

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/035694

発行日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(43) 国際公開日 平成25年3月14日 (2013. 3. 14)

(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 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

出願番号	特願2013-532600 (P2013-532600)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/072462		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成24年9月4日 (2012. 9. 4)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2011-193184 (P2011-193184)	(74) 代理人	100075281
(32) 優先日	平成23年9月5日 (2011. 9. 5)		弁理士 小林 和憲
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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
		Fターム (参考)	4C161 BB02 CC06 HH51 JJ17 LL02
			MM05 NN05 QQ02 QQ04 QQ09
			RR04 RR14 RR18 RR26 SS21
			WW04 WW08 WW15

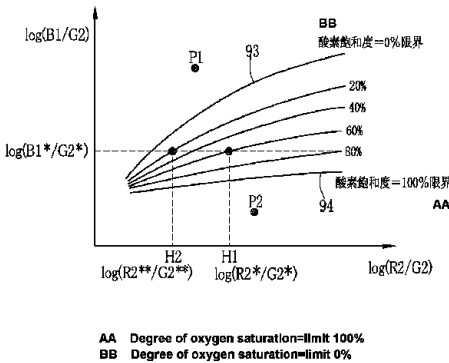
最終頁に続く

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

(57) 【要約】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度が正確に画像化された信頼性の高い画像を表示する。

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波長範囲を有する狭帯域光の反射像をカラーの撮像素子 (6 0) で撮像することにより、青色信号 (B 1)、緑色信号 (G 1)、赤色信号 (R 1) を得る。白色光の反射像をカラーの撮像素子で撮像することにより、青色信号 (B 2)、緑色信号 (G 2)、赤色信号 (R 2) を得る。青色信号 (B 1)、緑色信号 (G 2)、赤色信号 (R 2) に基づいて、血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求める。この酸素飽和度を画像化することによって酸素飽和度画像を作成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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、血液量に応じて吸光係数が変化する第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、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画像作成部と、

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

10

【請求項 2】

前記第 1 の画像信号を前記第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得するとともに、前記第 2 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 2 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、

前記第 1 規格化信号と第 1 色情報との第 1 相関関係、及び前記第 2 規格化信号と第 2 色情報の第 2 相関関係を記憶する第 1 相関関係記憶部とを備え、

前記画像作成部は、前記第 1 規格化信号と前記第 1 相関関係を用いて、前記酸素飽和度画像を作成することに加えて、前記第 2 規格化信号と前記第 2 相関関係を用いて、前記血液量を画像化した血液量画像を作成する、
ことを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記第 1 の画像信号を前記第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得するとともに、前記第 2 の画像信号を前記第 3 の画像信号で規格化して第 2 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、

前記第 1 規格化信号、前記第 2 規格化信号、第 3 色情報の第 3 相関関係を記憶する第 2 相関関係記憶部とを備え、

前記画像作成手段は、前記第 1 及び第 2 規格化信号と前記第 3 相関関係を用いて、前記酸素飽和度画像を作成すること、
を特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記画像作成部は、

前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、前記血液量に依存しない酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度算出部で求めた酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、
を有することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

40

【請求項 5】

前記画像信号取得部は、青色狭帯域光で照明された検体をカラー撮像素子で撮像することにより前記第 1 の画像信号を取得し、白色光で照明された検体を前記カラー撮像素子で撮像することにより、前記第 2 及び第 3 の画像信号を取得することを特徴とする請求の範囲第 1 項ないし第 4 項いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記白色光は、特定波長の励起光を波長変換部材に当てることによって生成される疑似白色光であることを特徴とする請求の範囲第 5 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明部は、前記第 1 の波長範囲を有する第 1 の照明光、前記第 2 の波長範囲を有する第 2 の照明光、及び前記第 3 の波長範囲を有する第 3 の照明光を検体に順次照射し、

50

前記画像信号取得部は、順次照射される第１ないし第３の照明光の反射光をモノクロの撮像素子で受光して撮像することにより、前記第１ないし第３の画像信号を順次取得すること、

を特徴とする請求の範囲第１項ないし第４項いずれか１項記載の内視鏡システム。

【請求項８】

前記照明部は、前記第１の波長範囲を有する第１の照明光と、前記第２の波長範囲及び前記第３の波長範囲を有する第４の照明光を検体に同時照射し、

前記画像信号取得部は、同時照射された第１及び第４の照明光の反射光をカラーの撮像素子で受光して撮像することにより、前記第１ないし第３の画像信号を取得すること、
を特徴とする請求の範囲第１項ないし第４項いずれか１項記載の内視鏡システム。

10

【請求項９】

前記第１又は第２の波長範囲は、４６０～７００ｎｍの範囲内に含まれていることを特徴とする請求の範囲第１項記載の内視鏡システム。

【請求項１０】

前記第１の波長範囲は青色帯域に含まれ、前記第２の波長範囲は赤色帯域に含まれ、前記第３の波長範囲は緑色帯域に含まれることを特徴とする請求の範囲第１項記載の内視鏡システム。

【請求項１１】

前記第１及び第３の波長範囲は緑色帯域に含まれ、前記第２の波長範囲は赤色帯域に含まれることを特徴とする請求の範囲第１項記載の内視鏡システム。

20

【請求項１２】

照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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、血液量に応じて吸光係数が変化する第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、及び前記第１の画像信号と前記第２の画像信号の規格化に用いられ、前記第１及び第２の波長範囲と異なる第３の波長範囲を含む第３の反射光に対応する第３の画像信号を取得する内視鏡装置とともに用いられるプロセッサ装置において、

前記内視鏡装置から前記第１ないし第３の画像信号を受信する受信部と、

前記第１ないし第３の画像信号に基づき、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画像作成部と、

30

を備えることを特徴とするプロセッサ装置。

【請求項１３】

検体を照明する照明ステップと、

前記検体からの反射光を受光して撮像することにより、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、血液量に応じて吸光係数が変化する第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、及び前記第１の画像信号と前記第２の画像信号の規格化に用いられ、前記第１及び第２の波長範囲と異なる第３の波長範囲を含む第３の反射光に対応する第３の画像信号を画像信号取得部によって取得する画像信号取得ステップと、

40

前記第１ないし第３の画像信号に基づき、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画像作成ステップと、

前記酸素飽和度画像を表示部に表示する表示ステップと、

を有することを特徴とする画像表示方法。

【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に関する情報を酸素飽和度画像として画像化する内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに画像表示方法に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

近年の医療においては、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。内視鏡システムを用いた検体内の観察としては、照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、検体内の血管を強調表示等させる血管強調観察も行われるようになってきている。

【 0 0 0 3 】

また、血管強調観察の他に、血管の吸光特性や生体組織の散乱特性を利用して、内視鏡装置で得られた画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度や血管深さなどの血管に関する生体機能情報を取り出し、それを画像化することも行われている。例えば、特許文献 1 10
では、酸素飽和度の大小に応じて異なる色を割り当て、その割り当てた色に基づいて疑似カラーの酸素飽和度画像を作成している。このような酸素飽和度画像を用いることで、例えば、酸素飽和度が特異的に低くなる癌の発見が容易になるため、診断能が向上する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特許 2 6 4 8 4 9 4 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

一般に、生体組織の光の反射率は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度、血管の深さ、血液量（血管の太さあるいは血管の密度に対応）の 3 つの要因に依存して変化する。従って、特許文献 1 20
では、酸素飽和度の分布を画像化して表示することはできるが、血管の深さ及び血液量の変化が酸素飽和度に与える影響が考慮されていない。したがって、特許文献 1 の場合には、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が正確に画像化されていない信頼性の低い画像が表示されることがあった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が正確に画像化された信頼性の高い画像を表示することができる内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに画像表示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 7 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、照明部、画像信号取得部、画像作成部、表示部を備える。照明部は、検体を照明する。画像信号取得部は、照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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、血液量に応じて吸光係数が変化する第 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、及び第 1 の画像信号と第 2 の画像信号の規格化に用いられ、第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する。画像作成部は、第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する。表示部は、酸素飽和度画像を表示する。 40

【 0 0 0 8 】

第 1 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得するとともに、第 2 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 2 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、第 1 規格化信号と第 1 色情報との第 1 相関関係、及び第 2 規格化信号と第 2 色情報の第 2 相関関係を記憶する第 1 相関関係記憶部とを備えることが好ましい。この場合は、画像作成部は、規格化信号取得部で取得した第 1 規格化信号と第 1 相関関係を用いて、酸素飽和度画像を作成することに加えて、規格化信号取得部で取得した第 2 規格化信号と第 2 相関関係を用いて、血液量を画像化した血液量画像を作成する。

【 0 0 0 9 】

第 1 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得するとともに、第

10

20

30

40

50

2の画像信号を第3の画像信号で規格化して第2規格化信号を取得する規格化信号取得部と、第1規格化信号、第2規格化信号、第3色情報の第3相関関係を記憶する第2相関関係記憶部とを備えることが好ましい。この場合には、画像作成部は、規格化信号取得部で取得した第1及び第2規格化信号と第3相関関係を用いて、酸素飽和度画像を作成する。更に、画像作成部は、第1ないし第3の画像信号に基づき、血液量に依存しない酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部と、酸素飽和度算出部で求めた酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、を有することが好ましい。

【0010】

画像信号取得部は、青色狭帯域光で照明された検体をカラー撮像素子で撮像することにより前記第1の画像信号を取得し、そして、白色光で照明された検体をカラー撮像素子で撮像することにより、第2及び第3の画像信号を取得することが好ましい。白色光は、特定波長の励起光を波長変換部材に当てることによって生成される疑似白色光であることが好ましい。

10

【0011】

照明部は、第1の波長範囲を有する第1の照明光、第2の波長範囲を有する第2の照明光、及び第3の波長範囲を有する第3の照明光を検体に順次照射することが好ましい。この場合には、画像信号取得部は、順次照射される第1ないし第3の照明光の反射光をモノクロの撮像素子で受光して撮像することにより、第1ないし第3の画像信号を順次取得する。

20

【0012】

照明部は、第1の波長範囲を有する第1の照明光と、第2の波長範囲及び第3の波長範囲を有する第4の照明光を検体に同時照射することが好ましい。この場合には、画像信号取得部は、同時照射された第1及び第4の照明光の反射光をカラーの撮像素子で受光して撮像することにより、第1ないし第3の画像信号を取得する。

【0013】

第1又は第2の波長範囲は、460～700nmの範囲内に含まれていることが好ましい。第1の波長範囲は青色帯域に含まれ、第2の波長範囲は赤色帯域に含まれ、第3の波長範囲は緑色帯域に含まれることが好ましい。第1及び第3の波長範囲は緑色帯域に含まれ、第2の波長範囲は赤色帯域に含まれることが好ましい。

30

【0014】

本発明のプロセッサ装置は、内視鏡装置から第1ないし第3の画像信号を受信する受信部と、画像作成部とを備えている。内視鏡装置は、照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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、血液量に応じて吸光係数が変化する第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、及び、第1の画像信号と第2の画像信号の規格化に用いられ、第1及び第2の波長範囲と異なる第3の波長範囲を含む第3の反射光に対応する第3の画像信号を取得する。画像作成部は、第1ないし第3の画像信号に基づき、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する。

