてもよい（吸光係数の大小関係が異なる波長域を含まないようにする。）。

40

【００３２】

図２に示すように、内視鏡１１は、ライトガイド４３、光線分離部４５、通常撮像系４７、高感度撮像系４９を備えている。ライトガイド４３は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、ライトガイド４３の入射端を有するコネクタ２８が光源装置１３に接続されたときに、その入射端は、光源装置１３のロッドインテグレータ３９の出射端と対向する。

【００３３】

50

照明窓 22 の奥には、照明光の配光角を調整する照射レンズ 48 が配置されている。ライトガイド 43 からの光は、照明窓 22 を通して、観察部位に照射される。観察部位で反射した光は、観察窓 23 を通して、結像レンズ 51 に入射する。結像レンズ 51 から出射した光は、光線分離部 45 によって 2 つの光に分離される。光線分離部 45 は、図 7 に示すように、プリズム 52 から構成される。このプリズム 52 は、入射光を分離する光線分離面 52a を有している。この光線分離面 52a で分離された光のうち、一方は通常撮像系 47 のモノクロ通常センサ 53 に入射し、他方は高感度撮像系 49 のモノクロ高感度センサ 60 に入射する。

【0034】

通常撮像系 47、高感度撮像系 49 では、CCD イメージセンサで撮像を行う。したがって、以下においては、CCD イメージセンサを例に説明を行う。通常撮像系 47 は、モノクロ通常センサ 53 と AFE 55 を有している。この通常撮像系の全体的な駆動制御は MPU 70 により行われる。モノクロ通常センサ 53 は、例えば 30 f/s や 60 f/s で撮像可能な FT (フレームトランスファ) 方式、FIT (フレームインターライントランスファ) 方式、IT (インターライントランスファ) 方式の CCD イメージセンサからなる。モノクロ通常センサ 53 は、プリズム 52 からの光が入射する受光面 56 を有しており、この受光面 56 には、フォトダイオードなどの画素を構成する複数の光電変換素子がマトリックスに配列されている。モノクロ通常センサ 53 は、受光面 56 で受光した光を光電変換して、各画素においてそれぞれの受光量に応じた信号電荷を蓄積する。信号電荷はアンプによって電圧信号に変換されて読み出される。電圧信号は撮像信号として読み出されて、撮像信号は AFE 55 に送られる。なお、FT 方式の CCD イメージセンサを使用する場合には、図 3 に示す遮光部付きの回転フィルタ 31 を使用する必要があるが、FIT 方式や IT 方式の場合には、遮光部無しの回転フィルタを使用してもよい。

【0035】

モノクロ通常センサ 53 の受光面 56 の反対側には、冷却用ペルチェ 58 が設けられている。冷却用ペルチェ 58 は、モノクロ通常センサ 53 で生じた熱を逃がすことにより、モノクロ通常センサ 53 を冷却する。この冷却によって、図 8 に示す受光面 56 のうち有効部 56a 以外からの出力 (暗出力) が減少する。したがって、撮像信号において、有効部 56a からの出力が占める割合が増加するため、感度が向上する。例えば、モノクロ通常センサ 53 の温度を 8 度低下させることで、感度が約 2 倍となる。なお、感度を向上させない場合には、モノクロ通常センサ 53 には冷却用ペルチェ 58 を設けなくてもよい。

【0036】

AFE 55 は、相関二重サンプリング回路及びアナログデジタルコンバータから構成される CDS - ADC 55a と、TG (タイミングジェネレータ) 55b とを備えている。CDS - ADC 55a は、モノクロ通常センサ 53 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、モノクロ通常センサ 53 の駆動により生じたノイズを除去する。そして、ノイズが除去された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 13 の通常用 DSP 72 に入力する。TG 55b は、撮像タイミングなどモノクロ通常センサ 53 の駆動を制御するための駆動信号を生成する。生成された駆動信号は、モノクロ通常センサ 53 に送られる。

【0037】

高感度撮像系 49 は、モノクロ高感度センサ 60 と AFE 55 を有しており、通常撮像系 47 と同様、MPU 70 により駆動制御される。モノクロ高感度センサ 60 は、アバランシェ増幅 (電子増倍) を行うセンサであるため、モノクロ通常センサ 53 よりも高感度で撮像を行うことができる。例えば、モノクロ高感度センサ 60 は、モノクロ通常センサ 53 に対して、2 ~ 200 倍程度までの増幅が可能である。即ち、モノクロ通常センサ 53 とモノクロ高感度センサ 60 との感度比を、1 : 200 程度にまですることができる。

【0038】

なお、モノクロ高感度センサ 60 は、モノクロ通常センサ 53 と同様、FT (フレームトランスファ) 方式、FIT (フレームインターライントランスファ) 方式、IT (イン

ターライントランスファ)方式のCCDイメージセンサからなる。このモノクロ高感度センサ60は、モノクロ通常センサ53以下のフレームレートでの撮像も可能である(例えば、モノクロ通常センサ53のフレームレートを30f/sとした場合に、モノクロ高感度センサ60のフレームレートを15f/sや7.5f/sにする)。このように、モノクロ高感度センサ60のフレームレートを落とした場合には、電荷蓄積時間を長くすることができる。そして、電荷蓄積時間を長くすることに加えて、ペルチェなどでモノクロ高感度センサ60を冷却することによって、S/Nを向上させることができる。また、モノクロ高感度センサ60は、モノクロ通常センサ53に対して、総画素数は $1/n^2$ 、感度は n^2 となる。

【0039】

モノクロ高感度センサ60は、ビニング処理によって、酸素飽和度画像の生成に使用する撮像信号を高感度化する。このビニング処理は、図9に示すように、MPU70内のビニング処理部70bがモノクロ高感度センサ60を制御することにより行われる。なお、ビニング処理としては、センサ内で画素加算をするハードウェアビニングを行うが、センサから出力した信号に対して画素加算を行うソフトウェアビニングを行ってもよい。ここで、ハードウェアビニングの場合には、モノクロ高感度センサ60を駆動する駆動信号は、ビニングに合わせて変更される。また、ビニング処理は、画素加算する縦と横の画素が同じ(正方)である必要はなく、例えば、縦2画素、横1画素でビニングしてもよく、また縦4画素、横1画素でビニングしてもよい。

【0040】

ビニング処理部70bは、後述のプロセッサ75内の光量判定部78で検出された酸素飽和度用R光、G光、B光の光量に基づいて、ビニング処理の制御を行う。酸素飽和度用R光、G光、B光の光量は、各光を照射したときに得られる画像から算出される画素換算平均値で定められる。そして、光量判定部78は、画素換算平均値と予め設定した閾値との比較を行う。閾値には、ビニング処理が行われていない場合に用いられるビニング開始用閾値と、ビニング処理が行われている場合に用いられるビニング停止用閾値とがある。ビニング停止用閾値はビニング開始用閾値よりも大きく設定することが好ましい。例えば、ビニング停止用閾値は、「ビニング開始用閾値 $\times 1.6 + 1.0$ 」にする。仮に、これら2つの閾値の差を小さくした場合には、画素換算平均値が2つの閾値付近に近づくと、ビニング有り・無しの切替が頻繁に起こるようになるが、上記のように、2つの閾値の差を実質的に大きくすることで、ビニング有り・無しの切替は頻繁に起こらなくなる。

【0041】

図10に示すように、ビニング停止中は、モノクロ高感度センサ60で得られた画像(高感度センサ画像)の画素換算平均値がビニング開始用閾値を上回っている限り、画素加算無しの1画素 $\times$ 1画素の読出単位で、撮像信号の読出が行われる。そして、ビニング開始用閾値を下回った場合には、画素加算有りの4画素 $\times$ 4画素の読出単位で、撮像信号の読出が行われる。即ち、ビニング処理が開始する。ビニング実行中は、高感度センサ画像の画素換算平均値がビニング停止用閾値を下回っている限り、ビニング処理が継続する。そして、ビニング停止用閾値を上回った場合に、ビニング処理は停止する。即ち、画素加算無しの1画素 $\times$ 1画素の読出単位での読出に復帰する。

【0042】

なお、ビニング処理のレベル(撮像信号の読出単位(縦 $\times$ 画素 $\times$ 横 y 画素(x 、 y は自然数)))は、高感度センサ画像の画素換算平均値に応じて、任意に切り替えてもよい。即ち、高感度センサ画像の画素換算平均値が小さくなるほど、ビニング処理のレベルを大きくする。例えば、高感度センサ画像の画素換算平均値が最高感度の $1/25$ を下回ったら2画素 $\times$ 2画素のビニング処理を行い、更に、最高感度の $1/50$ を下回ったら4画素 $\times$ 4画素のビニング処理を行う。

