

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5911496号

(P5911496)

(45) 発行日 平成28年4月27日 (2016. 4. 27)

(24) 登録日 平成28年4月8日 (2016. 4. 8)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0
	A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 15 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2013-532530 (P2013-532530)	(73) 特許権者	306037311
(86) (22) 出願日	平成24年8月22日 (2012. 8. 22)		富士フイルム株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/071174		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(87) 国際公開番号	W02013/035532	(74) 代理人	100075281
(87) 国際公開日	平成25年3月14日 (2013. 3. 14)		弁理士 小林 和憲
審査請求日	平成26年8月7日 (2014. 8. 7)	(72) 発明者	齋藤 孝明
(31) 優先権主張番号	特願2011-193186 (P2011-193186)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(32) 優先日	平成23年9月5日 (2011. 9. 5)		富士フイルム株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	山口 博司
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	飯田 孝之
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に照明光を照射する照明部と、

前記照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、前記検体の凹凸情報を含む第2の画像信号とを取得する画像信号取得部と、

前記第1の画像信号を前記検体の凹凸情報を含む前記第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号と前記酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第1メモリと、

前記第1メモリに記憶した前記相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

特定深さに位置する血管の前記酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、

前記酸素飽和度画像を表示する表示器と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像信号取得部は、白色光で照明された検体を撮像することにより、前記白色光の反射光に対応する第3の画像信号を取得し、

前記酸素飽和度画像作成部は、前記第3の画像信号に基づいて、前記酸素飽和度が一定

10

20

値を下回る血管のみを疑似カラーで表した前記酸素飽和度画像を作成する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 3 の画像信号に基づいて、前記特定深さの血管を強調した血管強調画像を作成する血管強調画像作成部を備え、

前記酸素飽和度画像作成部は、前記血管強調画像に前記酸素飽和度の情報を反映させることによって、前記酸素飽和度画像を作成する、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記血管強調画像作成部は、

前記第 3 の画像信号に基づいて通常光画像を作成する通常光画像作成部と、

前記通常光画像から前記特定深さの血管を抽出した血管抽出画像を作成する血管抽出部と、

前記血管抽出画像を前記通常光画像に合成して前記血管強調画像を作成する強調画像作成部と、

を有することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記血管抽出部は、前記通常光画像における青色信号と緑色信号の比に基づいて、前記通常光画像から前記特定深さの血管を抽出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記酸素飽和度画像作成部は、血管及びそれ以外の部分を疑似カラーで表すとともに、前記酸素飽和度に応じて前記血管の色が変化する前記酸素飽和度画像を作成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号との信号比が予め定めた規定値となるように、前記照明部または前記画像信号取得部を制御する制御部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明部は、

前記第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、

前記第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を発する第 2 の半導体光源と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記照明部は、

前記第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、

白色光を波長分離することにより、前記第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を作成する波長分離部と、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記特定深さが表層である場合は、前記第 1 の波長範囲は 460 ~ 480 nm であり、前記特定深さが中深層である場合は、前記第 1 の波長範囲は 640 ~ 660 nm であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

検体に照明光を照射する照明部と、

前記照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応し、前記検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号と、白色光の反射光に対応する第 3 の画像信号と、を取得する画像信号取得部と、

10

20

30

40

50

前記第 1 の画像信号を前記検体の凹凸情報を含む前記第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号と、前記第 3 の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係を予め記憶した第 2 メモリと、

前記第 2 メモリに記憶した前記相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記ゲインを算出するゲイン算出部と、

前記ゲインによって前記第 3 の画像信号の信号値を変化させることによって、酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 1 2】

照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応し、前記検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、前記第 1 及び第 2 の画像信号を受信する受信部と、

前記第 1 の画像信号を前記検体の凹凸情報を含む前記第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号と前記酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第 1 メモリと、

前記第 1 メモリに記憶した前記相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

特定深さに位置する血管の前記酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 1 3】

照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応し、前記検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号と、白色光の反射光に対応する第 3 の画像信号と、を取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、前記第 1 及び第 2 の画像信号を受信する受信部と、

前記第 1 の画像信号を前記検体の凹凸情報を含む前記第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、

前記規格化信号と、前記第 3 の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係を予め記憶した第 2 メモリと、

前記第 2 メモリに記憶した前記相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記ゲインを算出するゲイン算出部と、

前記ゲインによって前記第 3 の画像信号の信号値を変化させることによって、酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 1 4】

照明部が照明光を発する発光ステップと、

画像信号取得部が、検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応し、前記検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得ステップと、

規格化信号作成部が、前記第 1 の画像信号を前記検体の凹凸情報を含む前記第 2 の画像信号で規格化した規格化信号を作成する規格化信号作成ステップと、

酸素飽和度算出部が、第 1 メモリに予め記憶した前記規格化信号と前記酸素飽和度との相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、

10

20

30

40

50

酸素飽和度画像作成部が、特定深さに位置する血管の前記酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、
を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【請求項 15】

照明部が照明光を発する発光ステップと、

画像信号取得部が、検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、前記検体の凹凸情報を含む第2の画像信号と、白色光の反射光に対応する第3の画像信号と、を取得する画像信号取得ステップと、

10

規格化信号作成部が、前記第1の画像信号を前記検体の凹凸情報を含む前記第2の画像信号で規格化した規格化信号を作成する規格化信号作成ステップと、

ゲイン算出部が、第2メモリに予め記憶した前記規格化信号と前記第3の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係から、前記規格化信号に基づいて前記ゲインを算出するゲイン算出ステップと、

酸素飽和度画像作成部が、前記ゲインによって前記第3の画像信号の信号値を変化させることによって、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、酸素飽和度などの生体機能情報を画像化する内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに画像作成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療では、光源装置、内視鏡装置、プロセッサ装置を備えた内視鏡システムが広く用いられている。この内視鏡システムを用いた内視鏡診断では、照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、特許文献1のように、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いた特殊光観察も行われるようになってきている。

30

【0003】

この特許文献1では、血管の吸光特性や生体組織の散乱特性を利用して、検体の撮像により得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する情報を取り出し、疑似カラー画像化して酸素飽和度画像を作成している。この酸素飽和度画像を診断に用いることで、酸素飽和度が特異的に低くなる癌の発見を容易にすることができるため、診断能が向上する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許2648494号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、酸素飽和度画像を作成するために、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第1の波長成分と、還元ヘモグロビンの吸光係数が酸化ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第2の波長成分の2波長分の画像情報を取得している。これら第1の波長成分と第2の波長成分とは、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の大小関係が異なっているため、酸素飽和度が変化することで、2波長の画像情報間における画素値の差が大きく変化ようになる。この画素値の差の変化は、酸素飽和度画像上で色の違いとして表示され、この色の違いによって血管の

50

酸素状態を把握することができる。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 1 では、第 1 の波長成分を含む第 1 の画像情報と第 2 の波長成分を含む第 2 の画像情報の画素値を比較するために、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等しい等吸収波長域の成分を有する第 3 の画像情報を取得している。したがって、特許文献 1 では、1 フレームの酸素飽和度画像を作成するために、3 フレーム分の画像情報を取得している。そのため、フレームレートが低くなり、検体に動きが生じた場合には、動画の追従性が低下するおそれがある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、フレームレートを低下させることなく、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を正確に表示することができる内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに画像作成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明部と、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号と、第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応し、検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号とを取得する画像信号取得部と、第 1 の画像信号を検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号と酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第 1 メモリと、第 1 メモリに記憶した相関関係から、規格化信号に基づいて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、酸素飽和度画像を表示する表示器と、備えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

画像信号取得部は、白色光で照明された検体を撮像することにより、白色光の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得し、酸素飽和度画像作成部は、第 3 の画像信号に基づいて、酸素飽和度が一定値を下回る血管のみを疑似カラーで表した酸素飽和度画像を作成することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

第 3 の画像信号に基づいて、特定深さの血管を強調した血管強調画像を作成する血管強調画像作成部を備え、酸素飽和度画像作成部は、血管強調画像に酸素飽和度の情報を反映させることによって、酸素飽和度画像を作成することが好ましい。血管強調画像作成部は、第 3 の画像信号に基づいて通常光画像を作成する通常光画像作成部と、通常光画像から特定深さの血管を抽出した血管抽出画像を作成する血管抽出部と、血管抽出画像を通常光画像に合成して血管強調画像を作成する強調画像作成部とを有することが好ましい。血管抽出部は、通常光画像における青色信号と緑色信号の比に基づいて、通常光画像から特定深さの血管を抽出することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

酸素飽和度画像作成部は、血管及びそれ以外の部分を疑似カラーで表すとともに、酸素飽和度に応じて血管の色が変化する酸素飽和度画像を作成することが好ましい。第 1 の画像信号と第 2 の画像信号との信号比が予め定めた規定値となるように、照明部または画像信号取得部を制御する制御部を備えることが好ましい。照明部は、第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を発する第 2 の半導体光源とを有することが好ましい。照明部は、第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光を発する第 1 の半導体光源と、白色光を波長分離することにより、第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光を作成する波長分離部とを有することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

特定深さが表層である場合は、第 1 の波長範囲は 4 6 0 ~ 4 8 0 nm であり、特定深さが中深層である場合は、第 1 の波長範囲は 6 4 0 ~ 6 6 0 nm であることが好ましい。