40

【0015】

本発明の画像表示方法は、検体を照明する照明ステップ、画像信号取得ステップ、画像作成ステップ、表示ステップを有する。画像信号取得ステップは、検体からの反射光を受光して撮像することにより、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、血液量に応じて吸光係数が変化する第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、及び、第1の画像信号と第2の画像信号の規格化に用いられ、前記第1及び第2の波長範囲と異なる第3の波長範囲を含む第3の反射光に対応する第3の画像信号を画像信号取得部によって取得する。画像作成ステップは、第1ないし第3の画像信号に基づき、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する。表示ステップは、酸素飽和度画像を表示部に表示する。

50

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

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、前記第 1 の波長範囲と異なり、前記血中ヘモグロビンの量を示す血液量に応じて吸光係数が変化する第 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、及び第 1 及び第 2 の画像信号の規格化に用いられ、第 1 及び第 2 の波長範囲とは異なる第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号に基づいて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成するとともに、その作成した酸素飽和度画像に基づいて表示を行っていることから、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が正確に画像化された信頼性の高い画像を表示することができる。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 内視鏡システムの概略図である。

【 図 3 】 スコープ先端部の正面図である。

【 図 4 】 酸素飽和度測定光及び白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

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

【 図 6 A 】 通常光観察モードにおける撮像素子の撮像制御を示す説明図である。

【 図 6 B 】 生体機能情報観察モードにおける撮像素子の撮像制御を示す説明図である。

【 図 7 】 血液量と信号比 R_2 / G_2 との相関関係を示すグラフである。

【 図 8 】 酸素飽和度と信号比 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 との相関関係を示すグラフである。

20

【 図 9 】 ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【 図 10 A 】 図 7 のグラフにおいて信号比から血液量を求める方法を示す説明図である。

【 図 10 B 】 図 8 のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を示す説明図である。

【 図 11 】 血液量と色差信号との関係を示すグラフである。

【 図 12 】 酸素飽和度と色差信号との関係を示すグラフである。

【 図 13 】 血液量画像と酸素飽和度画像を並列表示する表示装置の画像図である。

【 図 14 】 血液量画像と酸素飽和度画像のいずれか一方を表示する表示装置の画像図である。

【 図 15 】 本発明の作用を示すフローチャートである。

30

【 図 16 】 血液量画像及び酸素飽和度画像の作成手順を示すブロック図である。

【 図 17 】 第 2 実施形態における内視鏡システムの概略を示すブロック図である。

【 図 18 】 第 3 実施形態における内視鏡システムの概略を示すブロック図である。

【 図 19 】 白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【 図 20 】 回転フィルタの正面図である。

【 図 21 】 図 20 の回転フィルタとは異なる透過特性を有する回転フィルタの正面図である。

【 図 22 】 図 20、21 の回転フィルタとは異なる透過特性を有する回転フィルタの正面図である。

【 図 23 】 第 4 実施形態における内視鏡システムの概略を示すブロック図である。

40

【 図 24 】 信号比 B_1 / G_2 と色差信号との関係を示すカラーテーブルである。

【 図 25 A 】 信号比 R_2 / G_2 が一定値以上の場合における信号比 B_1 / G_2 と色差信号との関係を示すカラーテーブルである。

【 図 25 B 】 信号比 R_2 / G_2 が一定値を下回る場合における信号比 B_1 / G_2 と色差信号との関係を示すカラーテーブルである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 8 】

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 から発生する光を導光して検体の観察領域に照明光として照射するとともに、観察領域を撮像する内視鏡装置 12 と、内視鏡装置 12 で得られ

50

た内視鏡画像を画像処理するプロセッサ装置 13 と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 14 と、キーボード等で構成される入力装置 15 とを備えている。

【0019】

内視鏡システム 10 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の検体像からなる通常光画像を表示装置 14 に表示する通常光観察モードと、検体における血中ヘモグロビンの酸素飽和度と血液量の情報が疑似カラーで表された酸素飽和度画像及び血液量画像を表示装置 14 に表示する生体機能情報観察モードを備えている。これら観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 17 や入力装置 15 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

10

【0020】

内視鏡スコープ 32 には、操作部 35 側から順に、軟性部 38、湾曲部 39、スコープ先端部 40 が設けられている。軟性部 38 は、可撓性を有しているため、内視鏡スコープ挿入時には検体内で屈曲することができる。湾曲部 39 は、操作部 35 に配置されたアングルノブ 35a の回動操作により湾曲する。この湾曲部 39 は、検体の部位等に応じて、上下左右方向で、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 40 を所望の観察部位に向けることができる。

【0021】

図 2 に示すように、光源装置 11 は、2 種のレーザ光源 LD1、LD2 と、光源制御部 20 と、コンバイナ 21 と、カブラ 22 とを備えている。レーザ光源 LD1 は、酸素飽和度の測定に用いられる狭帯域光（酸素飽和度測定光）を発生させる。レーザ光源 LD2 は、内視鏡装置の先端部に配置された蛍光体 50 から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光を発生させる。各レーザ光源 LD1、LD2 から発せられる光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ対応する光ファイバ 24、25 に入射する。なお、レーザ光源 LD1、LD2 は、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaNAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

20

【0022】

光源制御部 20 は、レーザ光源 LD1、LD2 を制御することによって、各レーザ光源 LD1、LD2 の発光タイミングや各レーザ光源 LD1、LD2 間の光量比を調節する。本実施形態では、通常光観察モードのときには、レーザ光源 LD1 をオフにし、レーザ光源 LD2 をオンにする。一方、生体機能情報観察モードのときには、レーザ光源 LD1 とレーザ光源 LD2 のオンとオフを、一定時間毎に交互に切り替える。

30

【0023】

コンバイナ 21 は、各光ファイバ 24、25 からの光を合波させる。合波した光は、分波器であるカブラ 22 によって 4 系統の光に分波される。分波された 4 系統の光のうち、レーザ光源 LD1 からの光はカブラ 22 によってライトガイド 26、27 で伝送され、レーザ光源 LD2 からの光はカブラ 22 によってライトガイド 28、29 で伝送される。ライトガイド 26～29 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、コンバイナ 21 及びカブラ 22 を用いずに、各レーザ光源 LD1、LD2 からの光を直接ライトガイド 26～29 に入れる構成としてもよい。

40

【0024】

内視鏡装置 12 は電子内視鏡であり、内視鏡スコープ 32（図 1 参照）と、ライトガイド 26～29 で伝送される 4 系統（4 灯）の光を照射する照明部 33 と、観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 34 と、内視鏡スコープ 32 の先端部の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 35 と、内視鏡スコープ 32 と光源装置 11 及びプロセッサ装置 13 とを着脱自在に接続するコネクタ部 36 を備えている。

【0025】

スコープ先端部 40 には照明部 33 と撮像部 34 が設けられている。撮像部 34 は、スコープ先端部 40 の略中心位置に、被写体領域からの反射光が入射する 1 つの観察窓 42

50

を備えている。照明部 33 は、撮像部 34 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 は、酸素飽和度測定光と白色光のいずれか一方の光を観察領域に向けて照射する。

【0026】

一方の照明窓 43 の奥には 2 つの投光ユニット 46, 47 が収納されている。一方の投光ユニット 46 では、ライトガイド 26 からの酸素飽和度測定光を、レンズ 48 を介して観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット 47 では、ライトガイド 28 からの励起光を蛍光体 50 に当てて白色光を励起発光させ、その白色光をレンズ 51 を介して観察領域に向けて照射する。なお、他方の照明窓 44 の奥にも、上記投光ユニット 46 と同様の投光ユニット 53 と、上記投光ユニット 47 と同様の投光ユニット 54 の 2 つが収納

10

【0027】

観察窓 42 の奥には、検体の観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット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、観察領域の像光を受光して観察領域を撮像する CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) などの撮像素子 60 が設けられている。

【0028】

撮像素子 60 は、対物レンズユニットからの光を受光面 (撮像面) で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号 (アナログ信号) を出力する。この撮像素子 60 は撮像制御部 70 によって撮像が制御される。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、撮像信号をその電圧レベルに対応する画像信号 (デジタル信号) に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部 36 を介して、プロセッサ装置 13 の画像処理部 73 に入力される。

20

【0029】

プロセッサ装置 13 は、制御部 72 と、画像処理部 73 と、記憶部 74 とを備えており、制御部 72 には表示装置 14 及び入力装置 15 が接続されている。制御部 72 は、内視鏡装置 12 の切り替えスイッチ 17 や入力装置 15 から入力される観察モード等の指示に基づいて、画像処理部 73、光源装置 11 の光源制御部 20、内視鏡装置 12 の撮像制御部 70、及び表示装置 14 の動作を制御する。

30

【0030】

図 3 に示すように、照明窓 43, 44 は、スコープ先端部 40 において、観察窓 42 を挟んでその両側に配置されている。また、4 つの投光ユニット 46, 47, 53, 54 は、蛍光体 50 を備える投光ユニット 47, 54 の出射面間を結ぶ直線 L1 と、蛍光体 50 を備えていない投光ユニット 46, 53 の出射面間を結ぶ直線 L2 とが、観察窓 42 の中心部で交差するように、互い違いに配置されている。このような配置にすることによって、照明ムラの発生を防止することができる。

【0031】

蛍光体 50 は、レーザ光源 LD2 からの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 (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光物質) を含んで構成される。励起光が蛍光体 50 に照射されると、蛍光体 50 から発せられる緑色～赤色の励起発光光 (蛍光) と、蛍光体 50 により吸収されず透過した励起光とが合わされて、白色光 (疑似白色光) が生成される。なお、蛍光体は、商品名としてマイクロホワイト (登録商標) (Micro White (MW)) とも呼ばれている。

40

【0032】

したがって、蛍光体 50 を備える投光ユニット 47, 54 から発せられる白色光は、図 4 に示すように、中心波長 445 nm の励起光の波長範囲と、その励起光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね 450 nm～700 nm の波長範囲とを有する発光スペクトルとなる。一方、蛍光体 50 を備えていない投光ユニット 46, 53 から発せられる酸素飽和度測定光は、中心波長 473 nm の近傍に波長範囲を有する発光スベ

50

クトルとなる。

【 0 0 3 3 】

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等を含む意味で使用している。

【 0 0 3 4 】

撮像素子 6 0 はカラー CCD であり、その受光面には、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素を 1 組とする画素群が、マトリックス状に多数配列されている。B 色、G 色、R 色のカラーフィルタは、それぞれ図 5 に示す曲線 6 3、6 4、6 5 で表される分光透過率を有している。したがって、観察領域からの反射光等のうち白色光は R 色、G 色、B 色のカラーフィルタの全てを透過するため、撮像素子 6 0 の R 画素、G 画素、B 画素から出力される信号に、白色光の反射像の情報が含まれている。一方、酸素飽和度測定光は、中心波長が 4 7 3 nm であるため、主として B 画素又は G 画素から出力される信号に、酸素飽和度測定光の反射像の情報が含まれている。