【0043】

モノクロ高感度センサ60は、図11に示すように、プリズム52からの光が入射する受光面62を有している。この受光面62には、フォトダイオードなどの画素を構成する

10

20

30

40

50

複数の光電変換素子がマトリックスに配列されている。モノクロ高感度センサ60は、モノクロ通常センサ53と同様、受光面62で受光した光を光電変換処理し、それにより得られる撮像信号を読み出す。読み出した撮像信号は、AFE55に送られる。AFE55は、通常撮像系47のAFE55と同様の機能を有しており、AFE55からの撮像信号をプロセッサ装置13の高感度用DSP73に入力する。

【0044】

モノクロ高感度センサ60の受光面62の反対側には、冷却用ペルチェ58が設けられている。冷却用ペルチェ58は、モノクロ高感度センサ60で生じた熱を逃がすことにより、モノクロ高感度センサ60を冷却する。この冷却ペルチェ58の冷却によって、モノクロ高感度センサ60の感度を向上させることができる。例えば、冷却用ペルチェにより40に冷却したモノクロ高感度センサ60は、冷却しない場合と比較して、約32倍の感度を得ることができる。

10

【0045】

なお、モノクロ通常センサ53とモノクロ高感度センサ60の画素数は、同じでもよく、異なってもよい。また、モノクロ通常センサ53の画素とモノクロ高感度センサ60の画素は正方形であってもよく、その他の形でもよい。また、図8及び11に示すように、モノクロ通常センサ53とモノクロ高感度センサ60のアスペクト比（縦横比）は同じでもよく、異なってもよい。

【0046】

また、モノクロ通常センサ53とモノクロ高感度センサ60は、モノクロ通常センサ53の受光面56上に結像される被写体像とモノクロ高感度センサ60の受光面62上に結像される被写体像とがほぼ同じになるように、配置する必要がある。そのためには、光線分離部45を出射してモノクロ通常センサ53に入射まで光の光路と、モノクロ高感度センサ60に入射するまでの光の光路とがほぼ等価にすることが好ましい。

20

【0047】

ただし、互いの光路が等価でない場合には、図12に示すように、モノクロ通常センサ53の領域Aに写し出される被写体像と、モノクロ高感度センサ60の領域Bに写し出される被写体像とは、一部共通するものの、全体としては異なる。そこで、領域A、Bのうち、同じ被写体像が写り込んでいる同一被写体領域C（領域Aの一部分A'、受光領域Bの一部分B'）を有効部56a、62aとする。即ち、領域Aの同一被写体領域A'が有効部56aとなり、領域Bの同一被写体領域B'が有効部62aとなる。このとき、モノクロ通常センサ53の有効部56aの画素数を $n1 \times m1$ とし、モノクロ高感度センサ60の有効部62aの画素数を $n2 \times m2$ とする。なお、それぞれの有効部の画素数は、光線分離部45などの光学系調整後に、モノクロ通常センサ53の出力画像とモノクロ高感度センサ60の出力画像をモニタ14上で確認した上で、決定することが好ましい。また、モノクロ高感度センサ60がモノクロ通常センサ53より解像度が低い場合、モノクロ高感度センサ60の画像は多少ボケてもよいので、モノクロ高感度センサ60に至るまでの光路長を多少長くすることができる。

30

【0048】

図2に示すように、プロセッサ装置12は、MPU（Micro Processing Unit）70の他、通常用と高感度用のDSP（Digital Signal Processor）72、73と、プロセッサ75とを備えている。MPU70はプロセッサ装置12の各部を制御する他、内視鏡11及び光源装置13の制御も行う。このMPU70は、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する制御プログラム用メモリ70aを備えており、この制御プログラム用メモリ70aから本発明の酸素飽和度用制御プログラムを読み出して実行することにより、各種制御を行う。なお、制御プログラムは書き換え可能であり、酸素飽和度用制御プログラムに代えて、例えば、AFI（Auto Fluorescence Imaging）用の制御プログラムをインストールしてもよい。

40

【0049】

通常用DSP72は、通常撮像系47が出力する撮像信号を取得する。通常用DSP7

50

2 は、取得した撮像信号に対して、ガンマ補正やホワイトバランス補正などの信号処理を施すことにより通常センサ画像を生成する。通常センサ画像は、通常用 R 光、G 光、B 光の発光・撮像時に得られる通常用 R 信号、G 信号、B 信号から生成される第 1 通常センサ画像と、酸素飽和度用 R 光、G 光、B 光の発光・撮像時に得られる酸素飽和度用 R 信号、G 信号、B 信号から生成される第 2 通常センサ画像で構成される。第 1 及び第 2 通常センサ画像は、プロセッサ 75 に送信される。高感度用 DSP 73 についても、同様の処理を行うことにより、高感度センサ画像を生成する。高感度センサ画像は、酸素飽和度用 R 光、G 光、B 光の発光・撮像時に得られる酸素飽和度用 R 信号、G 信号、B 信号から生成される。生成された高感度センサ画像は、プロセッサ 75 に送信される。

【0050】

10

なお、通常用 DSP 72 及び高感度用 DSP 73 においては、第 1 及び第 2 通常センサ画像（有効部画素数 $n1 \times m1$ ）と高感度センサ画像（有効部画素数 $n2 \times m2$ ）に対して画素数変換処理を行う。画素数変換処理では、スプライン関数等により画素ピッチを変換することにより、第 1 及び第 2 通常センサ画像と高感度センサ画像の画素数を $n \times m$ に揃える。 $n \times m$ は、 $n1 \times m1$ と等しくしてもよく、もしくは、 $n2 \times m2$ と等しくしてもよい。また、 $n \times m$ は規定の値であってもよい。なお、画素数変換後の画素は画素数変換後の画素は画素数変換前のアスペクト比を有していることが好ましいが、長方形でもよく、画素数変換後に、撮像有効部と同じ画角となるようにする。

【0051】

プロセッサ 75 は、光量判定部 78、通常画像処理部 79、酸素飽和度画像処理部 80 を備えている。光量判定部 78 は、酸素飽和度観察モードに設定されている場合に、第 2 通常センサ画像または高感度センサ画像から、酸素飽和度用 R 光、G 光、B 光（以下、これらを総称して「酸素飽和度用照明光」とする。）の光量（各色の反射光の光量）を検出する。そして、光量判定部 78 は、検出した酸素飽和度用照明光の光量が、酸素飽和度画像上で酸素飽和度の変化を確実に観察するために十分な光量に達しているか否か（低光量か否か）を判定する。なお、酸素飽和度用照明光のうち酸素飽和度用 B 光についてのみ、光量のみを検出し、低光量か否かを判定してもよい（この場合、酸素飽和度用 B 信号の輝度値に基づいて光量検出する）。

20

【0052】

光量判定部 78 では、酸素飽和度用照明光の光量を、第 2 通常センサ画像または高感度センサ画像の 1 画面全体あるいは中央部（面積 $1/4$ 程度）から出力された出力信号の画素換算平均値に基づいて、定める。その際、高感度センサ画像については、増幅率設定も加味して定める必要がある。この画素換算平均値は、大きくなればなるほど、照明光の光量も高くなる。そして、光量判定部 78 は、画素換算平均値と予め設定した 1 つの閾値との比較によって、酸素飽和度用照明光の光量が低光量か否かを判定する。ここで、閾値はモノクロ通常センサ 53 の最高感度の $1/50$ にすることが好ましい（最高感度が 10bit/1024 の場合には閾値を 20 にする）。

30

【0053】

なお、酸素飽和度用照明光の光量については、画素換算平均値に代えて、第 2 通常センサ画像または高感度センサ画像の特定の色成分の画素値で定めてもよく（例えば、B 画像の画素値の平均値）、また、第 2 通常センサ画像または高感度センサ画像の複数の色成分に対して任意の重み付けした値で定めてもよい（例えば、B 画像の画素値、G 画像の画素値、R 画像の画素値を、2 : 1 : 1 で重み付けした値）。