【0015】

本発明の別の内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明部と、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、検体の凹凸情報を含む第2の画像信号と、白色光の反射光に対応する第3の画像信号と、を取得する画像信号取得部と、第1の画像信号を検体の凹凸情報を含む第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号と、第3の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係を予め記憶した第2メモリと、第2メモリに記憶した相関関係から、規格化信号に基づいてゲインを算出するゲイン算出部と、ゲインによって第3の画像信号の信号値を変化させることによって、酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、を備えることを特徴とする。

10

本発明のプロセッサ装置は、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、検体の凹凸情報を含む第2の画像信号とを取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、第1及び第2の画像信号を受信する受信部と、第1の画像信号を検体の凹凸情報を含む第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号と酸素飽和度との相関関係を予め記憶した第1メモリと、第1メモリに記憶した相関関係から、規格化信号に基づいて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部とを備えることを特徴とする。

20

本発明の別のプロセッサ装置は、照明光で照明された検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、検体の凹凸情報を含む第2の画像信号と、白色光の反射光に対応する第3の画像信号と、を取得する画像信号取得部とを備える電子内視鏡から、第1及び第2の画像信号を受信する受信部と、第1の画像信号を検体の凹凸情報を含む第2の画像信号で規格化して規格化信号を作成する規格化信号作成部と、規格化信号と、第3の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係を予め記憶した第2メモリと、第2メモリに記憶した相関関係から、規格化信号に基づいてゲインを算出するゲイン算出部と、ゲインによって第3の画像信号の信号値を変化させることによって、酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、を備えることを特徴とする。

30

【0016】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明部が照明光を発する発光ステップと、画像信号取得部が、検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、検体の凹凸情報を含む第2の画像信号とを取得する画像信号取得ステップと、規格化信号作成部が、第1の画像信号を検体の凹凸情報を含む第2の画像信号で規格化した規格化信号を作成する規格化信号作成ステップと、酸素飽和度算出部が、第1メモリに予め記憶した前記規格化信号と前記酸素飽和度との相関関係から、規格化信号に基づいて酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと、酸素飽和度画像作成部が、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、を有することを特徴とする。

40

本発明の別の内視鏡システムの作動方法は、照明部が照明光を発する発光ステップと、画像信号取得部が、検体の反射像を撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応し、検体の凹凸情報を含む第2の画像信号と、白色光の反射光に対応する第3の画像信号と、を取得する画像信号取

50

得ステップと、規格化信号作成部が、第 1 の画像信号を検体の凹凸情報を含む第 2 の画像信号で規格化した規格化信号を作成する規格化信号作成ステップと、ゲイン算出部が、第 2 メモリに予め記憶した前記規格化信号と前記第 3 の画像信号の信号値を変化させるためのゲインとの相関関係から、規格化信号に基づいてゲインを算出するゲイン算出ステップと、酸素飽和度画像作成部が、ゲインによって第 3 の画像信号の信号値を変化させることによって、特定深さに位置する血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号、及びこの第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応する第 2 の画像信号の合計 2 波長分の画像信号に基づき、第 1 の波長範囲の光が検体内で透過可能な深さに位置する血管の酸素飽和度を算出し、これを画像化している。したがって、特許文献 1 の場合と比較して、1 波長分少なくすることができるため、フレームレートを低下させることなく、酸素飽和度の算出及び画像化を行うことができる。また、第 1 の画像信号を第 2 の画像信号で規格化することにより、正確に酸素飽和度を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1】内視鏡システムを示す外観図である。

【図 2】第 1 実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図 3 A】励起光により励起発光する白色光 W の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 3 B】青色狭帯域光 B N 及び赤色狭帯域光 R N の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図 5】R 色、G 色、B 色のカラーフィルターの分光透過率を示すグラフである。

【図 6 A】第 1 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 6 B】第 1 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 6 C】第 1 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 7】特殊光画像作成部の機能ブロック図である。

【図 8】輝度比 B / G と血管深さとの関係を示すグラフである。

【図 9】B / G 画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図 1 0】表層血管抽出画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図 1 1】中深層血管抽出画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図 1 2】規格化信号の作成方法を説明するための図である。

【図 1 3】酸素飽和度テーブルを示す図である。

【図 1 4 A】酸素飽和度とゲインとを関連付けたゲインテーブルを示すグラフである。

【図 1 4 B】規格化信号とゲインとを関連付けたゲインテーブルを示すグラフである。

【図 1 5】表層血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を示す画像図である。

【図 1 6】中深層血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を示す画像図である。

【図 1 7】表層観察モードの手順を表したフローチャートである。

【図 1 8】第 2 実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図 1 9】第 2 実施形態の回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 0 A】第 2 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図 2 0 B】第 2 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 0 C】第 2 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 1】第 3 実施形態の内視鏡システムの概略図である。

【図 2 2】R G B 回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 3】B フィルタ、G フィルタ、R フィルタの分光透過率と、広帯域光 B B、青色狭帯域光 B N、及び赤色狭帯域光 R N の発光強度を示すグラフである。

【図 2 4】シャッタ板を示す平面図である。

【図 2 5 A】第 3 実施形態の通常観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

10

【図 2 5 B】第 3 実施形態の表層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 5 C】第 3 実施形態の中深層観察モードにおける C C D の撮像制御を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 9】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、検体内を撮像する電子内視鏡 1 1 と、電子内視鏡からの信号に基づいて画像を作成するとともに、各種画像処理を行うプロセッサ装置 1 2 と、検体を照明する光を発生する光源装置 1 3 と、内視鏡画像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。

20

【0 0 2 0】

内視鏡システム 1 0 には、白色光によって照明された検体を撮像することで得られる通常光画像をモニタ 1 4 に表示する通常観察モードと、表層血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ 1 4 に表示する表層観察モードと、中深層血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ 1 4 に表示する中深層観察モードとが設けられている。これらモードは、モード切替 S W 1 5 によって切り替えられる。

【0 0 2 1】

電子内視鏡 1 1 は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、操作部 1 7 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。挿入部 1 6 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 1 9 が形成されている。湾曲部 1 9 は、操作部のアングルノブ 2 1 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 1 9 の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 1 6 a が設けられている。先端部 1 6 a は、湾曲部 1 9 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

30

【0 0 2 2】

ユニバーサルコード 1 8 にはコネクタ 2 4 が取り付けられている。コネクタ 2 4 は、通信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、電子内視鏡 1 1 は、このコネクタ 2 4 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。

40

【0 0 2 3】

図 2 に示すように、白色光 W を発光する白色光光源ユニット 3 0 と、青色狭帯域光 B N を発する青色狭帯域光源 3 1 と、赤色狭帯域光 R N を発する赤色狭帯域光源 3 2 と、これら光源 3 0、3 1、3 2 の O N ・ O F F を切り替える光源切替部 3 3 と、白色光 W、青色狭帯域光 B N、赤色狭帯域光 R N の光量をモニタリングするモニタリング部 3 4 と、白色光光源ユニット 3 0、青色狭帯域光源 3 1、及び赤色狭帯域光源 3 2 の駆動を制御して光量をコントロールする光量制御部 3 5 とを備えている。

【0 0 2 4】

白色光光源ユニット 3 0 は、励起光を発する励起光光源 3 0 a と、励起光によって蛍光を発する蛍光体 3 0 b とを有する。励起光光源 3 0 a はレーザーダイオードなどの半導体

50

光源で構成される。蛍光体 30b は、励起光の一部を吸収して緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$) 等の蛍光物質) を含んで構成される。蛍光体 30b から発せられる緑色～赤色の励起発光（蛍光）は、蛍光体 30b により吸収されず透過した励起光と合波することで、白色光 W が生成される。生成された白色光 W は、集光レンズ 37 を通して、白色光用光ファイバ 38 に入射する。

【0025】

青色狭帯域光源 31 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、青色帯域で特定の帯域に制限された青色狭帯域光 BN を発する。この青色狭帯域光 BN は、青色狭帯域光用光ファイバ 40 に入射する。赤色狭帯域光源 32 は青色狭帯域光源 31 と同様、レーザダイオードなどの半導体光源で構成され、赤色帯域で特定の帯域に制限された赤色狭帯域光 RN を発する。この赤色狭帯域光 RN は、赤色狭帯域光用光ファイバ 41 に入射する。

10

【0026】

光量制御部 35 は、励起光光源 30a、青色狭帯域光源 31、赤色狭帯域光源 32 に接続されており、励起光、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量を一定の範囲で調整する。この光量制御部 35 で励起光を調整することによって、白色光 W の光量が調整される。

【0027】

カプラー 42 は、電子内視鏡内のライトガイド 43 と、白色光用光ファイバ 38、青色狭帯域光用光ファイバ 40、及び赤色狭帯域光用光ファイバ 41 とを光学的に連結する。これにより、白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN は、ライトガイド 43 への入射が可能となる。

20

【0028】

光源切替部 33 はプロセッサ装置内のコントローラ 59 に接続されており、コントローラ 59 からの指示に基づいて、励起光光源 30a、青色狭帯域光源 31、及び赤色狭帯域光源 32 を ON（点灯）又は OFF（消灯）に切り替える。第 1 実施形態では、通常観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30a が常時 ON にされる一方で、青色狭帯域光源 31 及び赤色狭帯域光源 32 は常時 OFF にされる。したがって、検体には白色光 W のみが照射される。