【 0 0 3 5 】

撮像素子 6 0 は、撮像制御部 7 0 によって、観察モード毎に異なる撮像制御が行われる。図 6 A に示すように、通常光観察モード時には、1 フレーム期間内で、白色光（4 4 5 nm + 蛍光体（本実施形態では 4 4 5 nm の励起光を蛍光体 5 0 に当てて白色光を発生させるため、このように表記する））を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【 0 0 3 6 】

一方、生体機能情報観察モード時には、図 6 B に示すように、1 フレーム期間内で、酸素飽和度測定光（4 7 3 nm の狭帯域光）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる（1 フレーム目）。そして、その次に、1 フレーム期間内で、白色光（4 4 5 nm + MW）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる（2 フレーム目）。これら合計 2 フレームの撮像制御は、生体機能情報観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【 0 0 3 7 】

なお、1 フレーム目の画像信号は、撮像素子 6 0 の B 画素から出力される青色信号 B 1 と、G 画素から出力される緑色信号 G 1 と、R 画素から出力される赤色信号 R 1 とから構成される。また、2 フレーム目の画像信号は通常光観察モード時に得られる画像信号と同じであり、B 画素から出力される青色信号 B 2 と、G 画素から出力される緑色信号 G 2 と、R 画素から出力される赤色信号 R 2 とから構成される。

【 0 0 3 8 】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置 1 2 における操作部 3 5 及び内視鏡スコープ 3 2 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【 0 0 3 9 】

図 2 に示すように、画像処理部 7 3 は通常光画像処理部 8 0 と機能画像処理部 8 2 とを備えており、内視鏡装置 1 2 からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。通常光画像処理部 8 0 は、通常光観察モード時に得られた画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を作成する。

【 0 0 4 0 】

機能画像処理部 8 2 は、内視鏡装置から入力される画像信号に基づき検体の血液量及び血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出するとともに、算出した血液量を疑似カラー

10

20

30

40

50

画像化した血液量画像と酸素飽和度を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を作成する。機能画像処理部 8 2 は、信号比算出部 8 4 と、相関関係記憶部 8 5 と、血液量及び酸素飽和度算出部 8 6 と、血液量画像作成部 8 7 と、酸素飽和度画像作成部 8 8 とを備えている。

【 0 0 4 1 】

信号比算出部 8 4 は、生体機能情報観察モード時に取得する画像信号のうち、1 フレーム目の青色信号 B 1 と 2 フレーム目の緑色信号 G 2 との信号比 $B 1 / G 2$ と、2 フレーム目の緑色信号 G 2 と赤色信号 R 2 との信号比 $R 2 / G 2$ とを求める。これにより、青色信号 B 1 及び赤色信号 R 2 は緑色信号 G 2 で規格化される。信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、信号比は画像信号のうち血管部分の画素のみ求めてもよい。

10

【 0 0 4 2 】

相関関係記憶部 8 5 は、信号比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ と血液量及び酸素飽和度との相関関係を記憶している。信号比と血液量との相関関係は、図 7 に示すように、信号比 $R 2 / G 2$ 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ている 1 次元テーブルで記憶されている。なお、信号比 $R 2 / G 2$ は log スケールで表わされる。

【 0 0 4 3 】

一方、信号比と酸素飽和度との相関関係は、図 8 に示す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、信号比 $B 1 / G 2$, $R 2 / G 2$ は log スケールで表わされる。

20

【 0 0 4 4 】

上記相関関係は、図 9 に示す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。図 9 において、曲線 9 0 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を示しており、曲線 9 1 は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。この図 9 が示すように、例えば、473 nm 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、473 nm の光に対応する信号を含む青色信号は、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 1 に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号 R 2 と、青色信号 B 1 と赤色信号 R 2 を規格化するための緑色信号 G 2 から得られる信号比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ を用いて、血液量及び酸素飽和度を正確に求めている。

30

【 0 0 4 5 】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の 3 つのことが言える。

(1) 波長 470 nm 近辺 (例えば、中心波長 $470 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ の青色の波長領域) では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。

(2) 540 ~ 580 nm の緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。

(3) 590 ~ 700 nm の赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するよう見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

40

【 0 0 4 6 】

また、470 ~ 700 nm 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。

【 0 0 4 7 】

血液量及び酸素飽和度算出部 8 6 は、相関関係記憶部 8 5 に記憶された相関関係と信号比算出部 8 4 で求めた信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ とを用いて、各画素における血液量

50

及び酸素飽和度の両方を求める。ここで、信号比として、 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ が得られたケース 1 の場合と、このケース 1 と同じ $B1^*/G2^*$ 、ケース 1 と異なる $R2^{**}/G2^{**}$ が得られた場合のケース 2 について、血液量及び酸素飽和度の算出方法を説明する。

【0048】

まず、ケース 1 ($B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$) の場合について説明する。図 10A に示す相関関係から、信号比 $R2^*/G2^*$ に対応する血液量 $H1$ を求める。そして、図 10B に示す相関関係から、信号比 $B1^*/G2^*$ が示す酸素飽和度 (0% ~ 略 80%) のうち、血液量 $H1$ に対応する酸素飽和度を求める。この求めた酸素飽和度は 60% である。

10

【0049】

一方、ケース 2 ($B1^*/G2^*$ 、 $R2^{**}/G2^{**}$) の場合について説明する。図 10A に示すように、信号比 $R2^{**}/G2^{**}$ に対応する血液量 $H2$ を求める。この血液量 $H2$ は、ケース 1 の血液量 $H1$ よりも小さい。そして、ケース 1 の場合と同様に、図 10B に示す相関関係から、信号比 $B1^*/G2^*$ が示す酸素飽和度 (0% ~ 略 80%) のうち、血液量 $H2$ に対応する酸素飽和度を求める。この求めた酸素飽和度は、ケース 1 の場合よりもかなり小さい 20% である。

【0050】

以上のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長成分を含む信号比 $B1^*/G2^*$ は酸素飽和度に関する多く情報を含んでいるが、血液量にも依存するため、0% ~ 80% の間で大きく変動する。例えば、ケース 1 とケース 2 の場合であれば、信号比 $B1^*/G2^*$ は全く同じであるにもかかわらず、血液量に差があるため、酸素飽和度の差が 40% もある。即ち、信号比 $B1^*/G2^*$ には、血液量と酸素飽和度の両方の情報を含まれているため、信号比 $B1^*/G2^*$ 自体が示す酸素飽和度の値は正確ではない。そこで、本発明のように、まず、信号比 $R2/G2$ から血液量を求めた上で、この血液量に対応する酸素飽和度を信号比 $B1/G2$ が示す酸素飽和度の中から求める。これにより、血液量に依存しない酸素飽和度を算出することができる。

20

【0051】

なお、図 10B に示すように、信号比 $B1/G2$ と $R2/G2$ の対応点 $P1$ が下限ライン 93 よりも上方に位置するときには酸素飽和度を 0% とし、対応点 $P2$ が上限ライン 94 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 93 と上限ライン 94 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を表示しなくてもよい。

30

【0052】

血液量画像作成部 87 は、血液量及び酸素飽和度算出部 86 で求めた血液量を疑似カラーで表した血液量画像を作成する。血液量画像は、輝度 Y と色差信号 Cb 、 Cr からなる映像信号で構成される。輝度 Y には、緑色信号 $G2$ が割り当てられる。この緑色信号 $G2$ は、ヘモグロビンによる吸収がやや強い波長帯域の反射光に対応しているので、これに基づく画像からは粘膜の凹凸や血管などを視認できる。したがって、緑色信号 $G2$ を輝度に割り当てることで、疑似カラー画像の全体的な明るさを定義することができる。

40

【0053】

一方、色差信号 Cb 、 Cr は、カラーテーブル 87a に従って、血液量に応じた信号値が割り当てられる。カラーテーブル 87a は、図 11 に示すように、色差信号 Cb については血液量が大きくなるほど信号値が低下するように定義され、色差信号 Cr については血液量が大きくなるほど信号値が増加するように定義されている。したがって、血液量画像は、血液量が多いところでは赤味が増加し、血液量が低くなるにつれて赤味の彩度が下がりモノクロに近づいていく。なお、カラーテーブル 87a は信号比 $R2/G2$ と色差信号 Cb 、 Cr との関係も示しているため、血液量を算出することなく、信号比 $R2/G2$ に基づいて血液量画像を作成してもよい。

【0054】

50

酸素飽和度画像作成部 88 は、血液量及び酸素飽和度算出部 87 で求めた酸素飽和度を疑似カラーで表す酸素飽和度画像を作成する。酸素飽和度画像は、血液量画像と同様、輝度 Y と色差信号 C b , C r からなる映像信号で構成される。輝度 Y には、緑色信号 G 2 が割り当てられる。色差信号 C b , C r は、カラーテーブル 88 a に従い、酸素飽和度に応じた信号値が割り当てられる。

【 0 0 5 5 】

カラーテーブル 88 a は、図 12 に示すように、高酸素飽和度下では色差信号 C r の信号値が正、色差信号 C b の信号値が負となるように定義され、低酸素飽和度下では、反対に色差信号 C r の信号値が負、色差信号 C b の信号値が正となるように定義されている。そして、中酸素飽和度下において、色差信号 C r の信号値と色差信号 C b の信号値の大小関係が逆転するように定義されている。したがって、酸素飽和度が低い方から高い方に行くにつれて、酸素飽和度画像の色味は青→水色→緑→黄色→橙→赤と変化する。

10

【 0 0 5 6 】

以上のように作成された血液量画像及び酸素飽和度画像は表示装置 14 に表示される。表示方法としては、図 13 に示すように、酸素飽和度画像と血液量画像を縮小し、それら縮小した画像を並列して同時に表示してもよい。あるいは、入力装置 15 に設けられた画像選択手段をユーザが操作することによって、図 14 に示すように、酸素飽和度画像と血液量画像のいずれか一方を選択し、その選択した画像を表示装置 14 に表示する。このように血液量画像と酸素飽和度画像の両方を用いて内視鏡診断を行うことができるため、酸素飽和度と血液量の両方に特徴を有する未分化型早期胃癌などの病変部に対する診断能を向上させることができる。

20

【 0 0 5 7 】

次に、本発明の作用について図 15 のフローチャート及び図 16 のブロック図を参照して説明する。なお、通常光観察モードの元では、内視鏡スコープ 32 を体内、例えば消化管内に挿入する。アングルノブ 35 a の操作によって、所望の観察部位にスコープ先端部 40 をセットし、通常光観察を行う。この通常観察では、白色光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 14 に表示される。

【 0 0 5 8 】

そして、観察部位が病変部と推測される場合は、内視鏡装置の切り替えスイッチ 17 によって、生体機能情報観察モードに切り替える。この生体機能情報観察モードに切り替えられると、スコープ先端部 40 から中心波長 473 nm の狭帯域光である酸素飽和度測定光が検体内に照射される。検体からの反射光等は、B画素、G画素、R画素からなるカラー CCD である撮像素子 60 で撮像される。これにより、青色信号 B 1、緑色信号 G 1、赤色信号 R 1 からなる 1 フレーム目の画像信号が得られる。