40

【0054】

そして、図 13A に示すように、酸素飽和度用照明光が低光量でないと判定される限り、通常用 R 光、G 光、B 光（以下、これらを総称して「通常用照明光」とする）及び酸素飽和度用照明光のいずれも、モノクロ通常センサ 53 で検出される。モノクロ通常センサ 53 は、各照明光の発光期間に被検体像の撮像を行い、各照明光の発光期間の間に設けられた遮光期間に各撮像信号の読出を行う。これにより、図 13B に示すように、モノクロ通常センサ 53 からは、通常用 R 信号、酸素飽和度用 R 信号、通常用 G 信号、酸素飽和度

50

用 G 信号、通常用 B 信号、酸素飽和度用 B 信号が、この順で読み出される。

【 0 0 5 5 】

そして、光量判定部 7 8 が、酸素飽和度用照明光が低光量であると判定した場合には、図 1 4 A に示すように、通常用照明光をモノクロ通常センサ 5 3 で検出する一方で、酸素飽和度用照明光をモノクロ高感度センサ 6 0 で検出する。モノクロ通常センサ 5 3 は、各通常用照明光の発光期間に被検体像の撮像を行い、通常用照明光の発光後に設けられた遮光期間に撮像信号の読出を行う。また、モノクロ通常センサ 5 3 は、酸素飽和度用照明光の発光後に設けられた遮光期間に、酸素飽和度用照明光の光電変換により発生した電荷の排出を行う。一方、モノクロ高感度センサ 6 0 は、各酸素飽和度用照明光の発光期間に被検体像の撮像を行い、通常用照明光の発光後に設けられた遮光期間に撮像信号の読出を行う。また、モノクロ高感度センサ 6 0 は、通常用照明光の発光後に設けられた遮光期間に、通常用照明光の光電変換により発生した電荷の排出を行う。

10

【 0 0 5 6 】

以上により、図 1 4 B に示すように、モノクロ通常センサ 5 3 からは、通常用 R 信号、通常用 G 信号、通常用 B 信号が読み出され、モノクロ高感度センサ 6 0 からは、酸素飽和度用 R 信号、酸素飽和度用 G 信号、酸素飽和度用 B 信号が読み出される。

【 0 0 5 7 】

以上においては、通常撮像系 4 7、高感度撮像系 4 9 で C C D イメージセンサを使用した場合について説明を行ったが、C M O S イメージセンサを使用した場合も上記と同様の考え方で実施することができる。

20

【 0 0 5 8 】

なお、光量判定部 7 8 では、予め設定した 1 つの閾値を用いて、酸素飽和度用照明光の光量が低光量か否かを判定したが、図 1 5 に示すように、予め設定した 2 つの閾値 1、2 を用いて判定を行ってもよい。この場合、閾値 2 を閾値 1 よりも大きく設定する（例えば、閾値 2 を最高感度の 1/25 とし、閾値 1 を最高感度の 1/50 とする）。そして、モノクロ通常センサ 5 3 で酸素飽和度用照明光を検出しているときには、第 2 通常センサ画像の画素換算平均値が閾値 1 以下となった場合に、酸素飽和度用照明光の検出をモノクロ高感度センサ 6 0 に切り替える。一方、モノクロ高感度センサ 6 0 で酸素飽和度用照明光の検出を行っている場合には、高感度センサ画像の画素換算平均値が閾値 2 以上となった場合に、酸素飽和度用照明光の検出をモノクロ通常センサ 5 3 に切り替える。

30

【 0 0 5 9 】

なお、モノクロ通常センサ 5 3 とモノクロ高感度センサ 6 0 の切替用の閾値に加えて、上記ビニング処理の停止及び開始に用いた閾値（ビニング開始用閾値及びビニング停止用閾値）を用いることで、酸素飽和度用照明光の光量の低下に合わせて、モノクロ通常センサ→モノクロ高感度センサ→ビニング処理と切り替えてもよい。

【 0 0 6 0 】

なお、図 1 3 A、B 及び図 1 4 A、B は、F T 方式のように、各照明光の発光期間の間に遮光期間を設ける必要（電荷転送のため）がある場合の撮像制御を表している。一方、F I T 方式や I T 方式の場合であれば、図 1 3 C 及び図 1 4 C に示すように、遮光期間は不要である。ここで、図 1 3 C は、図 1 3 A に対応しており、酸素飽和度用照明光が低光量でない場合の撮像制御を示している。また、図 1 4 C は、図 1 4 A に対応しており、酸素飽和度用照明光が低光量である場合の撮像制御を示している。

40

【 0 0 6 1 】

図 2 に示すように、通常画像処理部 7 9 は、通常用 D S P 7 2 からの第 1 通常センサ画像（通常用 B 信号、G 信号、R 信号から生成されるカラー画像）のうち、B 画像をモニタ 1 4 の B チャンネルに、G 画像をモニタ 1 4 の G チャンネルに、R 画像をモニタ 1 4 の R チャンネルに割り当てる処理を行うことにより、通常画像を生成する。なお、第 1 通常センサ画像の B 画像、G 画像、R 画像は異なるタイミングで取得しているため、互いの画像をパターンマッチングなどで位置合わせした後に、通常画像を生成することが好ましい。

【 0 0 6 2 】

50

図 16 に示すように、酸素飽和度画像処理部 80 は、位置合わせ部 81 と、輝度比算出部 82 と、相関関係記憶部 83 と、酸素飽和度算出部 84 と、酸素飽和度画像生成部 85 とを備えている。位置合わせ部 81 は、酸素飽和度用照明光をモノクロ通常センサ 53 で検出した場合は、第 2 通常センサ画像の B 画像、G 画像、R 画像（以下これらを総称して「酸素飽和度用画像の B 画像、G 画像、R 画像」という）間の位置合わせを行い、酸素飽和度用照明光をモノクロ高感度センサ 60 で検出した場合は、高感度センサ画像の B 画像、G 画像、R 画像（以下、これらも「酸素飽和度用画像の B 画像、G 画像、R 画像」という）。位置合わせは、例えば、各画像の血管パターンが一致するように、マッチング処理することが好ましい。

【0063】

輝度比算出部 82 は、酸素飽和度用画像の B 画像と G 画像間の輝度比 B/G と、酸素飽和度用画像の G 画像と R 画像間の輝度比 R/G とを求める。輝度比算出部 82 では、輝度比を求める際、各画像において同じ位置にある画素間の輝度比を算出する。また、輝度比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、輝度比は血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画素値とそれ以外の部分の画素値との差に基づいて特定される。

【0064】

相関関係記憶部 83 は、輝度比 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 17 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。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、輝度比 B/G 、 R/G は log スケールで記憶されている。

【0065】

上記相関関係は、酸化ヘモグロビン HbO_2 や還元ヘモグロビン Hb の吸光特性や粘膜の光散乱特性と密接に関連性し合っている（図 6 参照）。例えば、473 nm のように酸化、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易い。しかしながら、473 nm の波長成分を含む酸素飽和度用画像の B 画像は、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 画像に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する酸素飽和度用画像の R 画像と、B 画像と R 画像のリファレンス画像（規格化用信号）となる酸素飽和度用画像の G 画像を用いることで、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。

【0066】

なお、図 17 に示すように、輝度比 R/G が大きくなるのに従って、輝度比 B/G 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。輝度比 R/G は血液量と相関関係があるため、輝度比 R/G が大きくなるほど血液量も大きくなる。酸素飽和度用画像の B 画像、G 画像、R 画像の中で、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、G 画像であり、その次が B 画像である。これは、G 画像に含まれる波長成分の 540 ~ 580 nm の吸光係数が、B 画像に含まれる波長成分の 470 nm 付近の吸光係数よりも高いためである（図 6 参照）。したがって、輝度比 B/G においては、血液量が大きくなるほど、分子の B の輝度値の低下よりも分母の G の輝度値の低下の方が大きくなる。即ち、輝度比 B/G は、血液量が大きくなるにつれて、大きくなる。

【0067】

酸素飽和度算出部 84 は、相関関係記憶部 83 に記憶された相関関係と輝度比算出部 82 で求めた輝度比 B/G 、 R/G とを用いて、酸素飽和度用画像の各画素における酸素飽和度を求める。この酸素飽和度算出部 84 では、酸素飽和度画像処理部 80 に入力された酸素飽和度用画像について、各画素毎に酸素飽和度を算出する。ここで、酸素飽和度用画像のうち、B 画像、G 画像、R 画像の所定画素の輝度値を、それぞれ B^* 、 G^* 、 R^* とする。まず、輝度比算出部 82 は、輝度値 B^* と輝度値 G^* から輝度比 B^*/G^* を求め