30

【0029】

また、表層観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30a と青色狭帯域光源 31 とが交互に ON にされ、白色光 W と青色狭帯域光 BN とが交互に観察領域に照射される。また、中深層観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30a と赤色狭帯域光源 32 とが交互に ON にされ、白色光 W と赤色狭帯域光 RN とが交互に観察領域に照射される。

【0030】

モニタリング部 34 は、白色光用光ファイバ 38、青色狭帯域光用光ファイバ 40、及び赤色狭帯域光用光ファイバ 41 に取り付けられた光量検出器 38a、40a、41a の検出信号に基づいて、白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量をモニタリングする。このモニタリング部 34 では、モニタリング中の白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量が、予め定められた標準状態時の光量とどの程度ずれているかをモニタリングする。検出された光量のずれ量は、光量制御部 35 に送られる。

40

【0031】

光量制御部 35 は、モニタリング部 34 が検出した標準状態時の光量のずれ量に基づいて、励起光光源 30a、青色狭帯域光源 31、赤色狭帯域光源 32 の駆動を制御する。この駆動制御によって、白色光 W、青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN の光量が標準状態時の光量に調整される。

【0032】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、CCD 44、アナログ処理回路 45（AFE：

50

Analog Front End)、撮像制御部46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、入射端が光源装置内のカプラー36に挿入されており、出射端が先端部16aに設けられた照射レンズ48に向けられている。ライトガイド43内で導光された光は、照射レンズ48及び先端部16aの端面に取り付けられた照明窓49を通して、検体内に照射される。検体内で反射した反射光は、先端部16aの端面に取り付けられた観察窓50を通して、集光レンズ51に入射する。CCD44はカラーCCDであり、B色のカラーフィルタが設けられたB画素、G色のカラーフィルタが設けられたG画素、R色のカラーフィルタが設けられたR画素が撮像面44aに設けられている。

【0033】

10

A FE 45は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、及びアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)から構成されている。CDSは、CCD44からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD44の駆動により生じたノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された撮像信号を、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12に入力する。

【0034】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59から指示がなされたときにCCD44に対して駆動信号を送る。CCD44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をA FE 45に出力する。

20

【0035】

プロセッサ装置12は、通常光画像を作成する通常光画像作成部55と、フレームメモリ56と、表層血管または中深層血管の酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する特殊光画像作成部57と、表示制御回路58を備えており、コントローラ59が各部を制御している。

【0036】

図3Aに示すように、白色光Wは、中心波長445nm、波長範囲440~460nmを有する励起光と、青緑から赤色の波長範囲、例えば460~700nmの広帯域に及ぶ蛍光とが混色しているため、青色から赤色に及ぶ広帯域な波長範囲を有している。したがって、白色光Wは、検体の可視光像を写し出した通常光画像の作成に用いられる。

30

【0037】

図3Bに示すように、青色狭帯域光BNは、中心波長を473nmとし、460~480nmに帯域制限されている。この青色狭帯域光BNは、表層血管にまで深達度を有する波長帯域の光であり、また、図4に示すように、酸化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの吸光係数が異なる波長帯域の光である。したがって、青色狭帯域光BNは表層血管の酸素飽和度を測定するために用いられる。なお、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。そのため、そ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。

40

【0038】

また、図3Bに示すように、赤色狭帯域光RNは、中心波長を650nmとし、6400~660nmに帯域制限されている。この赤色狭帯域光RNは、中深層血管にまで深達度を有する波長帯域の光であり、また、図4に示すように、酸化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの吸光係数が異なる波長帯域の光である。したがって、赤色狭帯域光RNは中深層血管の酸素飽和度を測定するために用いられる。

【0039】

図5に示すように、CCD44のB画素に設けられたB色のカラーフィルタは、曲線52に示す分光透過率を有しており、白色光W及び青色狭帯域光BNを透過させる。また、G画素に設けられたG色のカラーフィルタは、曲線53に示す分光透過率を有しており、

50

白色光W及び青色狭帯域光BNを透過させる。また、R画素に設けられたR色のカラーフィルタは、曲線54に示す分光透過率を有しており、白色光W及び赤色狭帯域光RNを透過させる。

【0040】

撮像制御部46は、各モード毎に異なった撮像制御を行う。通常観察モードに設定されている場合には、図6Aに示すように、1フレーム期間内で、白色光Wの像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この1フレーム分の撮像制御は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。なお、この通常光観察モードでは、信号電荷の読み出しステップ毎に、CCD44のB画素から出力される青色信号Bcと、G画素から出力される緑色信号Gcと、R画素から出力される赤色信号Rcとが得られる。

10

【0041】

表層観察モードに設定されている場合には、図6Bに示すように、1フレーム期間内で、白色光Wの像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この後に、1フレーム期間内で、青色狭帯域光BNの像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を読み出すステップとが行われる。この2フレーム分の撮像制御は、表層観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【0042】

この表層観察モードでは、最初の1フレーム目に、CCD44のB画素から出力される青色信号Bs1と、G画素から出力される緑色信号Gs1と、R画素から出力される赤色信号Rs1とが得られ、次の2フレーム目に、B画素から出力される青色信号Bs2と、G画素から出力される緑色信号Gs2と、R画素から出力される赤色信号Rs2とが得られる。なお、2フレーム目の信号Bs2は、青色狭帯域光BNの像光を撮像して得られたものであるため、表層血管の酸素飽和度に関する情報が含まれている。また、1フレーム目の信号Gs1は、参照用信号として、2フレーム目の信号Bs2の規格化に用いられる。

20

【0043】

中深層観察モードに設定されている場合には、図6Cに示すように、1フレーム期間内で、白色光Wの像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この後に、1フレーム期間内で、赤色狭帯域光RNの像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を読み出すステップとが行われる。この2フレーム分の撮像制御は、中深層観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

30

【0044】

この中深層観察モードでは、最初の1フレーム目に、CCD44のB画素から出力される青色信号Bd1と、G画素から出力される緑色信号Gd1と、R画素から出力される赤色信号Rd1とが得られ、次の2フレーム目に、B画素から出力される青色信号Bd2と、G画素から出力される緑色信号Gd2と、R画素から出力される赤色信号Rd2とが得られる。なお、2フレーム目の信号Rd2は、赤色狭帯域光RNの像光を撮像して得られたものであるため、中深層血管の酸素飽和度に関する情報が含まれている。また、1フレーム目の信号Gd2には、白色光をCCD44のG画素のカラーフィルタで波長分離した参照光の情報が含まれている。この信号Gs2は、参照用信号として、2フレーム目の信号Rd2の規格化に用いられる。

40

【0045】

図7に示すように、特殊光画像作成部57では、B/G画像作成部61、血管抽出部62、及び血管強調画像作成部63によって、通常光画像上で表層血管または中深層血管が強調表示された血管強調画像を作成するとともに、規格化信号作成部65、酸素飽和度テーブル66、酸素飽和度算出部67、ゲイン算出部68、及び酸素飽和度画像作成部69によって、血管強調画像上に酸素飽和度の情報が反映された酸素飽和度画像を作成する。

50

【0046】

B / G 画像作成部 6 1 は、白色光の像光の撮像により得られる信号のうち青色信号 B 及び緑色信号 G から、B / G 画像を作成する。B / G 画像の各画素には、青色信号 B の信号値を緑色信号 G の信号値で除した輝度比 B / G の情報が含まれている。表層観察モードの場合であれば、B s 1 と G s 1 とから B / G 画像が作成され、中深層観察モードの場合であれば、B d 1 と G d 1 とから B / G 画像が作成される。

【0047】

B / G 画像における各画素の輝度比 B / G は血管深さと関連性を有しており、図 8 に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比 B / G も大きくなる比例関係となっている。したがって、「表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度」の大小関係が成り立っている。なお、図 9 の B / G 画像が示すように、照明ムラ等の要因により、B / G 画像の輝度は中心部分が一番高く、中心から周辺に向かうほど低くなる分布となる場合があることから、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）は局所的には成り立つものの、大局的には成り立たないことがある。

【0048】

血管抽出部 6 2 は、B / G 画像から特定の層に位置する血管を抽出する。血管抽出は、周波数フィルタリング処理により行われる。表層観察モードに設定されている場合には、表層血管に多い周波数帯成分である高周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 10 に示すように、表層血管の輝度が負で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる表層血管抽出画像が得られる。表層血管抽出画像では、表層血管のみがシャープに抽出されている。

【0049】

一方、中深層観察モードに設定されている場合には、中深層血管に多い周波数帯成分である中周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 11 に示すように、中深層血管の輝度が正で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる中深層血管抽出画像が得られる。中深層血管抽出画像では、中深層血管のみがシャープに抽出されている。

【0050】

以上のような周波数フィルタリング処理を行うことで、粘膜の成分はほぼ「0」に近い値となるため、血管部分のみを抽出することができる。また、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）も大局的に成り立つようになる。

【0051】

血管強調画像作成部 6 3 は、表層血管抽出画像と通常光画像とから表層血管が強調された表層血管強調画像を作成し、中深層血管抽出画像と通常光画像とから中深層血管強調画像を作成する。表層観察モードに設定されている場合は、表層血管抽出画像と通常光画像とを合成することにより、表層血管強調画像が得られる。一方、中深層観察モードに設定されている場合は、中深層血管抽出画像をそのまま通常光画像に合成することにより、中深層血管強調画像が得られる。なお、表層血管抽出画像において血管部分の画素値は「負」であるため、画素値を絶対値化して「正」にすることが好ましい。