30

【 0 0 5 9 】

1 フレーム目の画像信号が得られると、中心波長 445 nm の励起光で励起発光される白色光が、スコープ先端部 40 から検体内に照射される。検体からの反射光等を撮像素子 60 で撮像することにより、青色信号 B 2、緑色信号 G 2、赤色信号 R 2 からなる 2 フレーム目の画像信号（通常光画像信号）が得られる。

【 0 0 6 0 】

2 フレーム目の画像信号が得られると、信号比算出部 84 は、信号比 B 1 / G 2、R 2 / G 2 を求める。信号比が求まると、血液量及び酸素飽和度算出部 86 は、相関関係記憶部 85 に記憶している相関関係から、信号比算出部 84 で求めた信号比 R 2 / G 2 に対応する血液量を求めるとともに、信号比算出部 84 で求めた信号比 B 1 / G 2、R 2 / G 2 に対応する酸素飽和度を求める。血液量及び酸素飽和度は、全ての画素について求められる。

40

【 0 0 6 1 】

全ての画素について血液量及び酸素飽和度が求まると、血液量画像作成部 87 内のカラーテーブル 87 a を参照し、血液量に対応する色差信号 C b , C r を求める。そして、この求めた色差信号 C b , C r と、緑色信号 G 2 が割り当てられた輝度 Y とから、血液量が

50

疑似カラーで表された血液量画像が作成される。また、同様に、カラーテーブル 88a を用いて、酸素飽和度が疑似カラーで表された酸素飽和度画像を作成する。作成された血液量画像及び酸素飽和度画像は、表示装置 14 に表示される。

【0062】

なお、第 1 実施形態においては、中心波長 473 nm の狭帯域光を照射したときのフレーム 1 の画像信号と中心波長 445 nm の励起光で蛍光体から励起発光させた白色光を照射したときのフレーム 2 の画像信号の合計 2 フレームを使って、血液量及び酸素飽和度の算出を行っている。これに代えて、図 17 に示す第 2 実施形態のように、レーザ光源 LD1 の中心波長 473 nm の励起光を用いて蛍光体 50 から白色光を励起発光させ、その白色光を検体内に照射及び撮像したときに得られる 1 フレーム分の画像信号から、血液量及び酸素飽和度を求めてもよい。なお、内視鏡システム 100 は、4 つの投光ユニット 46, 47, 53, 54 から 4 系統の光を照射する内視鏡システム 10 と異なり、蛍光体 50 を有する 2 つの投光ユニット 47, 54 から 2 系統の光を照射する。

10

【0063】

このとき画像信号の青色信号 B には、中心波長 473 nm の励起光に対応する信号と、蛍光体 50 から励起発光光のうち少量の光に対応する信号とを含む。また、緑色信号 G には、蛍光体 50 からの励起発光光のうち主として 540 ~ 580 nm の波長範囲の分光照明に対応する信号が含まれている。また、赤色信号 R には、少量の励起光に対応する信号と、励起発光光のうち 590 ~ 700 nm の波長範囲の分光照明に対応する信号とが含まれている。

20

【0064】

したがって、血液量の算出に用いられる信号比は R/G となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は B/G 、 R/G となる。 R/G は上記信号比 $R2/G2$ に対応し、 B/G は上記信号比 $B1/G2$ に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、上記と同様であるため、説明を省略する。なお、疑似カラー画像の血液量画像及び酸素飽和度画像を作成する際には、緑色信号 G を輝度に割り当てる。

【0065】

図 18 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 120 は、光源装置 11 に回転フィルタ方式を採用する。したがって、内視鏡システム 120 には、第 3 実施形態におけるレーザ光源 LD1, LD2、光源制御部 20、及びコンバイナ 21 に代えて、図 19 に示す分光強度を有する白色光を発する広帯域光源 121 (例えばキセノンランプ等) と、白色光のうち酸素飽和度測定光の波長成分または白色光をそのまま透過させる回転フィルタ 122 と、回転フィルタを透過した光が入射する光ファイバ 123 と、回転フィルタ 122 の回転を制御する回転制御部 124 が設けられている。

30

【0066】

光ファイバ 123 に入射した光は、カブラ 22 で 2 系統の光に分波され、分波された光はそれぞれライトガイド 26 及び 27 を介して、投光ユニット 46 及び 53 から検体内に照射される。なお、これら以外については、内視鏡システム 120 は図 2 に示す内視鏡システム 10 と同様の構成を有しているので、説明を省略する。

【0067】

図 20 に示すように、回転フィルタ 122 は、白色光のうち波長範囲が 460 ~ 480 nm の酸素飽和度測定光 (図 4 参照) を透過させるバンドフィルタ 125 と、白色光をそのまま透過させる開口部 126 とからなる。したがって、回転フィルタ 122 が回転することで、酸素飽和度測定光と白色光とが交互に検体内に照射される。このとき、第 1 実施形態と同様に、酸素飽和度測定光が照射されたときに 1 フレーム目の画像信号 B1、G1、R1 を取得し、白色光が照射されたときに 2 フレーム目の画像信号 B2、G2、R2 を取得する。これら取得した 2 フレーム分の画像信号から、第 1 実施形態と同様に、酸素飽和度画像を作成する。

40

【0068】

この第 3 実施形態においては、1 フレーム目では、青色信号 B1 に、460 ~ 480 n

50

mの波長範囲の光に対応する信号が含まれる。一方、2フレーム目では、青色信号B2には400nm~530nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれ、緑色信号G2には540nm~580nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれ、赤色信号R2には590nm~700nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれる。なお、血液量及び酸素飽和度の算出方法は、第1実施形態と同様であるため、説明を省略する。

【0069】

なお、第3実施形態では、図20に示す回転フィルタ122に代えて、図21に示すような回転フィルタ130を用いてもよい。この回転フィルタ130の第1透過部131は広帯域光源121からの白色光のうち460~480nmの波長範囲の第1透過光を透過させ、第2透過部132は白色光のうち540~580nmの波長範囲の第2透過光を透過させ、第3透過部133は白色光のうち590~700nmの波長範囲の第3透過光を透過させる。この回転フィルタ130が回転すると、第1~第3透過光が順次検体に照射される。

10

【0070】

回転フィルタ130を用いる場合には、モノクロの撮像素子127によって、各透過光が照射される毎に撮像を行う。したがって、第1~第3透過光の照射により、3フレーム分の画像信号が得られる。これら画像信号のうち、第1透過光を照射したときに得られる画像信号を青色信号Bとし、第2透過光を照射したときに得られる画像信号を緑色信号Gとし、第3透過光を照射したときに得られる画像信号を赤色信号Rとする。

20

【0071】

したがって、血液量の算出に用いられる信号比は R/G となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は B/G 、 R/G となる。 R/G は第1実施形態の信号比 $R2/G2$ に対応し、 B/G は第1実施形態の信号比 $B1/G2$ に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、第1実施形態と同様であるため、説明を省略する。なお、疑似カラー画像の血液量画像及び酸素飽和度画像を作成する際には、緑色信号Gを輝度に割り当てる。

【0072】

なお、第3実施形態では、図21に示す回転フィルタ130の代わりに、図22に示すように、各透過部における透過率が回転フィルタ130と異なる回転フィルタ150を用いてもよい。回転フィルタ150の第1透過部は白色光のうち530~550nmの波長範囲の第1透過光を透過させ、第2透過部は白色光のうち555~565nmの波長範囲の第2透過光を透過させ、第3透過部は白色光のうち590~700nmの第3透過光を透過させる。この回転フィルタ150が回転すると、第1~第3透過光が順次検体に照射される。

30

【0073】

回転フィルタ150を用いる場合には、モノクロの撮像素子127によって各透過光が照射される毎に撮像を行う。第1及び第2透過光に対しては撮像素子60のG画素が主として感応するため、第1及び第2透過光を照射したときには、画像信号として緑色信号Ga、Gbが得られる。一方、第3透過光に対しては撮像素子60のR画素が主として感応するため、画像信号として赤色信号Rcが得られる。ここで、Ga及びRcは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2つの波長範囲の反射光に対応する画像信号であり、Gbは吸光係数が変化しない1つの波長範囲の反射光に対応する画像信号である。したがって、 Ga/Gb が酸素飽和度及び血液量に依存して変化し、 Rc/Gb が主に血液量に依存して変化する。

40

【0074】

そのため、血液量の算出に用いられる信号比は Rc/Gb となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は Ga/Gb 、 Rc/Gb となる。 Rc/Gb は第1実施形態の信号比 $R2/G2$ に対応し、 Ga/Gb は第1実施形態の信号比 $B1/G2$ に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、第1実施形態と同様であるため、説明を省略する。なお、疑似カラーの血液量画像及び酸素飽和度画像を作成する際には、緑色信号GaまたはGbを輝度に割り当てる。

50

【 0 0 7 5 】

図 2 3 に示すように、第 4 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 は、第 3 実施形態で示した回転フィルタ 1 2 2 の代わりに、ハーフミラー 2 0 1、反射ミラー 2 0 2、狭帯域フィルタ 2 0 3、2 0 4 を用いて、血液量及び酸素飽和度の算出に用いられる光を作成する。そして、検体内をカラーの撮像素子 6 0 で撮像する。それ以外については、内視鏡システム 2 0 0 は、第 3 実施形態の内視鏡システム 1 2 0 と同様の構成を有している。

【 0 0 7 6 】

光源装置 1 1 では、広帯域光源 1 2 1 で発せられる白色光は、ハーフミラー 2 0 1 において、2 系統の白色光に分波される。分波された一方の白色光は狭帯域フィルタ 2 0 3 に入射し、もう一方の白色光は、反射ミラー 2 0 2 で反射して、狭帯域フィルタ 2 0 4 に入射する。狭帯域フィルタ 2 0 3 は白色光のうち 4 6 0 ~ 4 8 0 nm の波長範囲の光を透過させ、狭帯域フィルタ 2 0 4 は白色光のうち 5 4 0 ~ 7 0 0 nm の波長範囲の光を透過させる。各狭帯域フィルタ 2 0 3、2 0 4 を透過した光は、レンズ 2 0 3 a、2 0 4 a 及びライトガイド 2 6、2 7 を介して、検体内に同時に照射される。

【 0 0 7 7 】

したがって、撮像により得られる画像信号の青色信号 B には 4 6 0 ~ 4 8 0 nm の光に対応する信号が、緑色信号 G には 5 4 0 ~ 5 8 0 nm の光に対応する信号が、赤色信号 R には 5 9 0 ~ 7 0 0 nm の光に対応する信号が含まれる。

【 0 0 7 8 】

そのため、血液量の算出に用いられる信号比は R / G となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は B / G 、 R / G となる。 R / G は第 1 実施形態の信号比 $R 2 / G 2$ に対応し、 B / G は第 1 実施形態の信号比 $B 1 / G 2$ に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、第 1 実施形態と同様であるため、説明を省略する。なお、疑似カラー画像の血液量画像及び酸素飽和度画像を作成する際には、緑色信号 G を輝度に割り当てる。

【 0 0 7 9 】

なお、上記実施形態では、血液量画像及び酸素飽和度画像を作成する際に、血液量及び酸素飽和度に関する情報を疑似カラー画像化しているが、これに代えて、血液量及び酸素飽和度に関する情報をモノクロ画像化（白と黒のモノクロで濃淡の変化をさせる）してもよい。