10

20

30

40

50

るとともに、輝度値 R^* と輝度値 G^* から輝度比 R^* / G^* を求める。

【0068】

そして、図18に示すように、相関関係記憶部83に記憶した相関関係から、輝度比算出部82で求めた輝度比 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% 限界の下限ライン87と酸素飽和度 = 100% 限界の上限ライン88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18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。

【0069】

一方、対応点が下限ライン87と上限ライン88との間から外れている場合、対応点が下限ライン87よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン88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、対応点が下限ライン87と上限ライン88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モニタ14上に表示しないようにしてもよい。

10

【0070】

酸素飽和度画像生成部85は、酸素飽和度算出部84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モニタ14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）で表した完全疑似カラー画像の他、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し、それ以外の領域については通常画像の色（通常光画像で使用する色）で表した一部疑似カラー画像などがある。また、酸素飽和度画像の表示方法としては、図19Aに示すように、通常画像90と酸素飽和度画像91をモニタ14上に並列に配置して同時に表示してもよく、また、図19Bに示すように、モニタ14上で、通常画像90と酸素飽和度画像91を交互に切り替えて表示してもよい。

20

【0071】

なお、第1実施形態では、酸素飽和度観察モード時に、通常用R光、酸素飽和度用R光、通常用G光、酸素飽和度用G光、通常用B光、酸素飽和度用B光の順で照射するが、これに限定されない。例えば、通常用R光、G光、B光を照射した後に、酸素飽和度用R光、G光、B光の順で照射してもよい。

30

【0072】

なお、第1実施形態では、モノクロ高感度センサでビニング処理を行ったが、モノクロ通常センサ53のビニング処理を行ってもよい。この場合、酸素飽和度用照明光が入射したときのみビニング処理を行う。また、モノクロ通常センサでビニング処理を開始するために用いる閾値は、上記ビニング開始用閾値（モノクロ高感度センサでビニング処理を開始するために用いる閾値）よりも高めに設定することが好ましい。

【0073】

第2実施形態では、酸素飽和度画像の生成に必要な照明光として、第1実施形態の酸素飽和度用G光、R光に代えて、通常用G光、R光を使用する。それ以外については、第1実施形態と同様であるので、第1実施形態と第2実施形態とで異なる部分についてのみ以下説明を行う。

40

【0074】

図20に示すように、回転フィルタ90は、第1実施形態と同様、内側領域35と外側領域37を備えており、通常観察モード時には、内側領域35を広帯域光BBの光路上に挿入する内側位置へ回転フィルタ90を移動させ、酸素飽和度観察モード時には、外側領域37を広帯域光BBの光路上に挿入する外側位置へ回転フィルタ90を移動させる。内側領域35のフィルタ構成については、第1実施形態の回転フィルタ31と同様である。なお、FT方式のCCDイメージセンサを使用する場合には、図20に示す遮光部付きの回転フィルタ90を使用する必要があるが、FIT方式やIT方式の場合には、遮光部無しの回転フィルタを使用してもよい。

50

【0075】

これに対して、外側領域37には、第1実施形態の回転フィルタ31と異なり、酸素飽和度用Rフィルタ42rと酸素飽和度用Gフィルタ42gが設けられていない。即ち、通常用Rフィルタ40r、通常観察用Gフィルタ40g、通常観察用Bフィルタ40b、酸素飽和度用Bフィルタ42bの合計4つのフィルタが、周方向に沿って配置されている。そして、各フィルタ40r、40g、40b、42bの間は広帯域光BBを遮光する遮光部となっている。

【0076】

したがって、酸素飽和度観察モード時には、外側位置にセットされた回転フィルタ90が回転することで、図21に示すように、通常用R光が被検体に照射された後、一定の遮光期間を経た上で、通常用G光が被検体に照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、通常用B光が被検体に照射される。その後に、一定の遮光期間を経た上で、酸素飽和度用B光が被検体に照射される。

【0077】

図22に示すように、第2実施形態では、通常撮像素47のAFE55は、第1実施形態と異なり、撮像素信号を通常用DSP72に inputs するだけでなく、高感度用DSP73に inputs する。そして、第2実施形態の通常用DSP72は、第1通常センサ画像については、第1実施形態と同様に、通常用R信号、通常用G信号、通常用B信号から生成する一方、第2通常センサ画像については、第1実施形態と異なり、通常撮像素47のAFE55から inputs された通常用R信号、通常用G信号、酸素飽和度用B信号から生成する。一方、第2実施形態の高感度用DSP73は、第1実施形態と異なり、通常撮像素47のAFE55から inputs された通常用R信号、通常用G信号に加えて、高感度撮像素49のAFE55から inputs された酸素飽和度用B信号から生成される。

【0078】

第2実施形態の光量判定部78では、酸素飽和度観察モードに設定されている場合に、第2通常センサ画像のB画像または高感度センサ画像のB画像から、酸素飽和度用B光の光量を検出する。そして、光量判定部78は、検出した酸素飽和度用B光の光量が、酸素飽和度画像上で酸素飽和度の変化を確実に観察するために十分な光量に達しているか否か（低光量か否か）を判定する。

【0079】

第2実施形態におけるビニング処理は、以下のようにして行われる。図23に示すように、光量判定部78は、酸素飽和度用B光の照射により得られる高感度センサ画像に基づいて、画素換算平均値を算出する。そして、この算出した画素平均値とビニング開始用閾値及びビニング停止用閾値とを比較することによって、上記第1実施形態と同様のビニング処理の開始・停止の制御を行う。

【0080】

ここで、第2実施形態では、モノクロ高感度センサ60でビニング処理を行った場合には、モノクロ通常センサ53から出力した通常用R信号、G信号の画素数と、モノクロ高感度センサ60から出力した酸素飽和度用B信号の画素数と揃える必要がある。これは、酸素飽和度画像の生成に、酸素飽和度用B信号に加えて、通常用R信号、通常用G信号を用いるためである。以上のように、通常用R信号、G信号と酸素飽和度用B信号とで画素数を揃えることによって、通常用R信号、G信号上での被検体像と酸素飽和度用B信号上での被検体像とがほぼ一致する（すなわち各信号における表示領域が合うようになる）。

【0081】

例えば、図24に示すように、2画素×2画素のビニング処理が施された酸素飽和度用B信号の画素数は、通常用R信号、G信号の画素数Nの1/4となっている。この場合、酸素飽和度用B信号の画素数を4倍にする拡大処理を行う（または通常用R信号、G信号の画素数を1/4にする縮小処理を行う）ことによって、各信号間の画素数を揃える。そして、画素数が揃った通常用R信号、G信号及び酸素飽和度用B信号に基づいて、酸素飽和度画像の生成を行う。

【 0 0 8 2 】

また、第 2 実施形態では、モノクロ通常センサ 5 3 とモノクロ高感度センサ 6 0 の切替は、以下のようにして行われる。図 2 5 A に示すように、酸素飽和度用照明光が低光量でないと判定される限り、酸素飽和度用 B 光は、モノクロ通常センサ 5 3 で検出される。これにより、図 2 5 B に示すように、モノクロ通常センサ 5 3 からは、通常用 R 信号、通常用 G 信号、通常用 B 信号、酸素飽和度用 B 信号が、この順で読み出される。

【 0 0 8 3 】

そして、光量判定部 7 8 が、酸素飽和度用 B 光が低光量であると判定した場合には、図 2 6 A に示すように、酸素飽和度用 B 光の検出をモノクロ高感度センサ 6 0 に切り替える。モノクロ通常センサ 5 3 は、第 1 実施形態と同様、通常用 R 光、G 光、B 光の各発光期間に被検体の撮像を行い、各発光期間の後の遮光期間に撮像信号の読出を行う。また、モノクロ通常センサ 5 3 は、酸素飽和度用 B 光が発光された後の遮光期間に、酸素飽和度用 B 光の光電変換により発生した電荷を排出する。一方、モノクロ高感度センサ 6 0 は、第 1 実施形態と異なり、酸素飽和度用 B 光の発光期間にのみ被検体像の撮像を行い、酸素飽和度用 B 光の発光後に設けられた遮光期間に撮像信号の読出を行う。また、モノクロ高感度センサ 6 0 は、通常用 B 光の発光された後の遮光期間に、通常用 B 光の光電変換により発生した電荷を排出する。