【0052】

規格化信号作成部 6 5 は、酸素飽和度に関する情報を含んだ酸素飽和度用信号を参照用の信号で除算した規格化信号を作成する。この規格化信号作成部 6 5 では、表層観察モードに設定されている場合、酸素飽和度用信号である B s 2 を参照用信号である G s 1 で除算することにより、表層用の規格化信号 B s 2 / G s 1 を得る。一方、中深層観察モードに設定されている場合には、酸素飽和度用信号である B d 2 を参照用信号である G d 1 で除算することにより、中深層用の規格化信号 B d 2 / G d 1 を得る。

【0053】

以下、規格化信号作成部 6 5 で規格化をする理由について、表層観察モードの場合を例に挙げて説明する。例えば、図 12 (A) に示すような、全体的に均一な光量分布を有する青色狭帯域光 B N を、凹凸形状のある生体組織に照射した場合には、その反射光の光量分布は図 12 (B) に示すように、不均一な分布となる。そのため、生体組織の中心領域

10

20

30

40

50

と周辺領域に、それぞれ同程度の光吸収特性を有する部位が存在する場合であっても、その中心領域にある部位の輝度値 L_c と周辺領域にある部位の輝度値 L_r とは、それぞれ違いが出てしまう。即ち、青色狭帯域光 B_N の反射像の撮像で得られる信号 $B_s 2$ には、酸素状態が同じであるにも関わらず輝度値が異なる信頼度の低い酸素飽和度情報が含まれてしまうことになる。

【0054】

そこで、図12(C)に示すように、均一な光量分布を持つ白色光を青色狭帯域光 B_N とは別に照射する。そして、図12(D)に示すように、生体組織の凹凸で光量分布が不均一化した白色光の反射像を撮像する。この撮像により得られる信号 $G_s 1$ には、生体組織の凹凸情報が含まれている。そして、信号 $B_s 2$ を信号 $G_s 1$ で除算することによって、図12(E)に示すように、信号 $B_s 2$ を規格化する。

10

【0055】

これにより、酸素飽和度の情報が無い部分は輝度値が均一化するため、信号 $B_s 2$ から凹凸情報を消すことができる。また、光吸収特性が同程度の部位は、それぞれ同じ輝度値で表されるようになる(中心領域の輝度値 L_c = 周辺領域の輝度値 L_r)。したがって、規格化信号 $B_s 2 / G_s 1$ には、信頼度の高い酸素飽和度情報が含まれるようになる。

【0056】

なお、参照光として用いる光は、青色狭帯域光 B_N などの酸素飽和度の光と波長が異なっていることが好ましい。例えば、緑色以外で青色狭帯域光 B_N と波長が異なる狭帯域光の他、白色光などの広帯域光であってもよい。また、規格化するための信号として $G_s 1$ を用いているが、これに限らず、 $B_s 1$ や $R_s 1$ を用いてもよい。さらには、規格化するための信号として、 $B_s 2$ と同じ2フレーム目に取得した $G_s 2$ 、 $R_s 2$ を用いてもよい。

20

【0057】

酸素飽和度テーブル66は、今までの診断や経験等から得られた規格化信号と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この酸素飽和度テーブル66では、図13に示すように例えば、規格化信号の信号値が $a_1 \sim a_2$ の範囲内に入っている場合には、この範囲に対応する酸素飽和度は S_1 (%) となる。酸素飽和度算出部67は、酸素飽和度テーブル66から、規格化信号作成部65で作成した規格化信号に対応する酸素飽和度を算出する。

【0058】

30

なお、信号 $B_s 2$ は、酸素飽和度の変化によって信号値が変化するため、信号 $G_s 1$ のような参照信号で規格化しなくても、血管の明るさの変化によって、酸素飽和度をある程度は観察することができる。しかしながら、このように血管の明るさの変化で酸素飽和度を観察する場合には、 A_E が作動して体腔内の全体的な明るさが変化すると、これに伴って血管の明るさも変化してしまう。そこで、本発明では、酸素飽和度を血管の明るさで把握するのではなく、酸素飽和度を客観的な数値情報として取得する。そのために、信号比 $B_s 2 / G_s 1$ と酸素飽和度とを関連付けた相関関係を用いる。

【0059】

ここで、信号 $B_s 1$ ではなく、信号比 $B_s 2 / G_s 1$ と酸素飽和度と関連付けるのは以下の理由による。信号 $B_s 2$ は、酸素飽和度の変化で信号値が変化だけでなく、観察距離の変化によっても信号値が変化する。例えば、低酸素状態では信号 $B_s 2$ の信号値は比較的高くなるにも関わらず、電子内視鏡の先端部16aが被写体組織から遠く離れて遠景状態になったときには、信号 $B_s 2$ の信号値は低下する。この場合、信号 $B_s 2$ の信号値は酸素飽和度を正確に表していないことになる。

40

【0060】

そこで、信号 $B_s 2$ の他に、観察距離の変化などによる体腔内の明るさの変化を参照するための信号として、信号 $G_s 1$ を取得する。これら信号 $B_s 2$ 、 $G_s 1$ は、体腔内が暗くなったときには、いずれの信号値も低下し、反対に体腔内が明るくなったときには、いずれの信号値も増加する。したがって、信号 $B_s 2$ を信号 $G_s 1$ で除算して規格化した規格化信号 $B_s 2 / G_s 1$ は、体腔内の明るさが変化したとしても、信号値は変化しない。

50

即ち、規格化信号 $Bs2 / Gs1$ の信号値は酸素飽和度を正確に表しているため、酸素飽和度と関連付けることができる。

【0061】

また、第1実施形態では、酸素飽和度の算出に使用する白色光 W と青色狭帯域光 BN 及び赤色狭帯域光 RN については、光源装置 13 内で標準状態時の光量に調整されているため、それら光の像光をカラーの CCD 44 で撮像して得られる信号 $Bs2$ 、 $Gs1$ 、 $Rd2$ 、 $Gd1$ は、病変部等の異常部位が無い限り、標準状態時の信号値に調整されている。したがって、このように標準状態時の信号値に調整し、その信号値に基づいて規格化信号 $Bs2 / Gs1$ 、 $Rd2 / Gd1$ が作成されているため、特定の層に位置する血管の酸素飽和度を精度良く求めることができる。

10

【0062】

ゲイン算出部 68 は、酸素飽和度算出部 67 で求めた酸素飽和度に応じて、血管強調画像の画素値を調整するためのゲインを算出する。このゲイン算出部 68 には、酸素飽和度とゲインとの対応関係を記憶したゲインテーブル 68a が設けられている。ゲインには、血管強調画像の赤色信号 R の画素値を調整するゲイン g_r 、緑色信号 G の画素値を調整するゲイン g_g 、青色信号 B の画素値を調整するゲイン g_b がある。ゲイン算出部 68 では、ゲインテーブル 68a の中から、酸素飽和度算出部 67 で求めた酸素飽和度に対応するゲイン g_b 、 g_g 、 g_r を求める。

【0063】

なお、ゲインテーブル 68a は、図 14A に示すように、酸素飽和度が 100 ~ 60 % の間はゲイン g_b 、 g_g 、 g_r は全て 1 に設定されている。一方、酸素飽和度が 60 % を下回ると、ゲイン g_r は酸素飽和度の低下に伴って徐々に小さくなるように設定される一方で、ゲイン g_g 、 g_b は酸素飽和度の低下に伴って徐々に大きくなるように設定されている。

20

【0064】

酸素飽和度画像作成部 69 は、血管強調画像の信号 B 、 G 、 R の画素値に、ゲイン算出部 68 で求めたゲイン g_b 、 g_g 、 g_r を掛け合わせるにより、信号 B' 、 G' 、 R' を有する酸素飽和度画像を作成する ($(B', G', R') = (g_b \times B, g_g \times G, g_r \times R)$)。なお、本実施形態では、酸素飽和度に応じて血管強調画像の画素値を調整することによって酸素飽和度を調整するが、画素値自体でなく、色相、明度、彩度などの血管強調画像の色特性値を酸素飽和度に応じて調整してもよい。この場合には、上記のようなゲインテーブル 68a に代えて、酸素飽和度と、血管強調画像の画素値を色相、明度、彩度に変換するための変換値とを関連付けた色相マトリックス、明度マトリックス、彩度マトリックスを用いる。また、血管強調画像に酸素飽和度を反映して酸素飽和度画像を作成する代わりに、酸素飽和度と関連付けた色差信号 (例えば、高酸素状態のときに色差信号 Cr を色差信号 Cb よりも大きくし、低酸素状態のときに色差信号 Cb を色差信号 Cr よりも大きくする) と、体腔内の平均的明るさを表す信号 (例えば $Gs1$) を割り当てた輝度信号に基づいて、酸素飽和度画像を作成してもよい。

30

【0065】

また、ゲインテーブル 68a では、酸素飽和度とゲインとを関連付けているが、これに代えて、図 14B に示すように、規格化信号 $Bs2 / Gs1$ とゲインとを関連付けてもよい。この図 14B では、規格化信号 $Bs2 / Gs1$ の信号値が小さいときには酸素飽和度が高いため、ゲイン g_b 、 g_g 、 g_r は「1」に設定されている。そして、この信号値が大きくなるほど酸素飽和度が低くなるため、これに合わせてゲイン g_b 、 g_g を「1」よりも大きくし、反対に g_r を「1」よりも小さくする。

