

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5914496号
(P5914496)

(45) 発行日 平成28年5月11日 (2016. 5. 11)

(24) 登録日 平成28年4月8日 (2016. 4. 8)

(51) Int. Cl.

F 1

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

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2013-532600 (P2013-532600)
 (86) (22) 出願日 平成24年9月4日 (2012. 9. 4)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/072462
 (87) 国際公開番号 W02013/035694
 (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2011-193184 (P2011-193184)
 (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26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
 審査官 島田 保

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) 【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、

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、

10

20

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、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。

10

【請求項 4】

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 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

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 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

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 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、

30

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、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、

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内視鏡システム。

40

【請求項 8】

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内視鏡装置であって、前記第 1 の画像信号は、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得られ、前記第 2 及び第 3 の画像信号は、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得られ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、

50

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 9】

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し、

前記画像信号取得ステップでは、前記画像信号取得部が、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内視鏡システムの作動方法。

【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】

【0002】

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。

【0003】

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 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】

【0004】

【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】

【0005】

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 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

10

20

30

40

50

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、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、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、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第1の画像信号を取得し、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。

【 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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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530～550nmであり、第2の波長範囲は590～700nmであり、第3の波長範囲は555～565nm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、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、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第1の画像信号を取得し、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。

【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であって、第1の画像信号は、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得られ、第2及び第3の画像信号は、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得られ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。

【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し、画像信号取得ステップでは、画像信号取得部が、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第1の画像信号を取得し、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を特徴とする。

【発明の効果】

10

【0016】

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】

20

【0017】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの外觀図である。

【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】RGBのカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図6A】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6B】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 $R2/G2$ 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 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ との相関関係を示すグラフである。

30

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図10A】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10B】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。

40

【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。

50

【図 2 4】信号比 $B1/G2$ と色差信号とを関係を示すカラーテーブルである。

【図 2 5 A】信号比 $R2/G2$ が一定値以上の場合における信号比 $B1/G2$ と色差信号とを関係を示すカラーテーブルである。

【図 2 5 B】信号比 $R2/G2$ が一定値を下回る場合における信号比 $B1/G2$ と色差信号とを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】

【0018】

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。

10

【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。

20

【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 の回転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、InGaNA s 系レーザダイオードや GaNA s 系レーザダイオード等を用いることもできる。

30

【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。

40

【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

50

光を直接ライトガイド 26 ~ 29 に入れる構成としてもよい。

【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 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 つが収納されている。

【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。

【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。

【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)

10

20

30

40

50

γ)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。

【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445nm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450nm～700nm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473nmの近傍に波長範囲を有する発光スペクトルとなる。

10

【0033】

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。

【0034】

撮像素子60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63,64,65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60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473nm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。

20

【0035】

撮像素子60は、撮像制御部70によって、観察モード毎に異なる撮像制御が行われる。図6A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(445nm+蛍光体(本実施形態では445nmの励起光を蛍光体50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。

30

【0036】

一方、生体機能情報観察モード時には、図6Bに示すように、1フレーム期間内で、酸素飽和度測定光(473nm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(445nm+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。

40

【0037】

なお、1フレーム目の画像信号は、撮像素子60のB画素から出力される青色信号B1と、G画素から出力される緑色信号G1と、R画素から出力される赤色信号R1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B2と、G画素から出力される緑色信号G2と、R画素から出力される赤色信号R2とから構成される。

【0038】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置12における操作部35及び内視鏡スコープ3

50

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。

【0039】

図2に示すように、画像処理部73は通常光画像処理部80と機能画像処理部82とを備えており、内視鏡装置12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80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。

【0040】

機能画像処理部82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82は、信号比算出部84と、相関関係記憶部85と、血液量及び酸素飽和度算出部86と、血液量画像作成部87と、酸素飽和度画像作成部88とを備えている。

10

【0041】

信号比算出部84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B1と2フレーム目の緑色信号G2との信号比 $B1/G2$ と、2フレーム目の緑色信号G2と赤色信号R2との信号比 $R2/G2$ とを求める。これにより、青色信号B1及び赤色信号R2は緑色信号G2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。この場合、血管部分は、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

20

【0042】

相関関係記憶部85は、信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ 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 $R2/G2$ 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 $R2/G2$ はlogスケールで表わされる。

【0043】

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 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ はlogスケールで表わされる。

30

【0044】

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90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を示しており、曲線91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、473nmのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色信号は、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B1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R2と、青色信号B1と赤色信号R2を規格化するための緑色信号G2から得られる信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ を用いて、血液量及び酸素飽和度を正確に求めている。

40

【0045】

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470nm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) 540~580nm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) 590~700nm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