【 0 0 8 4 】

これにより、図 2 6 B に示すように、モノクロ通常センサ 5 3 からは、通常用 R 信号、通常用 G 信号、通常用 B 信号が読み出され、モノクロ高感度センサ 6 0 からは、酸素飽和度用 B 信号が読み出される。そして、通常用 R 信号、通常用 G 信号、通常用 B 信号に基づいて通常画像が生成され、通常用 R 信号、通常用 G 信号、酸素飽和度用 B 信号に基づいて、酸素飽和度画像が生成される。通常画像及び酸素飽和度画像の生成方法は、第 1 実施形態と同様である。

【 0 0 8 5 】

なお、図 2 5 A、B 及び図 2 6 A、B は、F T 方式のように、各照明光の発光期間の間に遮光期間を設ける必要（電荷転送のため）がある場合の撮像制御を表している。一方、F I T 方式や I T 方式の場合であれば、図 2 5 C 及び図 2 6 C に示すように、遮光期間は不要である。ここで、図 2 5 C は、図 2 5 A に対応しており、酸素飽和度用照明光が低光量でない場合の撮像制御を示している。また、図 2 6 C は、図 2 6 A に対応しており、酸素飽和度用照明光が低光量である場合の撮像制御を示している。

【 0 0 8 6 】

第 2 実施形態においては、回転フィルタ 9 0 に代えて、図 2 7 に示すように、酸素飽和度用 B フィルタ 4 2 b のフィルタ面積が大きい回転フィルタ 9 1 を用いてもよい。この回転フィルタ 9 1 を用いることで、酸素飽和度用 B 光の発光期間が、他の通常用 R 光、G 光、B 光の各発光期間よりも長くなる。これにより、酸素飽和度用 B 光の発光時には、高感度で撮像を行うことができる。ここで、F T 方式の C C D イメージセンサを使用する場合には、図 2 7 に示す遮光部付きの回転フィルタ 9 1 を使用する必要があるが、F I T 方式や I T 方式の場合には、遮光部無しの回転フィルタを使用してもよい。

【 0 0 8 7 】

なお、回転フィルタ 9 1 を用いた場合、図 2 8 A 及び B に示すように、酸素飽和度用 B 光の発光時には、モノクロ通常センサ 5 3 及びモノクロ高感度センサ 6 0 とともに、通常用 R 光、G 光、B 光の発光時の撮像期間よりも長い撮像期間で撮像を行う。これら図 2 8 A、B は、F T 方式のように、各照明光の発光期間の間に遮光期間を設ける必要（電荷転送のため）がある場合の撮像制御を表している。一方、F I T 方式や I T 方式の場合であれば、図 2 8 C 及び図 2 8 D に示すように、遮光期間は不要である。ここで、図 2 8 A、C は、酸素飽和度用照明光が低光量でない場合の撮像制御を示しており、図 2 8 B、D は、酸素飽和度用照明光が低光量である場合の撮像制御を示している。

【 0 0 8 8 】

なお、第 2 実施形態では、酸素飽和度観察モード時に、通常用 R 光、通常用 G 光、通常

用 B 光、酸素飽和度用 B 光の順で照射するが、照射順は、これに限定されない。

【 0 0 8 9 】

第 3 実施形態では、モノクロ高感度センサにおける露光時間を延長することによって、酸素飽和度画像の生成に使用する撮像信号を高感度化する。そのため、第 3 実施形態においては、図 2 9 に示すように、光線分離部 4 5 とモノクロ高感度センサ 6 0 との間に、露光時間を調整するシャッタ 9 5 が設けられている。シャッタ 9 5 は、M P U 7 0 内の露光時間制御部 7 0 c によって駆動制御される。

【 0 0 9 0 】

以下においては、酸素飽和度用 R 信号、G 信号、B 信号から酸素飽和度画像を生成する場合（第 1 実施形態参照）の露光時間調整について説明を行うが、通常用 R 信号、G 信号及び酸素飽和度用 B 信号から酸素飽和度画像を生成する場合（第 2 実施形態参照）についても同様の手順で露光時間調整を行うことができる。なお、第 3 実施形態は、ビンニング処理を行う以外は第 1 及び第 2 実施形態と同様であるので、第 1 及び第 2 実施形態と共通する部分については説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

図 2 9 に示すように、プロセッサ 7 5 の光量判定部 7 8 は、高感度センサ画像（酸素飽和度用 R 信号、G 信号、B 信号から生成される画像）に基づいて、画素換算平均値を算出する。そして、算出した画素換算平均値と予め設定した閾値との比較を行う。閾値には、露光時間延長が行われていない場合に用いられる露光時間延長開始用閾値と、露光時間延長が行われている場合に用いられる露光時間延長停止用閾値とがある。露光時間延長停止用閾値は露光時間延長開始用閾値よりも大きく設定することが好ましい。例えば、露光時間延長停止用閾値は、露光時間延長開始用閾値 $\times 4$ にする。

【 0 0 9 2 】

したがって、図 3 0 に示すように、露光時間延長停止中は、高感度センサ画像の画素換算平均値がビンニング開始用閾値を上回っている限り、 $1 / 3 0$ の露光時間で撮像が行われる。そして、露光時間延長開始用閾値を下回った場合には、露光時間が $1 / 3 0$ から $1 / 7 . 5$ に延長される（シャッタ 9 5 が空いている時間が長くなる）。即ち、露光時間延長が開始する。露光時間延長実行中は、高感度センサ画像の画素換算平均値が露光時間延長停止用閾値を下回っている限り、露光時間 $1 / 7 . 5$ での撮像が継続する。そして、露光時間延長停止用閾値を上回った場合に、露光時間延長は停止する。即ち、露光時間 $1 / 3 0$ での撮像に復帰する。なお、露光時間の延長の程度は、高感度センサ画像の画素換算平均値に応じて、任意に切り替えてもよい。

【 0 0 9 3 】

なお、第 3 実施形態においては、露光時間延長開始用閾値及び露光時間延長停止用閾値に加えて、第 1 実施形態に示すモノクロ通常センサとモノクロ高感度センサの切替用の閾値を用いることで、酸素飽和度用照明光の光量の低下に合わせて、モノクロ通常センサ→モノクロ高感度センサ→露光時間延長と切り替えてもよい。さらには、これら閾値に加えて、第 3 実施形態に示すビンニング処理開始用閾値及びビンニング処理停止用閾値を用いることにより、酸素飽和度用照明光の光量の低下に合わせて、モノクロ通常センサ→モノクロ高感度センサ→露光時間延長、ビンニング処理のいずれか一方→露光時間延長とビンニング処理の併用と切り替えてもよい。

【 0 0 9 4 】

なお、第 3 実施形態では、モノクロ高感度センサで露光時間の延長を行ったが、モノクロ通常センサから出力した酸素飽和度用 R 信号、G 信号、B 信号で酸素飽和度画像を生成する場合には、モノクロ通常センサで露光時間の延長を行ってもよい。この場合、上記と同様、光線分離部 4 5 とモノクロ通常センサ 5 3 との間にシャッタ 9 5 を設け、酸素飽和度用 B 照明光が入射したときのみ露光時間の延長を行う。モノクロ通常センサで露光時間延長を開始するために用いる閾値は、上記露光時間延長開始用閾値よりも高めに設定することが好ましい。

【 0 0 9 5 】

なお、露光時間延長とビニング処理は、いずれかを選択的に行ってもよい。この場合、観察距離（遠景or近景）に応じて、ビニング処理、露光時間延長のいずれかを選択する。例えば遠景の場合には、解像度が低下するビニング処理ではなく、露光時間延長を選択することが好ましい。これに対して、近景の場合には、ビニング処理を行うことが好ましい。

【0096】

なお、上記実施形態では、回転フィルタを備えた光源装置13を用いて、各種照明光を生成したが、この光源装置13に代えて、図31に示すように、レーザ光源LD1、2、蛍光体98、レーザ光源LD1、LD2の駆動を制御する光源制御部102を備えた光源装置100を用いて、各種照明光を生成してもよい。なお、この光源装置100を用いた場合には、内視鏡の通常撮像系においては、モノクロ通常センサ53に代えて、RGBのカラーフィルタが設けられた同時式カラー通常センサ110が用いられ、同様にして、高感度撮像系においては、モノクロ高感度センサ60に代えて、RGBのカラーフィルタが設けられた同時式カラー高感度センサ112が用いられる。これらカラー通常センサ110及びカラー高感度センサ112は、電子シャッタを有するIT（インターライントランスファ）方式の撮像素子である。