40

【0066】

表示制御回路 58 は、酸素飽和度画像をモニタ 14 に表示する。表層観察モードに設定されている場合には、図 15 に示す酸素飽和度画像 70 がモニタ 14 に表示される。この酸素飽和度画像 70 では、強調表示された複数の表層血管 71a ~ 71c のうち、一部の表層血管 71b は、酸素飽和度が 60 % を下回る低酸素状態のため、疑似カラーで表され

50

る。その一方で、その他の表層血管 7 1 a , 7 1 c は酸素飽和度が 6 0 % を超えているため通常通り血管に適した色となっている。

【 0 0 6 7 】

これは、表層血管 7 1 b については、ゲイン g_b 、 g_g 、 g_r が「 1 」以外であるため画素値が変化する一方で、表層血管 7 1 a , 7 1 c については、ゲイン g_b 、 g_g 、 g_r が「 1 」であるため画素値が変化しなかったためである。また、酸素飽和度画像は表層血管強調画像がベースとなっており、更にこの表層血管強調画像は通常光画像がベースになっているため、低酸素状態のときに擬似カラーで表示される表層血管 7 1 b 以外の表層血管 7 1 a , 7 1 c、中深層血管 7 2、粘膜などは、通常通り生体に適した色味となっている。したがって、低酸素状態の血管のように、着目すべき部分は疑似カラーなどで確実に情報を表示する一方で、それ以外の部分については、通常通りの観察画像とすることによって、全体としての診断能を向上させることができる。

10

【 0 0 6 8 】

中深層観察モードに設定されている場合には、図 1 6 に示す酸素飽和度画像 7 5 がモニタ 1 4 に表示される。この酸素飽和度画像 7 5 では、強調表示された中深層血管 7 2 は、酸素飽和度が 6 0 % を下回る低酸素状態のため、疑似カラーで表される。その一方で、その他の血管や粘膜は通常通りの生体に適した色となっている。

【 0 0 6 9 】

以上のような表層用の酸素飽和度画像 7 0 と中深層用の酸素飽和度画像 7 5 を診断時に併用することによって、生体組織の表層から中深層に至る全ての領域で酸素飽和度を画像化することができる。また、表層用の酸素飽和度画像 7 0 は 2 波長分の信号 $B_s 2$ 、 $G_s 1$ を用いて作成され、中深層用の酸素飽和度画像 7 5 も 2 波長分の信号 $R_d 2$ 、 $G_d 1$ を用いて作成されているため、従来のように、酸素飽和度の画像化に 3 波長分もの信号を必要としない。また、それら 2 波長分の信号は 2 フレームで取得しているため、従来のように 3 波長分の信号を 3 フレームで取得した場合と比較して、フレームレートが低下することがない。

20

【 0 0 7 0 】

次に、表層観察モードにおける一連の流れを、図 1 7 に示すフローチャートを用いて説明する（中深層観察モードの一連の流れも、表層観察モードと略同様であるので、説明を省略する）。なお、通常観察モードの元では、電子内視鏡 1 1 の挿入部 1 6 を体内、例えば消化管内に挿入する。アングルノブ 2 1 の操作によって、所望の観察部位に先端部 1 6 a をセットし、通常観察を行う。この通常観察では、白色光 W で照明された観察領域のカラーの通常光画像が表示装置 1 4 に表示される。

30

【 0 0 7 1 】

この通常観察モード下において、観察部位が病変部と推測したときに、モード切替 S W 1 5 により表層観察モードに切り替える。これにより、検体に向けて白色光 W と青色狭帯域光 B N が交互に照射される。白色光 W が照明された検体をカラーの C C D 4 4 で撮像して、C C D 4 4 から青色信号 $B_s 1$ 、緑色信号 $G_s 1$ 、赤色信号 $R_s 1$ を出力するとともに、青色狭帯域光 B N が照明された検体を C C D 4 4 で撮像して、C C D 4 4 から青色信号 $B_s 2$ 、緑色信号 $G_s 2$ 、赤色信号 $R_s 2$ を出力する。

40

【 0 0 7 2 】

次に、青色信号 $B_s 2$ 、緑色信号 $G_s 2$ 、赤色信号 $R_s 2$ に基づいて、通常光画像を作成する。また、青色信号 $B_s 2$ 及び緑色信号 $G_s 2$ 間の輝度比 B / G からなる B / G 画像を作成する。 B / G 画像が作成されると、 B / G 画像から表層血管が抽出される。これにより、表層血管抽出画像が得られる。 B / G 画像から血管が抽出されたら、輝度値を絶対値化した表層血管を通常光画像に合成することにより、表層血管強調画像が作成される。

【 0 0 7 3 】

次に、青色信号 $B_s 2$ を緑色信号 $G_s 1$ で除算することにより、規格化信号 $B_s 2 / G_s 1$ が作成される。この規格化信号 $B_s 2 / G_s 1$ に対応する酸素飽和度を、酸素飽和度テーブル 6 6 から求める。そして、この求めた酸素飽和度に対応するゲイン g_b 、 g_g 、

50

g_r を、ゲインテーブル68aから求める。求めたゲイン g_b 、 g_g 、 g_r を表層血管強調画像の各色の信号の画素値に掛け合わせるにより、表層用の酸素飽和度画像70が作成される。作成された表層用の酸素飽和度画像70は、モニタ14に表示される。

【0074】

本発明の第2実施形態では、回転フィルタ方式で照明を行う。この第2実施形態の内視鏡システム100においては、図18に示すように、400～700nmの波長範囲を有する広帯域光BBを発する広帯域光源101と、広帯域光源101からの広帯域光BBを波長分離することにより波長が異なる複数種類の光を順次透過させる回転フィルタ102と、この回転フィルタ102を一定速度で回転させるモータ103を備える光源装置105を使用する。また、回転フィルタ方式で検体の撮像を行うため、CCD44の撮像制御が第1実施形態と異なる。なお、それ以外については、第1実施形態と同様の構成を備えており、その説明を省略する。

10

【0075】

回転フィルタ102は、図19に示すように、広帯域光BBをそのまま透過させる開口部102aと、広帯域光BBのうち中心波長473nmの青色狭帯域光BN（波長域460～480nm）を透過させるBPF（バンドパスフィルタ）102bと、広帯域光BBのうち中心波長650nmの赤色狭帯域光RNを透過させるBPF（バンドパスフィルタ）102cとが、周方向に沿って設けられている。したがって、回転フィルタ102が回転することで、広帯域光BB、青色狭帯域光BN、赤色狭帯域光RNが、検体に向けて順次照射される。

20

【0076】

検体からの反射光の像光は、カラーのCCD44により順次撮像される。CCD44の撮像制御は、通常観察モードに設定されている場合、図20Aに示すように、広帯域光BBが照射されたときにのみ電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップが行われ、青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNが照射されたときには電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップは行われない。この場合、信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号は、それぞれ第1実施形態のBc、Gc、Rcに対応する。

【0077】

また、表層観察モードに設定されている場合、図20Bに示すように、広帯域光BBと青色狭帯域光BNが照射されたときのみ電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップが行われ、赤色狭帯域光RNが照射されたときには電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップは行われない。この場合、広帯域光BB照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第1実施形態のBs1、Gs1、Rs1に対応し、青色狭帯域光BN照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第1実施形態のBs2、Gs2、Rs2に対応する。

30

【0078】

また、中深層観察モードに設定されている場合、図20Cに示すように、広帯域光BBと赤色狭帯域光RNが照射されたときのみ電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップが行われ、青色狭帯域光BNが照射されたときには電荷蓄積ステップ及び信号読出ステップは行われない。この場合、広帯域光BB照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第1実施形態のBd1、Gd1、Rd1に対応し、赤色狭帯域光RN照射時の信号読出ステップで読み出される青色信号、緑色信号、赤色信号はそれぞれ第1実施形態のBd2、Gd2、Rd2に対応する。

40

【0079】

本発明の第3実施形態では、酸素飽和度の算出に使用する2波長の光のうち、一方の光については、第1実施形態と同様に、半導体光源の光を使用する一方、もう一方の光については、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光BBから波長分離した光を使用する。

【0080】

図21に示すように、第3実施形態の内視鏡システム200では、光源装置213の構成が第1実施形態の光源装置13と異なっている。また、電子内視鏡11内のCCDの構

50

成及び撮像制御部46の動作が第1実施形態と異なっている。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実施形態と異なる部分についてのみ以下で説明する。

【0081】

光源装置213は、広帯域光BB(400~700nm)を発する白色光源230と、この白色光源230からの広帯域光BBをB、G、Rの3色の光に色分離し、それら各色の光を順次ライトガイド43に供給するロータリフィルタ234と、青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNを発する半導体光源ユニット236と、ロータリフィルタ234とライトガイド43の間の広帯域光BBの光路L1上に青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNの光路L2を合流させる光合流部238と、所定のタイミングにおいて白色光源230とロータリフィルタ234との間の広帯域光BBの光路を塞ぐシャッタ板240とを備えている。

10

【0082】

光源装置213は、酸素飽和度の算出に用いる広帯域光BBと青色狭帯域光BN及び赤色狭帯域光RNの光量を安定させるために、それぞれの光の光量をモニタリングするモニタリング部250と、モニタリング部250での光量モニタ結果に基づいて、それぞれの光量を制御する光量制御部260とを備えている。