【 0 0 8 0 】

なお、上記実施形態では、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波長成分を含む青色信号 B 1 と血中ヘモグロビンの量を示す血液量に応じて吸光係数が変化する波長成分を含む赤色信号 R 2 の規格化を、緑色信号 G 2 で除算しているが、青色信号 B 1 及び赤色信号 R 2 の規格化はこれに限られない。

【 0 0 8 1 】

なお、上記実施形態では、相関関係記憶部 8 5 に記憶した相関関係から信号比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ から酸素飽和度を算出し、その算出した酸素飽和度に基づいて酸素飽和度画像を作成しているが、酸素飽和度を算出せずに、信号比 $B 1 / G 2$ に基づいて酸素飽和度画像を作成してもよい。この場合には、図 2 4 に示すような、信号比 $B 1 / G 2$ と色差信号 $C r$ 、 $C b$ とを対応付けたカラーテーブル 3 0 0 を用いて酸素飽和度画像を作成する（輝度信号 Y には、上記実施形態と同様に、G 2 を割り当てる。）。

【 0 0 8 2 】

ここで、信号比 $B 1 / G 2$ のうち、「B 1」は、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波長成分（中心波長 4 7 3 nm の波長成分）を有しているため、酸素飽和度が低くなるほど、「B 1」の信号値は大きくなる。一方、「G 2」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頻繁に入れ替わる波長成分（5 4 0 ~ 5 8 0 nm の波長成分）を有しているため、酸素飽和度が変化しても、「G 2」の信号値は変化しない。

【 0 0 8 3 】

以上から、「B 1」を「G 2」で除した信号比 $B 1 / G 2$ の信号値は、酸素飽和度が低

10

20

30

40

50

くなるほど、大きくなる。したがって、酸素飽和度の低下に合わせて、酸素飽和度画像上での血管の色を「赤→橙→黄色→緑→水色→青」と変化させるために、図24のカラーテーブル300では、信号比 $B1/G2$ が小さい場合（高酸素飽和度）には、色差信号 C_r の信号値が正、色差信号 C_b の信号値が負となるように定義される。そして、信号比 $B1/G2$ が中間値の場合（中酸素飽和度）には、色差信号 C_r の信号値と色差信号 C_b の信号値の大小関係が逆転するように定義されている。そして、信号比 $B1/G$ が大きくなる場合（低酸素飽和度）には、色差信号 C_r の信号値が負、色差信号 C_b の信号値が正となるように定義されている。

【0084】

また、酸素飽和度を算出せずに、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に基づいて酸素飽和度画像を作成してもよい（輝度信号 Y には、上記実施形態と同様に、 $G2$ を割り当てる。）。この場合には、図25A及び図25Bに示すように、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ と色差信号 C_r 、 C_b とを対応付けたカラーテーブル302、303が用いられる。カラーテーブル302は、信号比 $R2/G2$ の信号値が予め定めた一定値以上の場合に用いられ、カラーテーブル303は、信号比 $R2/G2$ の信号値が前記一定値を下回る場合に用いられる。

10

【0085】

生体組織内における光散乱特性や、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、信号比 $R2/G2$ が一定値以上になるような場合（血液量が多い場合）には、信号比 $B1/G2$ の信号値が変化する範囲は、信号比 $R2/G2$ が一定値を下回る場合（血液量が少ない場合）と比較して、広がっている。これに伴い、カラーテーブル302における信号比 $B1/G2$ の範囲 R_a （最小値 L_a ～最大値 M_a ）は、カラーテーブル303における信号比 $B1/G2$ の範囲 R_b （最小値 L_b ～最大値 M_b ）よりも広がっている。なお、カラーテーブル302、303を用いた場合における血管の色の変化は、カラーテーブル300を用いた場合と同様である。

20

【0086】

なお、上記においては、酸素飽和度の画像化を行っているが、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（％）」から求め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）（％）」から求め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。