10

【0097】

図32に示すように、レーザ光源LD1は、波長域が 440 ± 10 nmに制限された狭帯域光N1を発光する。レーザ光源LD2は、波長域が 470 ± 10 nmに制限された狭帯域光N2を発光する。レーザ光源LD1、LD2としては、InGaIn系、InGaInAs系、GaInAs系のレーザダイオードを用いることができる。レーザ光源LD1、LD2が発光する光は、光ファイバ104によってコンバイナ106に導光される。コンバイナ106は、各光ファイバ104からの光を合波する機能を持つ光学部材であり、選択的に入射する各光ファイバ104からの光の光軸を1つに結合する。コンバイナ106の下流には、蛍光体98が設けられている。なお、レーザ光源に代えて、LED（Light Emitting Diode）を用いてもよい。

20

【0098】

蛍光体98は、狭帯域光N1によって励起されて、緑色領域から赤色領域にわたる波長域の蛍光FL1を発光する。この蛍光FL1と蛍光体98を透過した狭帯域光N1によって通常用照明光が生成される。また、蛍光体98は、狭帯域光N2にも励起され、緑色領域から赤色領域にわたる蛍光FL2を発光する。この蛍光FL2は蛍光FL1よりも若干光量が低くなっている。そして、蛍光FL2と蛍光体98を透過した狭帯域光N2によって、酸素飽和度用照明光が生成される。なお、蛍光体としては、青色の励起光で緑色領域から赤色領域にわたる波長域の蛍光を励起発光するものであれば、特に限定されない。例えばマイクロホワイト（登録商標）を用いてもよい。

30

【0099】

光源制御部102は、通常観察モード時には、図33Aに示すように、レーザ光源LD1のみを駆動させることで、被検体に通常用照明光を常時照射する。一方、光源制御部102は、酸素飽和度観察モード時には、図33Bに示すように、レーザ光源LD1とレーザ光源LD2を交互に駆動することによって、通常用照明光と酸素飽和度用照明光とを交互に被検体に照射する。これら通常用照明光、酸素飽和度用照明光は、集光レンズ38及びロッドインテグレータ39を通して、ライドガイド43に入射される。

40

【0100】

光源装置100を用いた場合の通常撮像系及び高感度撮像系の駆動制御を、以下に示す。上記第1実施形態と同様に、酸素飽和度用照明光が低光量でない場合には、図34Aに示すように、通常用照明光及び酸素飽和度用照明光のいずれも、カラー通常センサ110で検出される。カラー通常センサ110は、各照明光の発光期間に被検体像の撮像を行い、撮像後に各撮像信号の読出を行う。また、通常用照明光の発光期間と酸素飽和度用照明光の発光期間の間には、電子シャッタが作動して、センサ内の電荷が排出される。以上から、図34Bに示すように、カラー通常センサ110からは、通常用照明光の発光・撮像

50

時に、通常用 R 信号、通常用 G 信号、通常用 B 信号が読み出され、酸素飽和度用照明光の発光・撮像時に、酸素飽和度用 R 信号、酸素飽和度用 G 信号、酸素飽和度用 B 信号が読み出される。

【0101】

そして、酸素飽和度用照明光が低光量となった場合には、図 35 A に示すように、通常用照明光をカラー通常センサ 110 で検出する一方で、酸素飽和度用照明光をカラー高感度センサ 112 で検出する。カラー通常センサ 110 は、通常用照明光の発光期間に被検体像の撮像を行い、撮像後に撮像信号の読出を行う。同様に、カラー高感度センサ 112 は、酸素飽和度用照明光の発光期間に被検体の撮像を行い、撮像後に撮像信号の読出しを行う。これにより、図 35 B に示すように、カラー通常センサ 110 からは、通常用 R 信号、通常用 G 信号、通常用 B 信号が読み出され、カラー高感度センサ 112 からは、酸素飽和度用 R 信号、酸素飽和度用 G 信号、酸素飽和度用 B 信号が読み出される。

10

【0102】

なお、光源装置 100 では、蛍光と青色の狭帯域光とを組み合わせる通常用照明光や酸素飽和度用照明光を生成したが、これに代えて、キセノンランプの光とレーザ光の組み合わせで生成してもよく、また、キセノンランプの光と LED 光の組み合わせで生成してもよい。

【0103】

なお、上記実施形態では、酸素飽和度画像の生成に、473 nm の狭帯域成分を有する酸素飽和度用 B 光を用いたが、その他の波長域の照明光を用いてもよい。例えば、高感度センサに励起光バリアフィルタが設けられた AFI 内視鏡用スコープを、上記実施形態のプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に装着する場合には、バリアフィルタの透過波長域内（例えば、500 ~ 630 nm）で、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長域（例えば、560 ± 10 nm）の光を用いることが好ましい。

20

【0104】

なお、上記実施形態では、473 nm の狭帯域成分を有する酸素飽和度用 B 信号と、緑色広帯域成分を有する酸素飽和度用 G 信号と、赤色広帯域成分を有する酸素飽和度用 R 信号を用いて、血液量に依存しない酸素飽和度の算出を行ったが、445 nm の狭帯域成分を有する第 1 酸素飽和度用 B 信号、473 nm の狭帯域成分を有する第 2 酸素飽和度用 B 信号、405 nm の狭帯域成分を有する第 3 酸素飽和度用 B 信号を用いて、血管深さに依存しない酸素飽和度の算出を行ってもよい。この場合、回転フィルタ 31 の外側領域 37 の酸素飽和度用 G フィルタ 42 g を、445 ± 10 nm の狭帯域光を透過させるフィルタに変更し、酸素飽和度用 R フィルタ 42 r を、405 ± 10 nm の狭帯域光を透過させるフィルタに変更する。

30

【0105】

血管深さに依存しない酸素飽和度の算出には、図 36 に示す血管深さと酸素飽和度の相関関係が用いられる。図 36 において、輝度座標系 120 は、XY の 2 軸を持つ XY 座標系であり、第 1 酸素飽和度用 B 信号及び第 3 酸素飽和度用 B 信号間の第 1 輝度比 S_1 / S_3 が X 軸に割り当てられ、第 2 酸素飽和度用 B 信号及び第 3 酸素飽和度用 B 信号間の第 2 輝度比 S_2 / S_3 が Y 軸に割り当てられている。血管情報座標系 121 は、輝度座標系 120 上に設けられた UV の 2 軸を持つ UV 座標系であり、U 軸は血管深さ D に、V 軸は酸素飽和度 S_{tO_2} に割り当てられている。

40

【0106】

U 軸は血管深さが輝度座標系 120 に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。この U 軸に関して、右斜め上にいくほど血管が浅い位置にあることを、左斜め下に行くほど血管が深い位置にあることを示している。一方、V 軸は、酸素飽和度が輝度座標系 120 に対して負の相関関係を有することから、負の傾きを有している。この V 軸に関して、左斜め上に行くほど酸素飽和度 S_{tO_2} が低いことを、右斜め下に行くほど、酸素飽和度 S_{tO_2} が高いことを示している。また、血管情報座標系 121 においては、U 軸と V 軸とは交点 P で直交している。

50

【 0 1 0 7 】

そして、実際に酸素飽和度を算出する際には、被検体の撮像によって得られる第 1 酸素飽和度用 B 信号及び第 3 酸素飽和度用 B 信号間の第 1 輝度比を $S1^*/S3^*$ を算出するとともに、第 2 酸素飽和度用 B 信号及び第 3 酸素飽和度用 B 信号間の第 2 輝度比を $S2^*/S3^*$ を算出する。そして、図 37 に示すように、輝度座標系 120 において、第 1 及び第 2 輝度比 $S1^*/S3^*$ 、 $S2^*/S3^*$ に対応する座標 (X^* , Y^*) を特定する。座標 (X^* , Y^*) が特定されたら、血管情報座標系 121 において、特定した座標 (X^* , Y^*) を、酸素飽和度の座標軸である V 軸と、血管深さの座標軸である U 軸にそれぞれ射影して、座標 (U^* , V^*) を特定する。これにより、1 つの画素について、血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求まる。こうした処理を 1 画面分の全画素について繰り返して、全画素に対する血管深さ情報及び酸素飽和度情報を求める。この求めた酸素飽和度情報に基づいて、酸素飽和度画像を生成する。