【0083】

白色光源230は、広帯域光BBを放射する光源本体230aと、広帯域光BBの光量を調整する絞り230bとを備えている。光源本体230a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構成される。絞り230bの開度は、光量制御部260によって調節される。

20

【0084】

図22に示すように、ロータリフィルタ234は、Bフィルタ部234a、Gフィルタ部234b、Rフィルタ部234cが選択的に広帯域光BBの光路L1に挿入されるように回転自在に設けられている。ロータリフィルタ234は、円板形状をしており、円周方向に3分割されて中心角が120°の扇型の領域に、それぞれBフィルタ部234a、Gフィルタ部234b、Rフィルタ部234cが設けられている。

【0085】

図23に示すように、Bフィルタ部234aは広帯域光BBから青色帯域のB光を透過させ、Gフィルタ部234bは広帯域光BBから緑色帯域のG光を透過させ、Rフィルタ部234cは広帯域光BBから赤色帯域のR光を透過させる。したがって、ロータリフィルタ234の回転によって、ロータリフィルタ234からはB光、G光、R光が順次出射する。

30

【0086】

半導体光源ユニット236は、第1及び第2のレーザ光源236a、236b、光ファイバ236c、236d、カプラー236e、光源制御部236fを有する。図23に示すように、第1のレーザ光源236aは中心波長473nmの青色狭帯域BNを、第2のレーザ光源236bは中心波長650nmの赤色狭帯域光RNを発光する。第1のレーザ光源236aと第2のレーザ光源236bは、光源制御部236fの制御に従って、点灯及び消灯を行う。通常観察モードの場合には、第1のレーザ光源236aと第2のレーザ光源236bの両方が消灯される。表層観察モードの場合には、第1のレーザ光源236aのみが点灯し、中深層観察モードの場合には、第2のレーザ光源236bのみが点灯する。

40

【0087】

光ファイバ236c、236dは、各レーザ光源236a、236bが発する狭帯域光を導光して、カプラー236eに入射させる。カプラー236eは、各光ファイバ236c、236dから入射する青色狭帯域光BN、赤色狭帯域光RNの光軸を一致させる。カプラー236eを出た青色狭帯域光BN、赤色狭帯域光RNは、コリメータレンズ(図示省略)を通して、光合流部238に向けて出射する。

【0088】

50

光合流部 238 はダイクロイックミラーであり、光路 L1 を通るロータリフィルタ 234 からの光はそのまま透過させる一方で、光路 L2 を通る半導体光源ユニット 236 からの青色狭帯域光 BN、赤色狭帯域光 RN は反射させる。光合流部 238 で合成された光は、集光レンズ 242 を通して、ライトガイド 43 に入射する。

【0089】

図 24 に示すように、シャッタ板 240 は、240° の中心角を有し、広帯域光 BB を遮光する遮光部 240a と、残りの 120° の中心角を有し、広帯域光 BB を透過させる透過部 240b とを備えている。シャッタ板 240 は回転自在に設けられており、遮光部 240a と透過部 240b を交互に選択的に広帯域光 BB の光路に挿入させる。

【0090】

シャッタ板 240 の回転動作は、通常観察モードの場合と、表層観察モード又は中深層観察モードの場合とで異なっている。通常観察モードにおいては、シャッタ板 240 は、遮光部 240a が広帯域光 BB の光路 L1 から退避し、透過部 240b が光路 L1 に挿入された状態で停止している。したがって、広帯域光 BB は、常時ロータリフィルタ 234 に入射する。これにより、広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されている、B、G、R の各フィルタ部 234a、234b、234c の種類に応じて、B 光、G 光、R 光の三色の光が順次作成される。

【0091】

一方、表層観察モード又は中深層観察モードにおいては、シャッタ板 240 は、透過部 240b と G フィルタ部 234b の回転位相が一致するように、ロータリフィルタ 234 と同じ速度で回転する。これにより、透過部 240b が広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されて、遮光部 240a が光路 L1 から退避している間、広帯域光 BB は G フィルタ部 234b を透過して G 色光が作成される。これに対して、遮光部 240a が広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されて、透過部 240b が光路 L1 から退避している間、広帯域光 BB が遮光される。広帯域光 BB が遮光されている間に、第 1 又は第 2 のレーザ光源 236a、236b が順次点灯して、青色狭帯域光 BN 又は赤色狭帯域光 RN が電子内視鏡 11 に供給される。

【0092】

モニタリング部 250 は、光源本体 230a に取り付けられた光量検出器 230c 及び光ファイバ 236c、236d に取り付けられた光量検出器 236g、236h からの検出信号に基づいて、広帯域光 BB と青色狭帯域光 BN 及び赤色狭帯域光 RN の光量をモニタリングする。このモニタリング部 250 では、モニタリング中の広帯域光 BB と青色狭帯域光 BN 及び赤色狭帯域光 RN が予め定められた標準状態時の光量から、どの程度ずれているかをモニタリングする。このモニタリングで得られた光量のずれ量は、光量制御部 260 に送られる。なお、標準状態時の光量は、内視鏡使用前に予め定められている。

【0093】

光量制御部 260 は、モニタリング部 250 が検出した標準状態時からの光量のずれ量に基づいて、絞り 230b の開度及び第 1 及び第 2 のレーザ光源 236a、236b の駆動を制御する。この駆動制御によって、広帯域光 BB、青色狭帯域光 BN 及び赤色狭帯域光 RN が標準状態時の光量に調整される。広帯域光 BB の光量調整により、ロータリフィルタ 234 で波長分離される B 光、G 光、R 光の光量も調整される。

【0094】

電子内視鏡内の CCD 244 は、上記第 1 及び第 2 実施形態と異なり、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。また、この CCD 244 の撮像を制御する撮像制御部 46 についても、上記第 1 及び第 2 実施形態と異なる動作を行う。

【0095】

通常観察モードにおいては、図 25A に示すように、B、G、R の三色の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて面順次撮像信号 B、G、R を順次出力する。この一連の動作は、通常観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰

10

20

30

40

50

り返される。面順次撮像信号 B、G、R は、それぞれ第 1 実施形態の B_c、G_c、R_c に対応している。

【0096】

また、表層観察モードにおいては、図 25B に示すように、2 フレーム分の青色狭帯域光 B_N の像光と、1 フレーム分の G 色の光の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて 2 フレーム分の面順次撮像信号 B_N と 1 フレーム分の面順次撮像信号 G を順次出力する。この一連の動作は表層観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 B_N、G は、それぞれ第 1 実施形態の B_{s2}、G_{s1} に対応している。なお、2 フレーム分の面順次撮像信号 B_N は、画質向上のため、合成処理することが好ましい。

10

【0097】

また、中深層観察モードにおいては、図 25C に示すように、2 フレーム分の赤色狭帯域光 R_N の像光と、1 フレーム分の G 色の光の像光を順次光電変換して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて 2 フレーム分の面順次撮像信号 R_N と、1 フレーム分の面順次撮像信号 G を順次出力する。この一連の動作は中深層観察モードに設定されている間、所定のサイクルで繰り返される。面順次撮像信号 R_N、G は、それぞれ第 1 実施形態の R_{d2}、G_{d1} に対応している。なお、2 フレーム分の面順次撮像信号 R_N についても、画質向上のため、合成処理することが好ましい。

【0098】

20

なお、第 3 実施形態では、酸素飽和度の算出に使用する G 光と青色狭帯域光 B_N 及び赤色狭帯域光 R_N については、光源装置 213 内で標準状態時の光量に調整されているため、それら光の像光を撮像して得られる面順次撮像信号 G、B_N、R_N は、病変部等の異常部位が無い限り、標準状態時の信号値に調整されている。したがって、このように標準状態時の信号値に調整し、その信号値に基づいて規格化信号 B_N/G、R_N/G を作成しているため、特定の層に位置する血管の酸素飽和度を精度良く求めることができる。

【0099】

なお、上記実施形態においては、酸素飽和度が 60% を下回るような低酸素状態にのみ一部疑似カラー表示としたが、これに代えて、低～高酸素状態に至るまで全ての酸素飽和度を疑似カラーで表示してもよい。

30

【0100】

なお、上記第 1 実施形態においては、規格化信号が予め定めた標準状態時の信号値となるように、励起光光源 30a、青色狭帯域光源 31、赤色狭帯域光源 32 の光量を制御し、また、上記第 3 実施形態においては、絞り 230b の開度調整により白色光の光量を制御するとともに、第 1 又は第 2 のレーザ光源の光量を制御したが、これに代えて、各光量のモニタリング結果に基づいて、規格化信号そのものを標準状態時の信号値になるように調整してもよい。

【0101】

なお、上記実施形態では、通常光画像上で特定深さの血管を強調した血管強調画像に対して酸素飽和度の情報を反映させたが、これに代えて、通常光画像そのものに酸素飽和度の情報を反映させてもよい。

40

【0102】

なお、上記実施形態においては、酸素飽和度の画像化を行ったが、これに代えて又は加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（%）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスの画像化や、「血液量×（100 - 酸素飽和度）（%）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスの画像化を行ってもよい。