30

【符号の説明】

【0087】

10, 100, 120, 200 内視鏡システム

11 光源装置

12 内視鏡装置

13 プロセッサ装置

14 表示装置

32 内視鏡スコープ

33 照明部

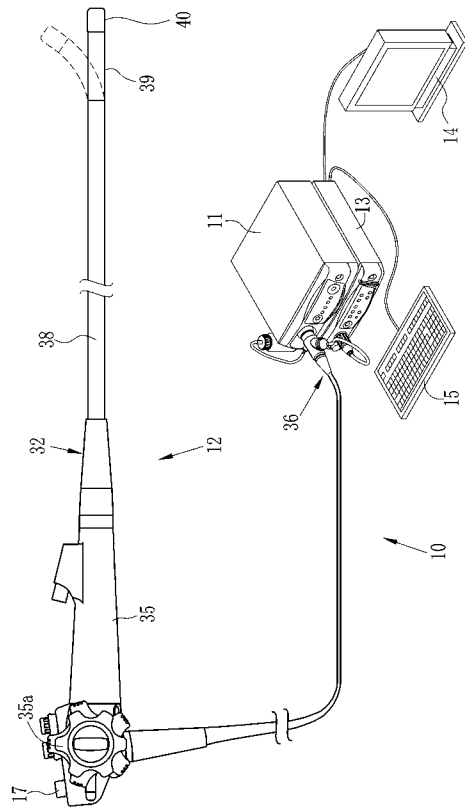
34 撮像部

50 蛍光体

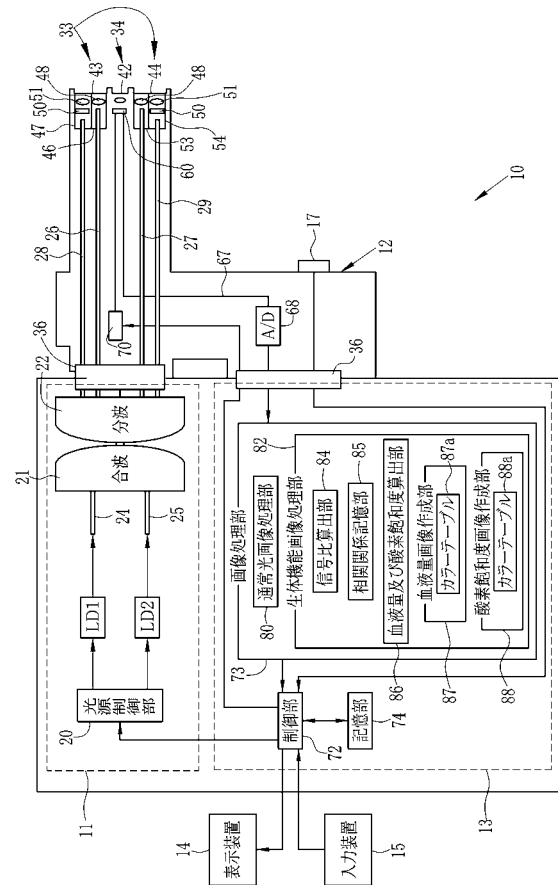
60 撮像素子

40

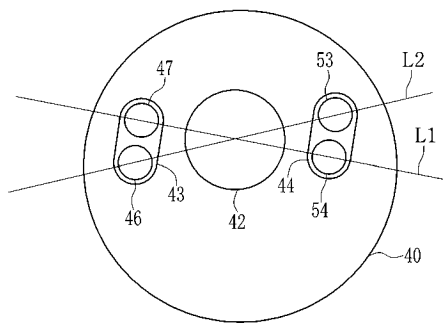
【図 1】



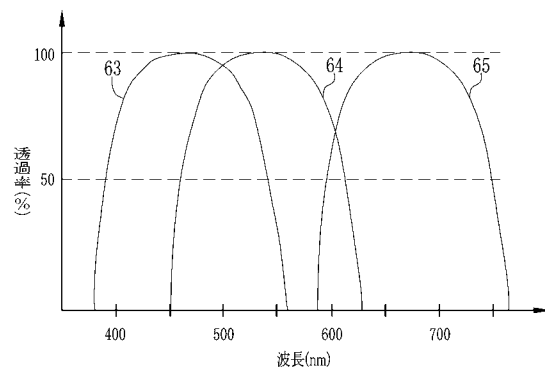
【図 2】



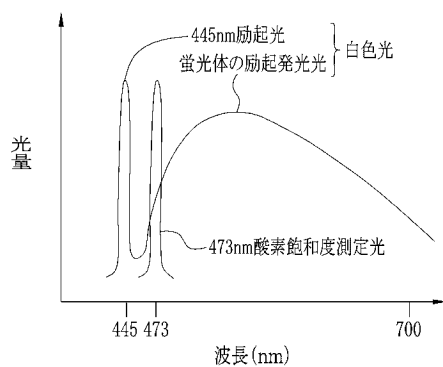
【図 3】



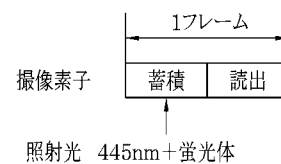
【図 5】



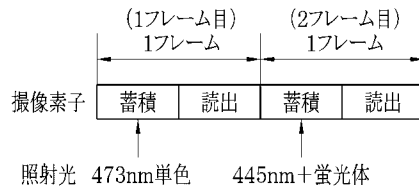
【図 4】



【図 6 A】



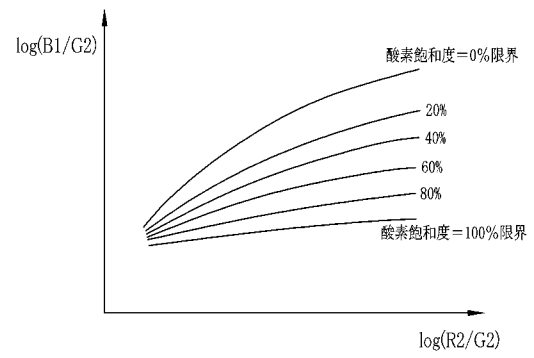
【図 6 B】



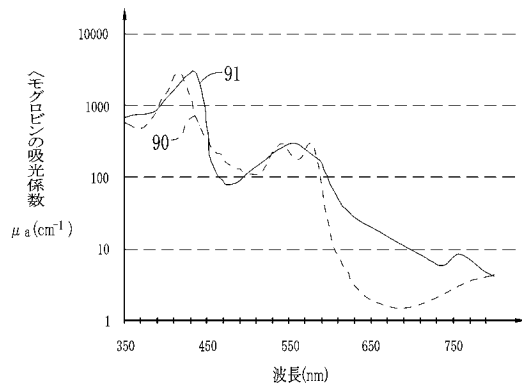
【図 7】



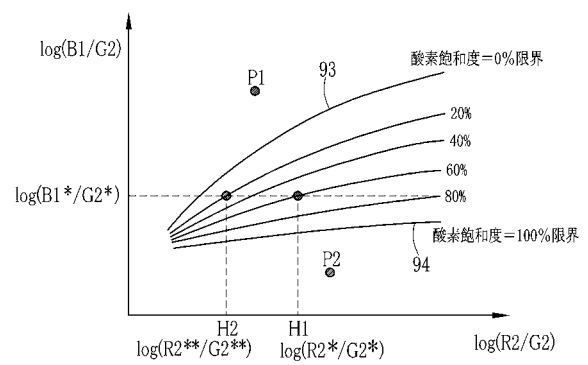
【図 8】



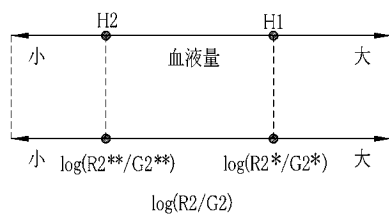
【図 9】



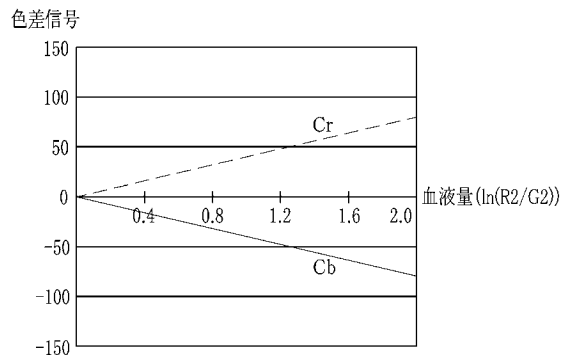
【図 10 B】



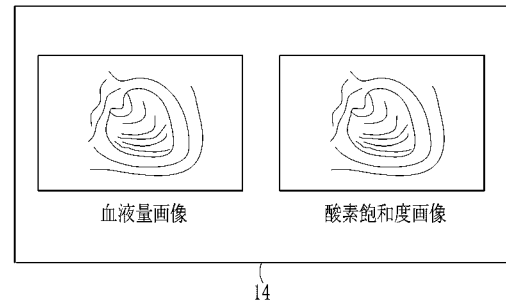
【図 10 A】



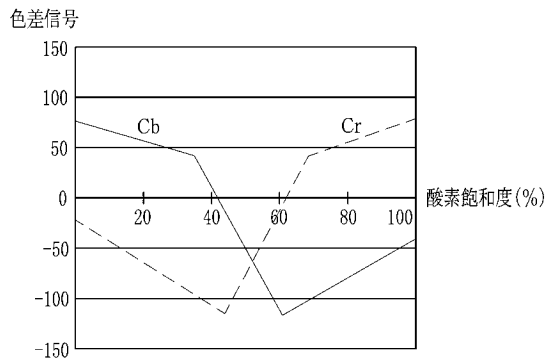
【図 1 1】



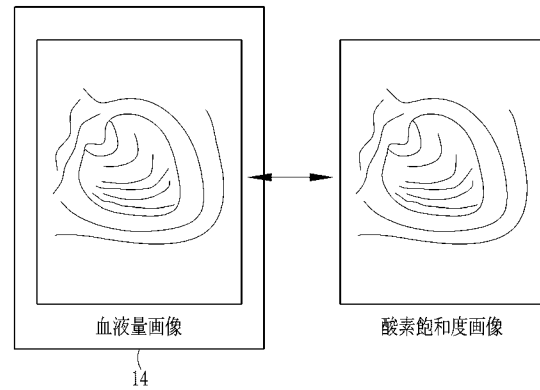
【図 1 3】



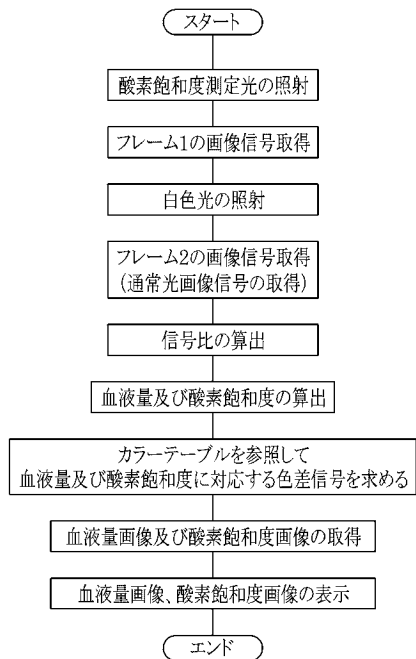
【図 1 2】



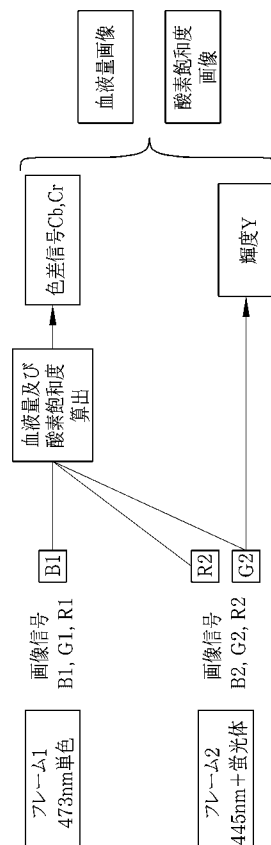
【図 1 4】



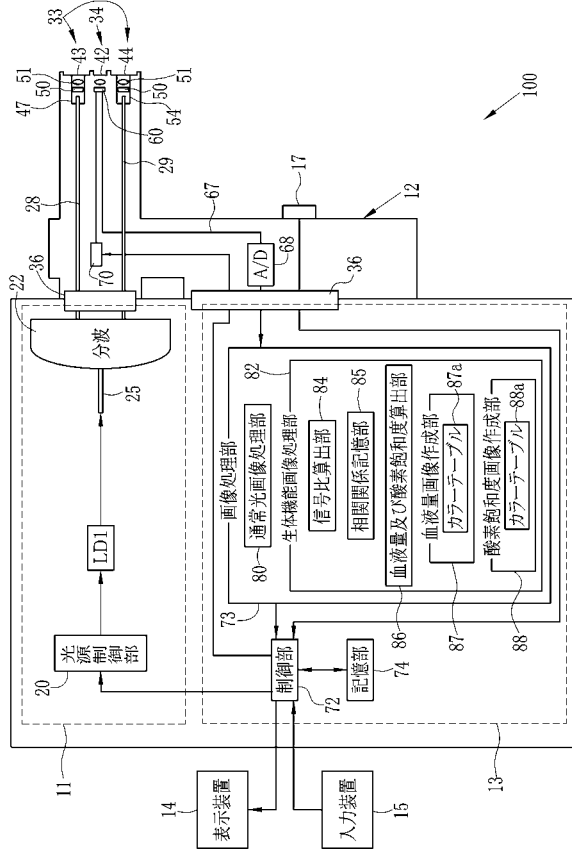
【図 1 5】



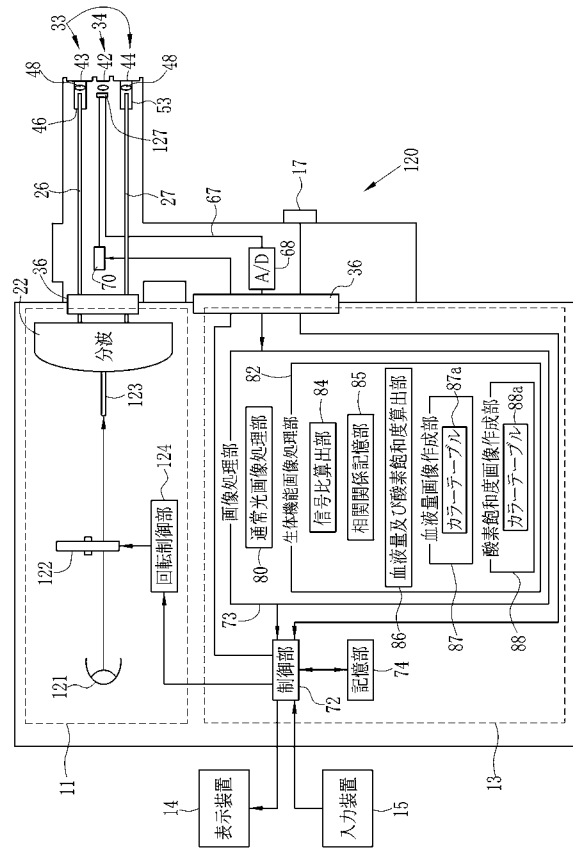
【図 1 6】



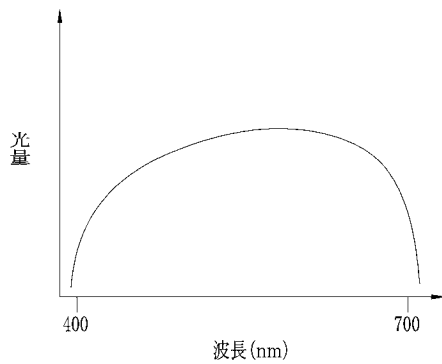
【図 17】



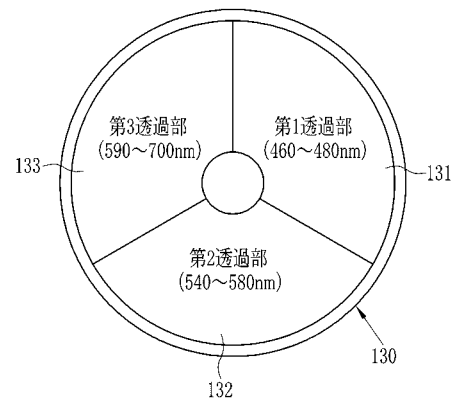
【図 18】



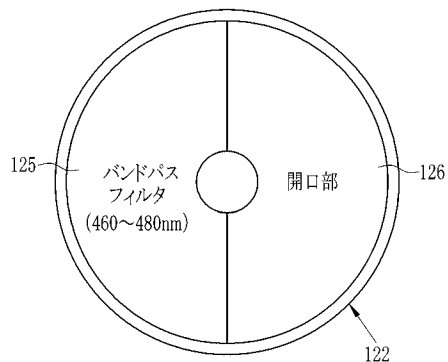
【図 19】



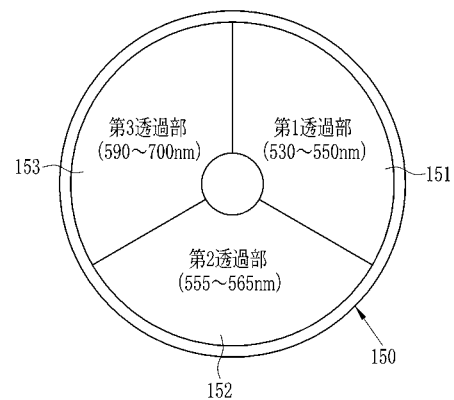
【図 21】



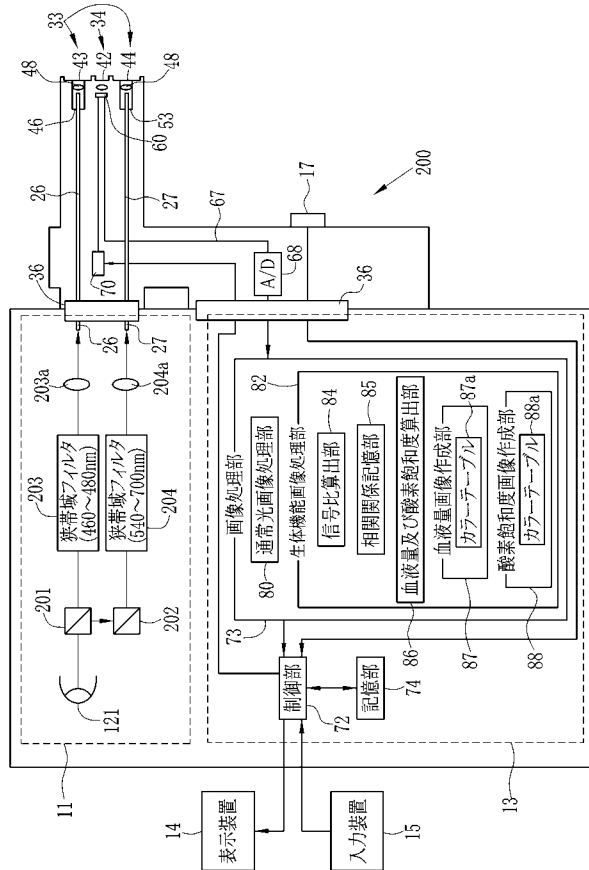
【図 20】



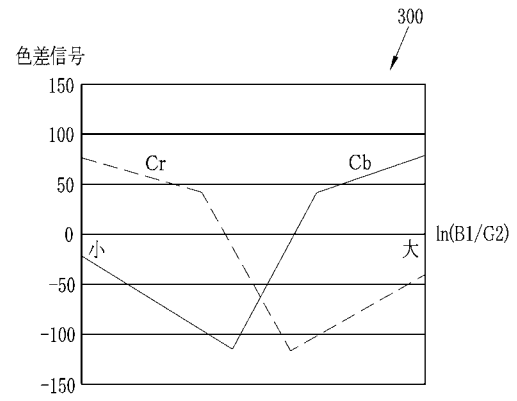
【図 22】



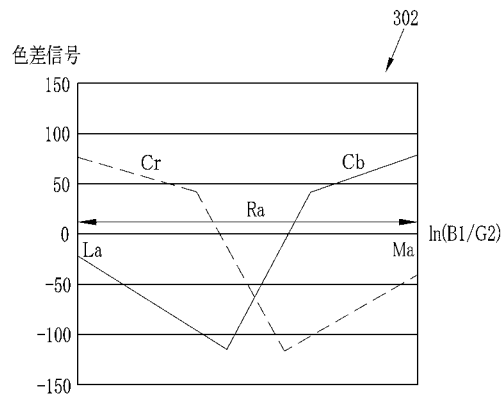
【図 2 3】



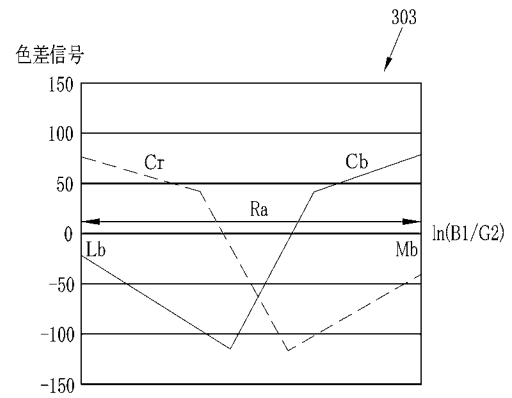
【図 2 4】



【図 2 5 A】



【図 2 5 B】



【手続補正書】

【提出日】平成24年12月17日(2012.12.17)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第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、血液量に応じて吸光係数が変化する赤色帯域の第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、及び前記第1の画像信号と前記第2の画像信号の規格化に用いられ、前記第1及び第2の波長範囲と異なる緑色帯域の第3の波長範囲を含む第3の反射光に対応する第3の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第1ないし第3の画像信号に基づき、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画像作成部と、

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

【請求項 2】

前記第1の画像信号を前記第3の画像信号で規格化して第1規格化信号を取得するとともに、前記第2の画像信号を第3の画像信号で規格化して第2規格化信号を取得する規格化信号取得部と、

前記第1規格化信号と第1色情報との第1相関関係、及び前記第2規格化信号と第2色情報の第2相関関係を記憶する第1相関関係記憶部とを備え、

前記画像作成部は、前記第1規格化信号と前記第1相関関係を用いて、前記酸素飽和度画像を作成することに加えて、前記第2規格化信号と前記第2相関関係を用いて、前記血液量を画像化した血液量画像を作成する、
ことを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第1の画像信号を前記第3の画像信号で規格化して第1規格化信号を取得するとともに、前記第2の画像信号を前記第3の画像信号で規格化して第2規格化信号を取得する規格化信号取得部と、

前記第1規格化信号、前記第2規格化信号、第3色情報の第3相関関係を記憶する第2相関関係記憶部とを備え、

前記画像作成手段は、前記第1及び第2規格化信号と前記第3相関関係を用いて、前記酸素飽和度画像を作成すること、
を特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像作成部は、

前記第1ないし第3の画像信号に基づき、前記血液量に依存しない酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度算出部で求めた酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、

を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像信号取得部は、青色狭帯域光で照明された検体をカラー撮像素子で撮像することにより前記第1の画像信号を取得し、白色光で照明された検体を前記カラー撮像素子で

撮像することにより、前記第 2 及び第 3 の画像信号を取得することを特徴とする請求の範囲第 1 項ないし第 4 項いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記白色光は、特定波長の励起光を波長変換部材に当てることによって生成される疑似白色光であることを特徴とする請求の範囲第 5 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明部は、前記第 1 の波長範囲を有する第 1 の照明光、前記第 2 の波長範囲を有する第 2 の照明光、及び前記第 3 の波長範囲を有する第 3 の照明光を検体に順次照射し、

前記画像信号取得部は、順次照射される第 1 ないし第 3 の照明光の反射光をモノクロの撮像素子で受光して撮像することにより、前記第 1 ないし第 3 の画像信号を順次取得すること、

を特徴とする請求の範囲第 1 項ないし第 4 項いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明部は、前記第 1 の波長範囲を有する第 1 の照明光と、前記第 2 の波長範囲及び前記第 3 の波長範囲を有する第 4 の照明光を検体に同時照射し、

前記画像信号取得部は、同時照射された第 1 及び第 4 の照明光の反射光をカラーの撮像素子で受光して撮像することにより、前記第 1 ないし第 3 の画像信号を取得すること、を特徴とする請求の範囲第 1 項ないし第 4 項いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 又は第 2 の波長範囲は、460～700nm の範囲内に含まれていることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

(削除)

【請求項 11】

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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緑色帯域の第 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、血液量に応じて吸光係数が変化する赤色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、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画像作成部と、

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

【請求項 12】

照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第 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、血液量に応じて吸光係数が変化する赤色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する内視鏡装置とともに用いられるプロセッサ装置において、

前記内視鏡装置から前記第 1 ないし第 3 の画像信号を受信する受信部と、