10

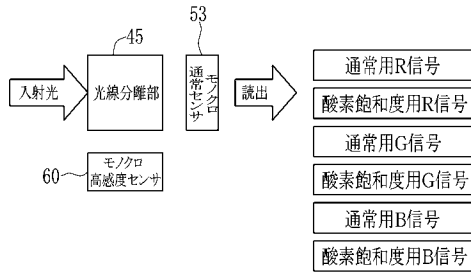
【 符号の説明 】

【 0 1 0 8 】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 47 通常撮像系
- 49 高感度撮像系
- 53 モノクロ通常センサ
- 60 モノクロ高感度センサ
- 70 MPU
- 70b ビニング処理部
- 70c 露光時間制御部
- 78 光量判定部
- 80 酸素飽和度画像処理部
- 110 カラー通常センサ
- 112 カラー高感度センサ

20

【図 1 3 B】



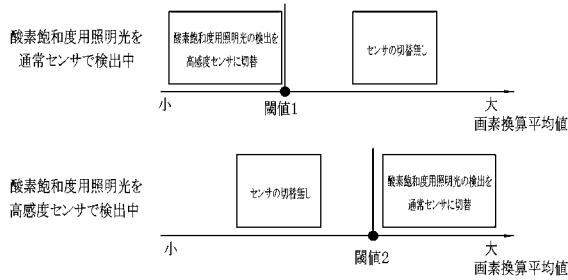
【図 1 3 C】



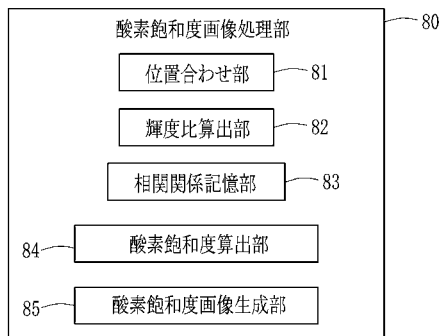
【図 1 4 A】



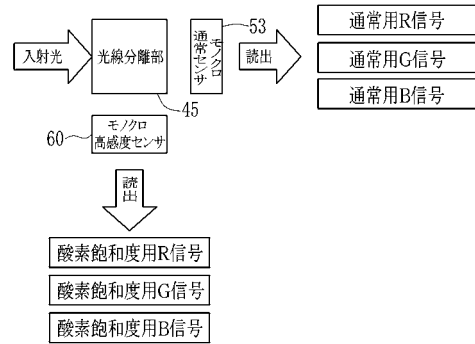
【図 1 5】



【図 1 6】



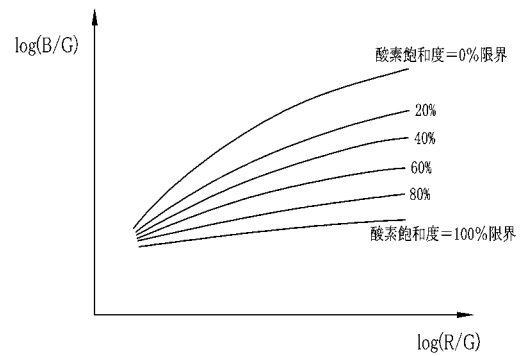
【図 1 4 B】



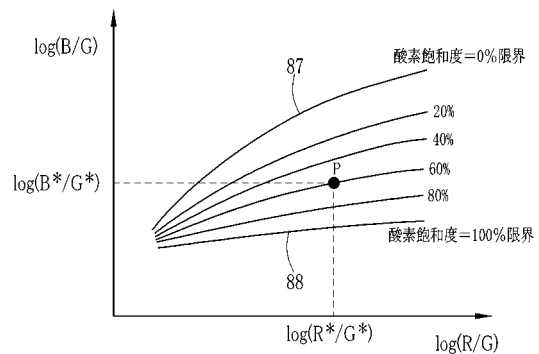
【図 1 4 C】



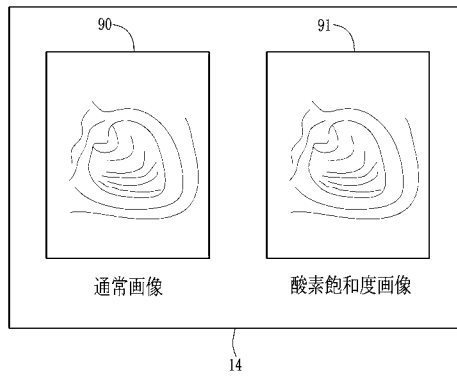
【図 1 7】



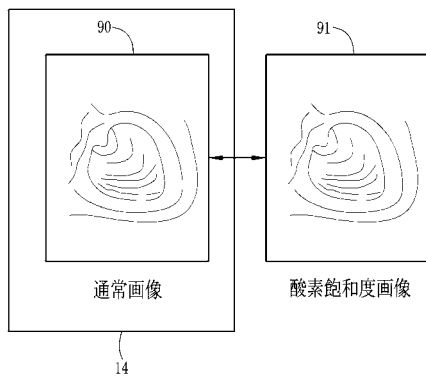
【図 1 8】



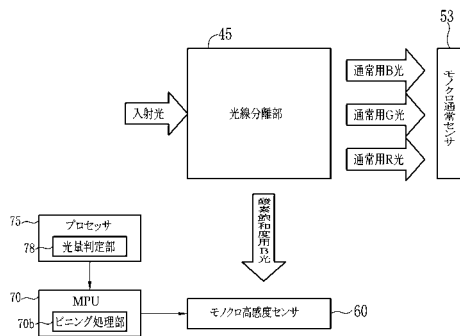
【図 19 A】



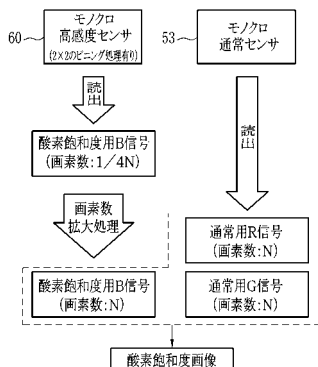
【図 19 B】



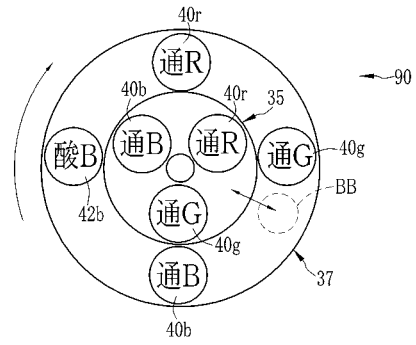
【図 23】



【図 24】



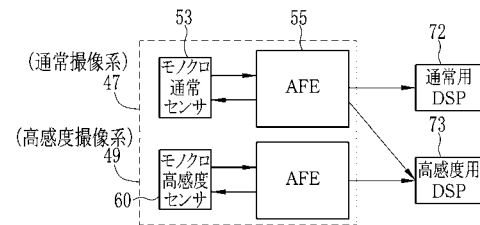
【図 20】



【図 21】

照明光	通常 R	遮光	通常 G	遮光	通常 B	遮光	酸素 B	遮光
-----	------	----	------	----	------	----	------	----