【符号の説明】

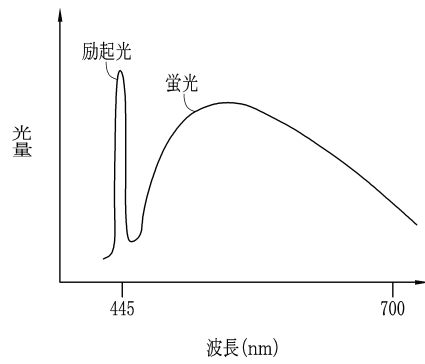
【0103】

10, 100, 200 内視鏡システム

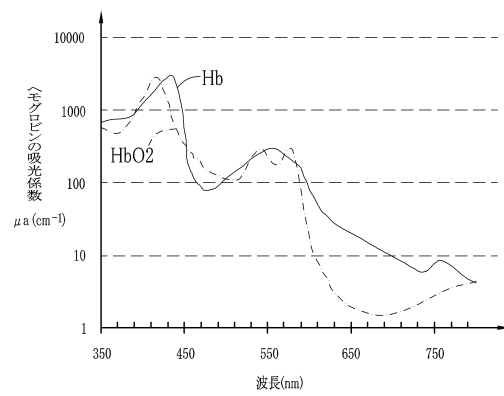
12 プロセッサ装置

50

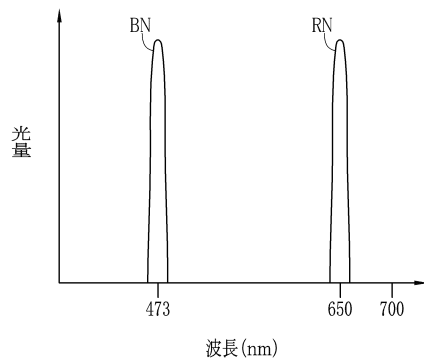
【図 3 A】



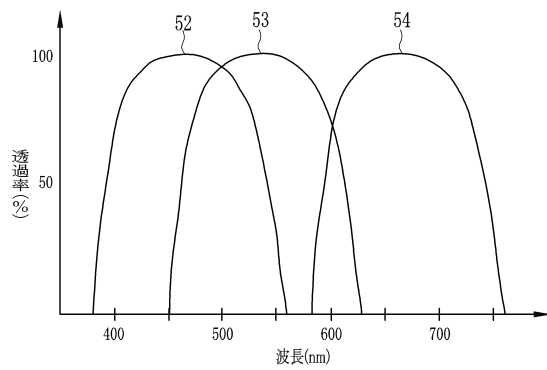
【図 4】



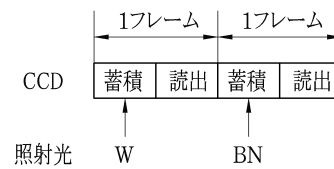
【図 3 B】



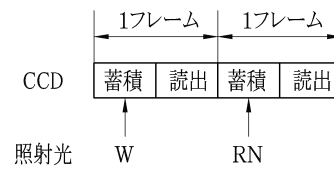
【図 5】



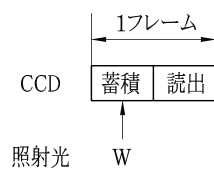
【図 6 B】



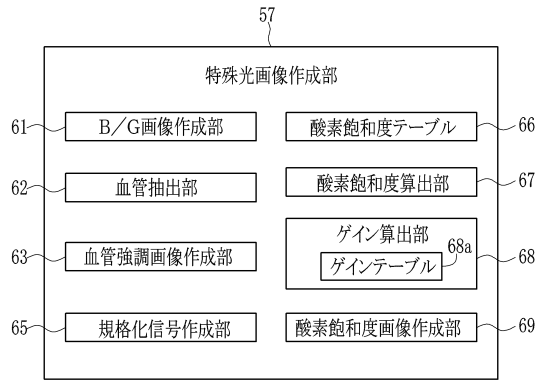
【図 6 C】



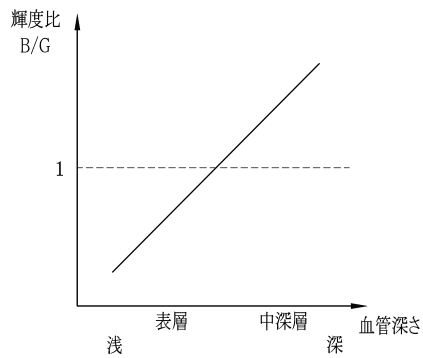
【図 6 A】



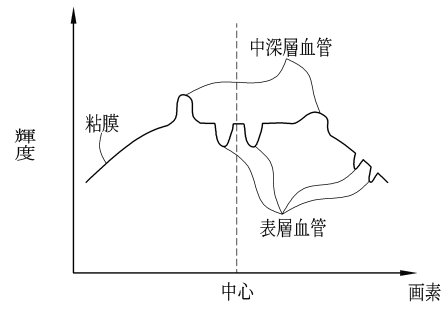
【図 7】



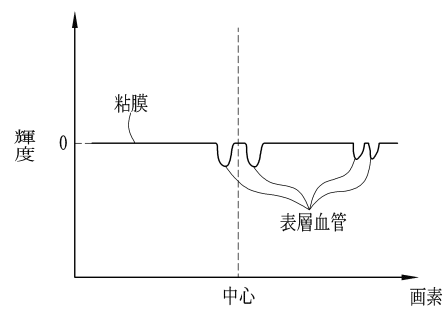
【図 8】



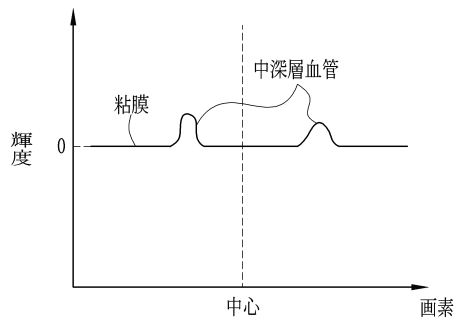
【図 9】



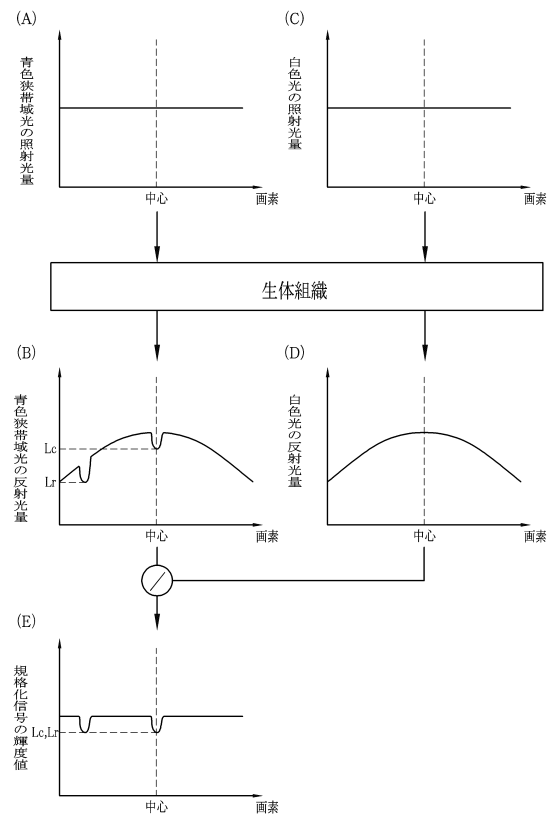
【図 10】



【図 11】



【図 12】

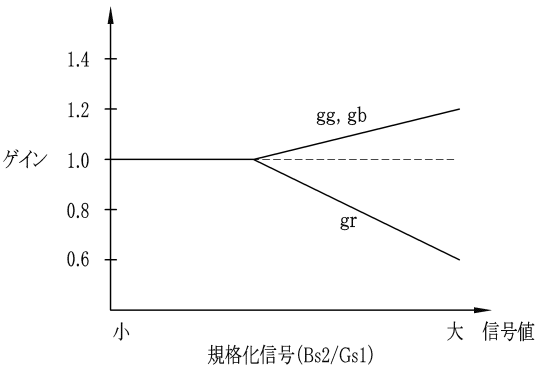


【図 1 3】

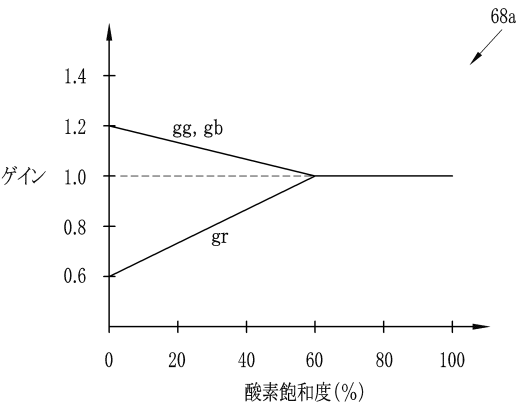
66

規格化信号	酸素飽和度(%)
a1~a2	S1
a2~a3	S2
⋮	⋮
a(n-1)~an	Sn

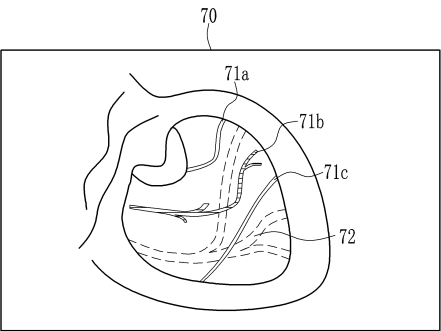
【図 1 4 B】



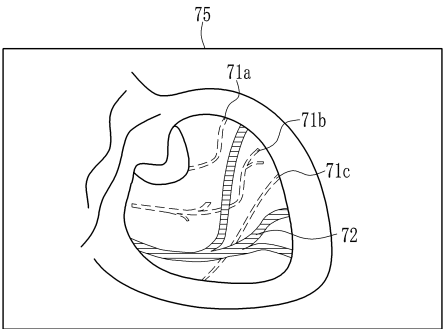
【図 1 4 A】



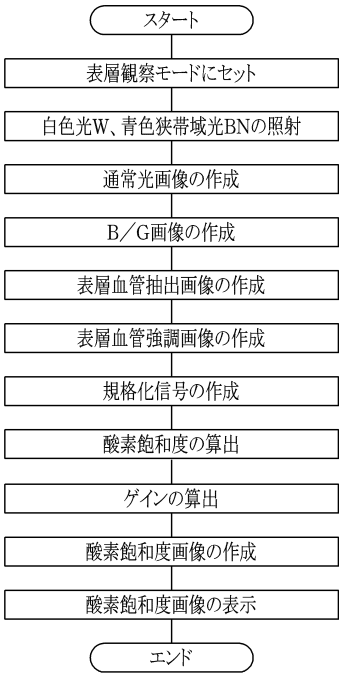
【図 1 5】



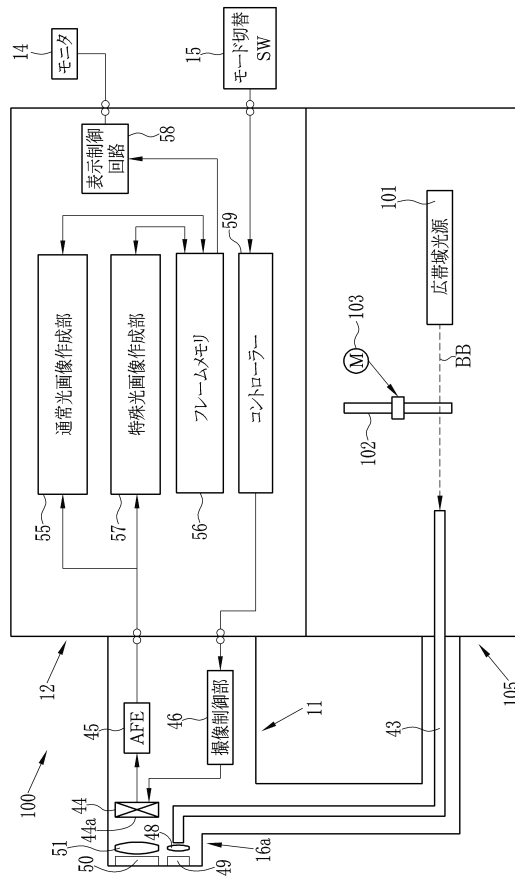
【図 1 6】



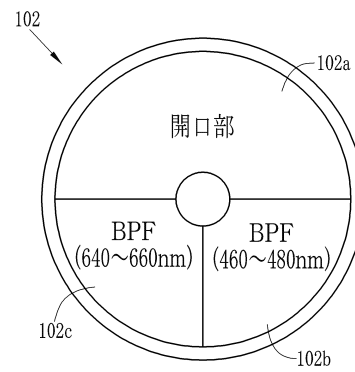
【図 1 7】



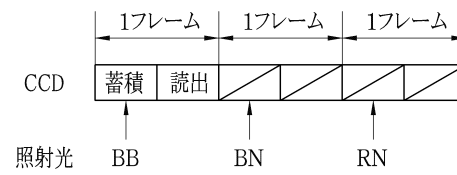
【図18】



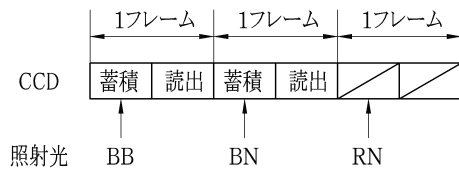
【図19】



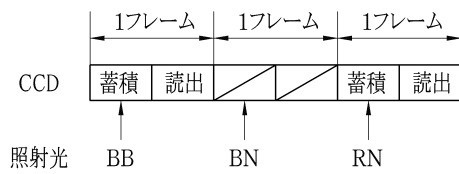
【図20A】



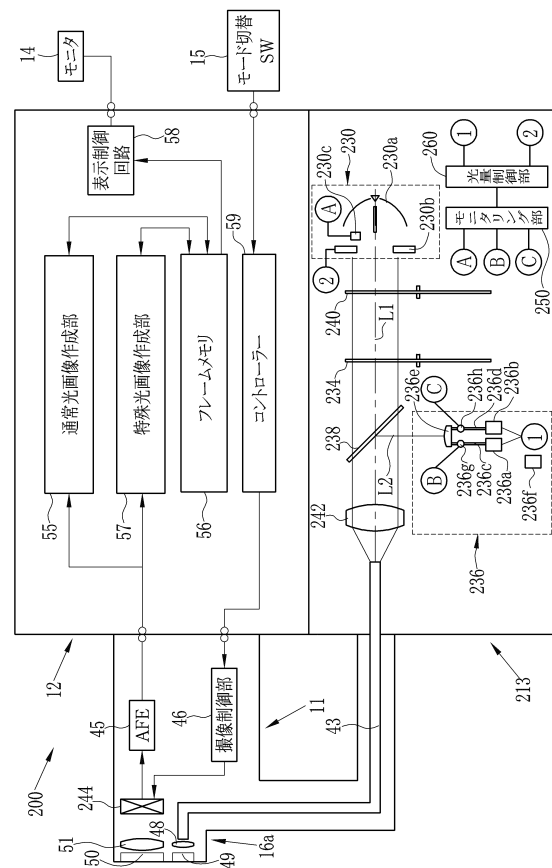
【図20B】



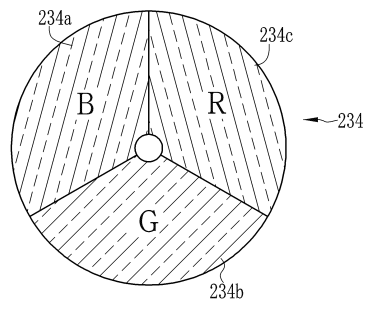
【図20C】



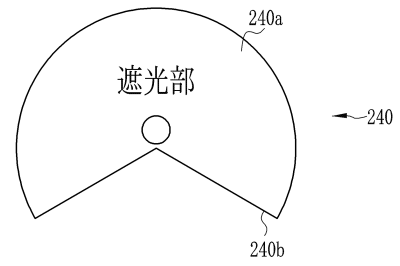
【図21】



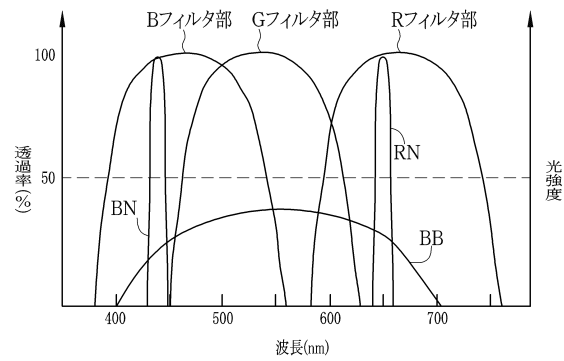
【図 2 2】



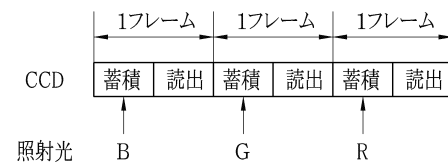
【図 2 4】