前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、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画像作成部と、
を備えることを特徴とするプロセッサ装置。

【請求項 13】

検体を照明部で照明する照明ステップと、

前記検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第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、血液量に応じて吸光係数が変化する赤色帯域の第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、及び前記第1の画像信号と前記第2の画像信号の規格化に用いられ、前記第1及び第2の波長範囲と異なる緑色帯域の第3の波長範囲を含む第3の反射光に対応する第3の画像信号を画像信号取得部によって取得する画像信号取得ステップと、

前記第1ないし第3の画像信号に基づき、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画像作成ステップと、

前記酸素飽和度画像を表示部に表示する表示ステップと、
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14】

前記第1の波長範囲は460～480nmであり、前記第2の波長範囲は590～700nmであり、前記第3の波長範囲は540～580nmであることを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項15】

前記第1の波長範囲は530～550nmであり、前記第2の波長範囲は590～700nmであり、前記第3の波長範囲は555～565nmであることを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成26年2月19日(2014.2.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第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、赤色帯域の第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、及び前記第1の画像信号と前記第2の画像信号の規格化に用いられ、前記第1及び第2の波長範囲と異なる緑色帯域の第3の波長範囲を含む第3の反射光に対応する第3の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第1ないし第3の画像信号に基づき、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画像作成部と、

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

【請求項2】

前記第1の画像信号を前記第3の画像信号で規格化して第1規格化信号を取得するとともに、前記第2の画像信号を前記第3の画像信号で規格化して第2規格化信号を取得する規格化信号取得部を備え、

前記画像作成部は、前記第1及び第2規格化信号と第1色情報とを対応付けた相関関係を用いて、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1記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記画像作成部は、

前記第1ないし第3の画像信号に基づき、前記血液量に依存しない酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度算出部で求めた酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、
を有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 4】

前記画像信号取得部は、青色狭帯域光で照明された検体をカラー撮像素子で撮像することにより前記第 1 の画像信号を取得し、白色光で照明された検体を前記カラー撮像素子で撮像することにより、前記第 2 及び第 3 の画像信号を取得することを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記白色光は、特定波長の励起光を波長変換部材に当てることによって生成される疑似白色光であることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照明部は、前記第 1 の波長範囲を有する第 1 の照明光、前記第 2 の波長範囲を有する第 2 の照明光、及び前記第 3 の波長範囲を有する第 3 の照明光を検体に順次照射し、

前記画像信号取得部は、順次照射される第 1 ないし第 3 の照明光の反射光をモノクロの撮像素子で受光して撮像することにより、前記第 1 ないし第 3 の画像信号を順次取得すること、

を特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明部は、前記第 1 の波長範囲を有する第 1 の照明光と、前記第 2 の波長範囲及び前記第 3 の波長範囲を有する第 4 の照明光を検体に同時照射し、

前記画像信号取得部は、同時照射された第 1 及び第 4 の照明光の反射光をカラーの撮像素子で受光して撮像することにより、前記第 1 ないし第 3 の画像信号を取得すること、
を特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 又は第 2 の波長範囲は、460～700nm の範囲内に含まれていることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 の波長範囲は 460～480nm であり、前記第 2 の波長範囲は 590～700nm であり、前記第 3 の波長範囲は 540～580nm であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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緑色帯域の第 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、赤色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、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画像作成部と、

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

【請求項 11】

前記第 1 の波長範囲は 530～550nm であり、前記第 2 の波長範囲は 590～700nm であり、前記第 3 の波長範囲は 555～565nm であることを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、血中ヘモグ

ロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数に変化する青色帯域の第 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、赤色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第 1 の画像信号を前記第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得し、前記第 2 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 2 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、

前記第 1 規格化信号と第 1 色情報とを対応付けた第 1 相関関係を用いて、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ことに加えて、前記第 2 規格化信号と第 2 色情報とを対応付けた第 2 相関関係を用いて、前記血液量を画像化した血液量画像を作成する画像作成部と、

前記酸素飽和度画像と前記血液量画像とを表示する表示部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 1 3】

検体を照明する照明部と、

前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数に変化する青色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、

前記第 1 の画像信号を前記第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、

前記第 1 規格化信号と第 1 色情報とを対応付けた第 1 相関関係を用いて、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画像作成部と、

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

【請求項 1 4】

照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数に変化する青色帯域の第 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、赤色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する内視鏡装置とともに用いられるプロセッサ装置において、