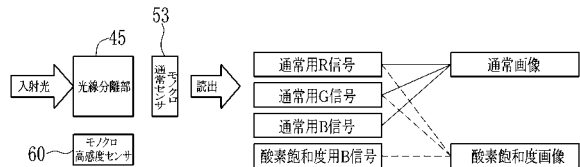
【図 22】



【図 25 A】

照明光	通常 R	遮光	通常 G	遮光	通常 B	遮光	酸素 B	遮光
通常センサ	撮像	読出	撮像	読出	撮像	読出	撮像	読出
高感度センサ								

【図 25 B】



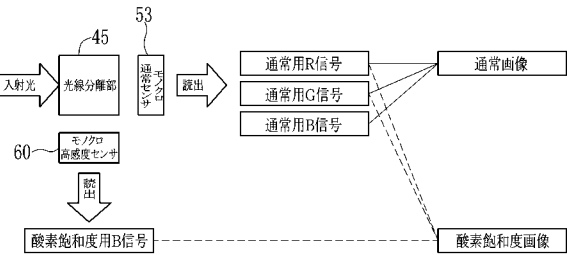
【図 25 C】

照明光	通常 R	通常 G	通常 B	酸素 B
通常センサ	撮像	撮像	撮像	撮像
高感度センサ				

【 図 2 6 A 】



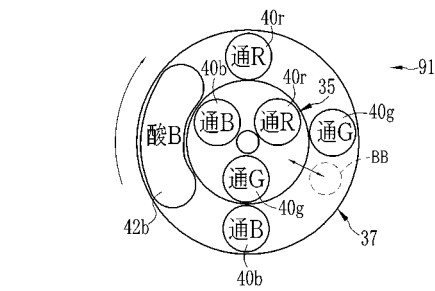
【 図 2 6 B 】



【 図 2 6 C 】



【 図 2 7 】



【 図 2 8 A 】



【 図 2 8 B 】



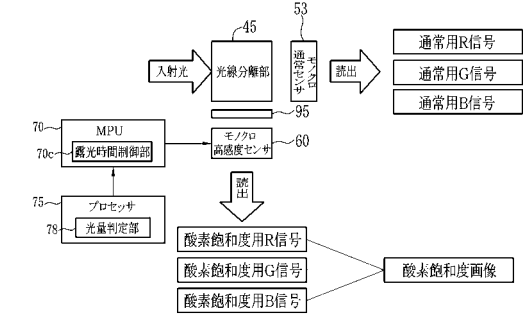
【 図 2 8 C 】



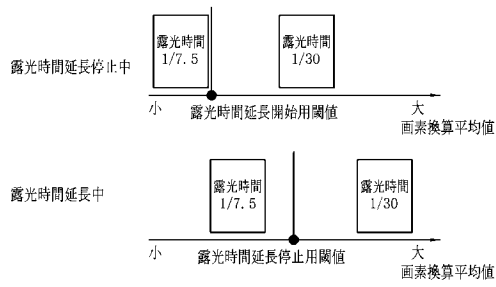
【 図 2 8 D 】



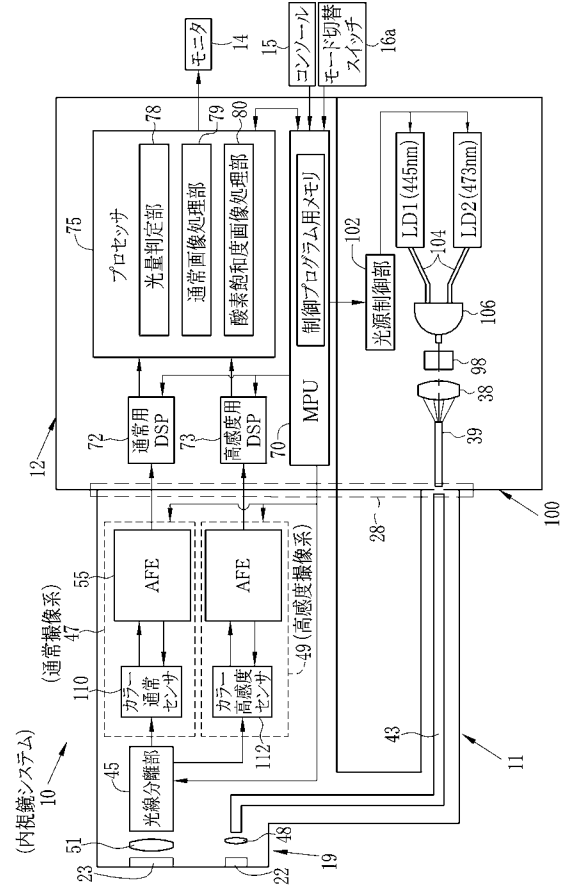
【 図 2 9 】



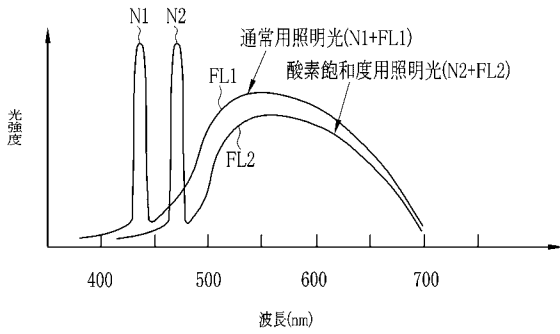
【図 3 0】



【図 3 1】



【図 3 2】



【図 3 4 A】

照明光	通常 照明光	酸素 照明光
通常センサ	撮像	撮像
高感度センサ	読出	読出

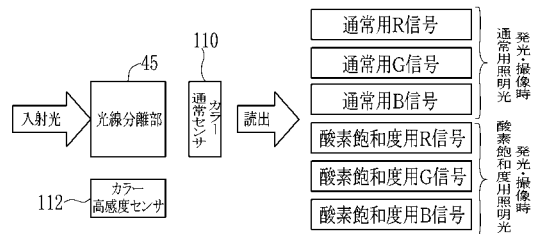
【図 3 3 A】

照明光	通常 照明光
-----	-----------

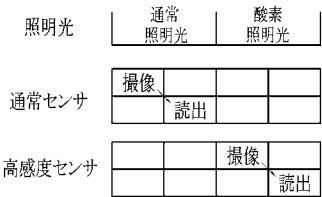
【図 3 3 B】

照明光	通常 照明光	酸素 照明光
-----	-----------	-----------

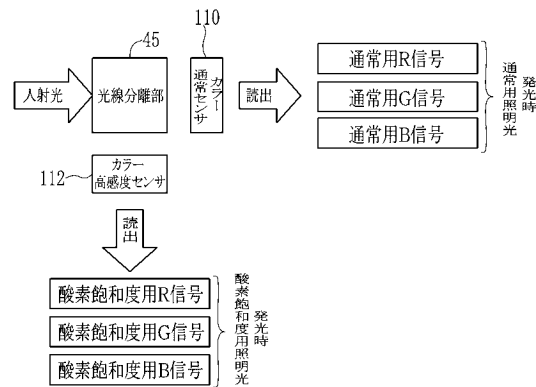
【図 3 4 B】



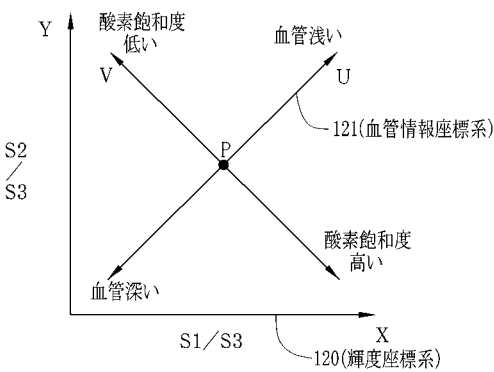
【 図 3 5 A 】



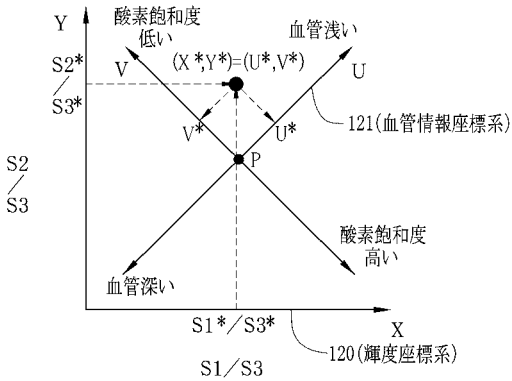
【 図 3 5 B 】



【 図 3 6 】



【 図 3 7 】



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的控制程序		
公开(公告)号	JP2014014438A	公开(公告)日	2014-01-30
申请号	JP2012152641	申请日	2012-07-06
[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	加來俊彦 村山任		
发明人	加來 俊彦 村山 任		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.362.A A61B1/045.611 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/045.632 A61B5/14.321 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/PP15 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/SS06 4C161/SS18 4C161/TT04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15 4C038/KK01 4C038/KL02 4C038/KL07 4C038/KM01		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5623469B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得尽可能多的分辨率的氧饱和度图像，同时确保捕获血红蛋白氧饱和度变化所需的灵敏度。 解决方案：用照明光照射待检查对象，氧饱和度为 $473\pm 10\text{nm}$ ，其具有不同的氧化和脱氧血红蛋白的吸收系数，并且其反射图像由图像拾取装置（单色法向传感器53或单色高灵敏度传感器60）拾取。拍一张照片。通过该成像，获得氧饱和度的信号。只有当氧饱和度照明光的反射光的光量低于预定阈值时，才增加氧饱和度信号的灵敏度。通过图像拾取元件的合并处理或曝光时间调整来实现高灵敏度。点域7