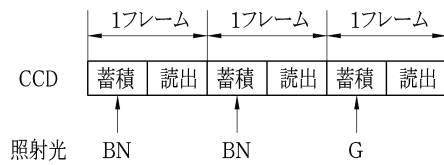
【図 2 3】



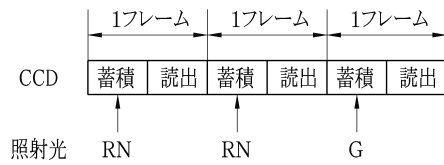
【図 2 5 A】



【図 2 5 B】



【図 2 5 C】



フロントページの続き

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 3 6 4 3 6 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 4 7 7 5 7 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 8 3 3 4 9 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 1 / 0 4

专利名称(译)	内窥镜系统，其处理器装置和操作方法		
公开(公告)号	JP5911496B2	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	JP2013532530	申请日	2012-08-22
[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	齋藤孝明 山口博司 飯田孝之		
发明人	齋藤 孝明 山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/489 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20212 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/04.372		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2011193186 2011-09-05 JP		
其他公开文献	JPWO2013035532A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 特願2013-532530 (P2013-532530) (86) (22) 出願日 平成24年8月22日 (2012.8.22) (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/071174 (87) 国際公開番号 WO2013/035532 (87) 国際公開日 平成25年3月14日 (2013.3.14) 審査請求日 平成26年8月7日 (2014.8.7) (31) 優先権主張番号 特願2011-193186 (P2011-193186) (32) 優先日 平成23年9月5日 (2011.9.5) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 (74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲 (72) 発明者 齋藤 孝明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 山口 博司 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 (72) 発明者 飯田 孝之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
-------	---	---