前記内視鏡装置から前記第 1 ないし第 3 の画像信号を受信する受信部と、

前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、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画像作成部と、
を備えることを特徴とするプロセッサ装置。

【請求項 1 5】

照明部が照明光を発光する照明ステップと、

画像信号取得部が、検体からの反射光を受光して撮像することにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数に変化する青色帯域の第 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、赤色帯域の第 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、及び前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の規格化に用いられ、前記第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得ステップと、

酸素飽和度画像作成部が、前記第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、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画像作成ステップと、

表示部が、前記酸素飽和度画像を表示する表示ステップと、
を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体を照明する照明部前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数に変化する青色帯域の第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、赤色帯域の第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、及び前記第1の画像信号と前記第2の画像信号の規格化に用いられ、前記第1及び第2の波長範囲と異なる緑色帯域の第3の波長範囲を含む第3の反射光に対応する第3の画像信号を取得する画像信号取得部と、前記第1ないし第3の画像信号に基づき、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画像作成部と、前記酸素飽和度画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする。第1又は第2の波長範囲は、460～700nmの範囲内に含まれていることが好ましい。第1の波長範囲は460～480nmであり、第2の波長範囲は590～700nmであり、第3の波長範囲は540～580nmであることが好ましい。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

第1の画像信号を第3の画像信号で規格化して第1規格化信号を取得するとともに、第2の画像信号を第3の画像信号で規格化して第2規格化信号を取得する規格化信号取得部を備え、画像作成部は、第1及び第2規格化信号と第1色情報とを対応付けた相関関係を用いて、酸素飽和度画像を作成することが好ましい。更に、画像作成部は、第1ないし第3の画像信号に基づき、血液量に依存しない酸素飽和度を求める酸素飽和度算出部と、酸素飽和度算出部で求めた酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像を作成する酸素飽和度画像作成部と、を有することが好ましい。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

本発明の内視鏡システムは、検体を照明する照明部と、照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数に変化する緑色帯域の第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、赤色帯域の第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、及び第1の画像信号と第2の画像信号の規格化に用いられ、第1及び第2の波長範囲と異なる緑色帯域の

第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する画像作成部と、酸素飽和度画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする。第 1 の波長範囲は 530 ～ 550 nm であり、第 2 の波長範囲は 590 ～ 700 nm であり、第 3 の波長範囲は 555 ～ 565 nm であることが好ましい。本発明の内視鏡システムは、検体を照明する照明部と、前記照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第 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、赤色帯域の第 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、及び第 1 の画像信号と第 2 の画像信号の規格化に用いられ、第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、第 1 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得し、第 2 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 2 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、第 1 規格化信号と第 1 色情報とを対応付けた第 1 相関関係を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成することに加えて、第 2 規格化信号と第 2 色情報とを対応付けた第 2 相関関係を用いて、血液量を画像化した血液量画像を作成する画像作成部と、酸素飽和度画像と血液量画像とを表示する表示部と、を備えることを特徴とする。本発明の内視鏡システムは、検体を照明する照明部と、照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第 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、及び第 1 の画像信号の規格化に用いられ、第 1 と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する画像信号取得部と、第 1 の画像信号を第 3 の画像信号で規格化して第 1 規格化信号を取得する規格化信号取得部と、第 1 規格化信号と第 1 色情報とを対応付けた第 1 相関関係を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する画像作成部と、酸素飽和度画像を表示する表示部と、を備えることを特徴とする。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

本発明は、照明部で照明された検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第 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、赤色帯域の第 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、及び第 1 の画像信号と第 2 の画像信号の規格化に用いられ、第 1 及び第 2 の波長範囲と異なる緑色帯域の第 3 の波長範囲を含む第 3 の反射光に対応する第 3 の画像信号を取得する内視鏡装置とともに用いられるプロセッサ装置において、内視鏡装置から第 1 ないし第 3 の画像信号を受信する受信部と、第 1 ないし第 3 の画像信号に基づき、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する画像作成部と、を備えることを特徴とする。

【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0015】

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光する照明ステップと、画像信号取得部が、検体からの反射光を受光して撮像することにより、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青色帯域の第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、赤色帯域の第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、及び第１の画像信号と第２の画像信号の規格化に用いられ、第１及び第２の波長範囲と異なる緑色帯域の第３の波長範囲を含む第３の反射光に対応する第３の画像信号を取得する画像信号取得ステップと、酸素飽和度画像作成部が、第１ないし第３の画像信号に基づき、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を作成する画像作成ステップと、表示部が、酸素飽和度画像を表示する表示ステップと、を有することを特徴とする。

【手続補正９】

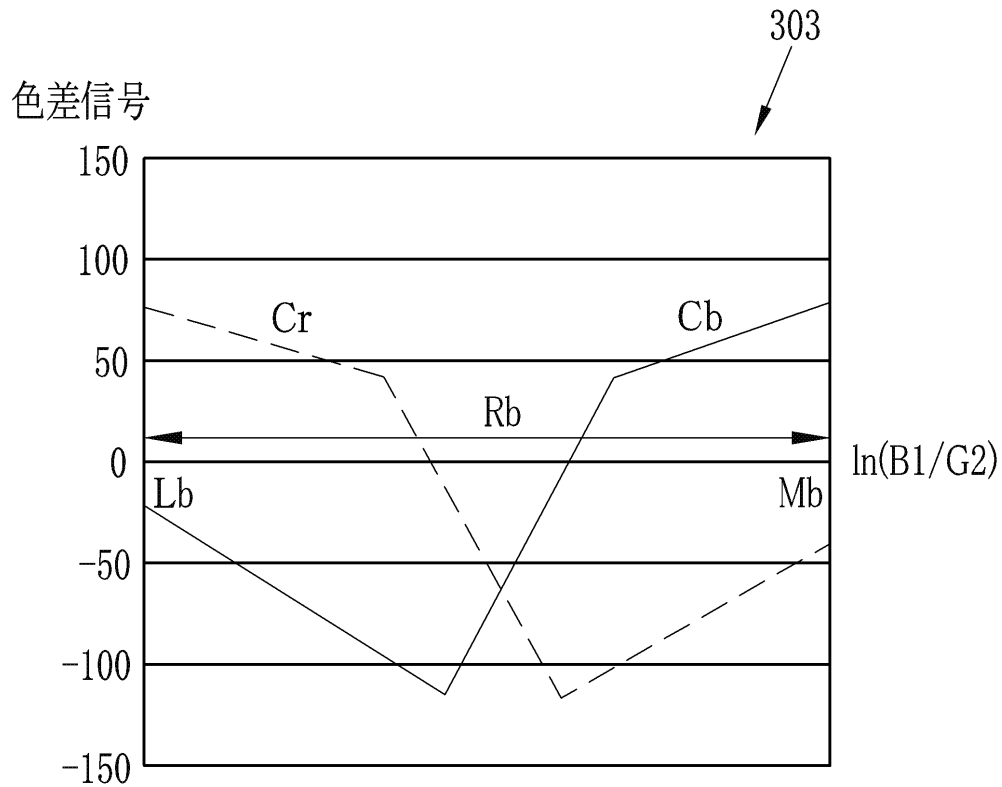
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図２５Ｂ

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図２５Ｂ】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/072462

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 4-17076 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 January 1992 (21.01.1992), page 2, lower right column, line 4 to page 6, lower left column, line 11; page 7, lower left column, line 20 to lower right column, line 5; fig. 11 (Family: none)	1-4, 7-12 5, 6
A	JP 2006-181387 A (Olympus Corp.), 13 July 2006 (13.07.2006), paragraph [0066] (Family: none)	1-12
A	JP 6-315477 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 November 1994 (15.11.1994), paragraphs [0034] to [0042]; fig. 5, 6, 9 (Family: none)	1-12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
02 October, 2012 (02.10.12)Date of mailing of the international search report
09 October, 2012 (09.10.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/072462

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3-80834 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 April 1991 (05.04.1991), fig. 9 (Family: none)	1-12
A	JP 2-279131 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 November 1990 (15.11.1990), page 6, upper right column, line 13 to lower left column, line 11 (Family: none)	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/072462

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 13
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The invention of claim 1 is disclosed in the document 1 (JP 4-17076 A), and does not have novelty and inventiveness.

Accordingly, the invention of claim 1 does not have a special technical feature.

Consequently, the inventions of claims 1-12 do not have a common special technical feature, and therefore do not comply with the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/072462

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The invention set forth in claim 13 relates to a method which comprises a step for acquiring an image signal while keeping an endoscope within the subject's body and, therefore, pertains to methods for treatment of the human body by surgery.

Consequently, the invention of claim 13 relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17(2) (a) (i) and PCT Rule 39.1 (iv) .

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 2 4 6 2									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 4-17076 A（オリンパス光学工業株式会社）1992.01.21, 第2頁右下欄第4行目～第6頁左下欄第11行目、第7頁左下欄第20 行目～同頁右下欄第5行目、第11図（ファミリーなし）	1-4, 7-12 5, 6									
A	JP 2006-181387 A（オリンパス株式会社）2006.07.13, 段落 0066（ファミリーなし）	1-12									
A	JP 6-315477 A（オリンパス光学工業株式会社）1994.11.15, 段落 0034-0042, 第5, 6, 9図（ファミリーなし）	1-12									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 02.10.2012		国際調査報告の発送日 09.10.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 島田 保	2Q 4004 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 2 4 6 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 3-80834 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991. 04. 05, 第 9 図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2-279131 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990. 11. 15, 第 6 頁右上欄第 13 行目～同頁左下欄第 11 行目 (ファミリーなし)	1-12

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 2 4 6 2

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 13 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項13に係る発明は、被検体内に内視鏡を維持した状態で画像信号を取得する工程を有する方法の発明であり、人間を手術する方法に該当する。よって、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査を行うことを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査を行うことができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

請求項1に係る発明は、文献1（JP 4-17076 A）に記載されており、新規性、進歩性を有していない。よって、請求項1に係る発明は特別な技術的特徴を有していない。したがって、請求項1－12に係る発明には共通する特別な技術的特徴が存在しないため、発明の単一性の要件を満たしていない。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统和处理器设备		
公开(公告)号	JPWO2013035694A1	公开(公告)日	2015-03-23
申请号	JP2013532600	申请日	2012-09-04
[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	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/14542 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B5/1459 A61B5/7425 G06T7/0012 G06T11/001 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2011193184 2011-09-05 JP		
其他公开文献	JP5914496B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

显示高度可靠的图像，其中可以精确地可视化血液中血红蛋白的氧饱和度水平。彩色图像传感器（60）捕获波长范围内的消光系数随着血液中血红蛋白的氧饱和度的变化而变化的窄带光的反射图像。从而获得蓝色信号（B1），绿色信号（G1）和红色信号（R1）。彩色图像传感器捕获白光的反射图像。从而获得蓝色信号（B2），绿色信号（G2）和红色信号（R2）。基于蓝色信号（B1），绿色信号（G2）和红色信号（R2），仅获得包括血容量和血氧饱和度的两种或多种生物功能信息中的血氧饱和度。）。氧饱和度水平可视化以产生氧饱和度图像。