50

きく変化するように見えるが、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。

【 0 0 4 6 】

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

【 0 0 4 7 】

血液量及び酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ とを用いて、各画素における血液量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。

10

【 0 0 4 8 】

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。

20

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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。

30

【 0 0 5 1 】

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。

40

【 0 0 5 2 】

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。

50

【 0 0 5 3 】

一方、色差信号 C_b 、 C_r 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 C_b 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 C_r 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 R_2 / G_2 と色差信号 C_b 、 C_r 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 R_2 / G_2 に基づいて血液量画像を作成してもよい。

【 0 0 5 4 】

10

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 88a 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 88a 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。

20

【 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。

30

【 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 35a 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。

40

【 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 】

50

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 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ 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 $R2/G2$ 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 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ 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。

【0061】

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87aを参照し、血液量に対応する色差信号 Cb 、 Cr を求める。そして、この求めた色差信号 Cb 、 Cr と、緑色信号 $G2$ が割り当てられた輝度 Y とから、血液量が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473nm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445nm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473nm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。

【0063】

このとき画像信号の青色信号 B には、中心波長473nm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540～580nm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590～700nm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。

【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。

【0066】

光ファイバ123に入射した光は、カップラ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】

10

20

30

40

50

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460~480nm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。

【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、460~480nm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。

【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。

【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。

【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、 G_b 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、 G_a / G_b が酸素飽和度及び血液量に依存して変化し、 R_c / G_b が主に血液量に依存して変化する。

【0074】

そのため、血液量の算出に用いられる信号比は R_c / G_b となり、酸素飽和度の算出に用いられる信号比は G_a / G_b 、 R_c / G_b となる。 R_c / G_b は第1実施形態の信号比 R_2 / G_2 に対応し、 G_a / G_b 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_a または G_b を輝度に割り当てる。

10

【0075】

図23に示すように、第4実施形態の内視鏡システム200は、第3実施形態で示した回転フィルタ122の代わりに、ハーフミラー201、反射ミラー202、狭帯域フィルタ203、204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60で撮像する。それ以外については、内視鏡システム200は、第3実施形態の内視鏡システム120と同様の構成を有している。

【0076】

光源装置11では、広帯域光源121で発せられる白色光は、ハーフミラー201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203に入射し、もう一方の白色光は、反射ミラー202で反射して、狭帯域フィルタ204に入射する。狭帯域フィルタ203は白色光のうち460～480nmの波長範囲の光を透過させ、狭帯域フィルタ204は白色光のうち540～700nmの波長範囲の光を透過させる。各狭帯域フィルタ203、204を透過した光は、レンズ203a、204a及びライトガイド26、27を介して、検体内に同時に照射される。

20

【0077】

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460～480nmの光に対応する信号が、緑色信号Gには540～580nmの光に対応する信号が、赤色信号Rには590～700nmの光に対応する信号が含まれる。

【0078】

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。

30

【0079】

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。

【0080】

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。

40

【0081】

なお、上記実施形態では、相関関係記憶部85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24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300を用いて酸素飽和度画像を作成する

50

(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 2 4 のカラーテーブル 3 0 0 では、信号比 B 1 / G 2 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 B 1 / G 2 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 B 1 / 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。

【 0 0 8 4 】

また、酸素飽和度を算出せずに、信号比 B 1 / G 2 、 R 2 / G 2 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、G 2 を割り当てる。) 。この場合には、図 2 5 A 及び図 2 5 B に示すように、信号比 B 1 / G 2 、 R 2 / 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 2 、 3 0 3 が用いられる。カラーテーブル 3 0 2 は、信号比 R 2 / G 2 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 3 0 3 は、信号比 R 2 / G 2 の信号値が前記一定値を下回る場合に用いられる。

【 0 0 8 5 】

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 R 2 / G 2 が一定値以上になるような場合 (血液量が大きい場合) には、信号比 B 1 / G 2 の信号値が変化する範囲は、信号比 R 2 / G 2 が一定値を下回る場合 (血液量が小さい場合) と比較して、広がっている。これに伴い、カラーテーブル 3 0 2 における信号比 B 1 / G 2 の範囲 R a (最小値 L a ~ 最大値 M a) は、カラーテーブル 3 0 3 における信号比 B 1 / G 2 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 3 0 2 , 3 0 3 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 3 0 0 を用いた場合と同様である。

【 0 0 8 6 】

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 × (1 0 0 - 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。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

1 0 , 1 0 0 , 1 2 0 , 2 0 0 内視鏡システム

1 1 光源装置

1 2 内視鏡装置

1 3 プロセッサ装置

1 4 表示装置

3 2 内視鏡スコープ

3 3 照明部

3 4 撮像部

10

20

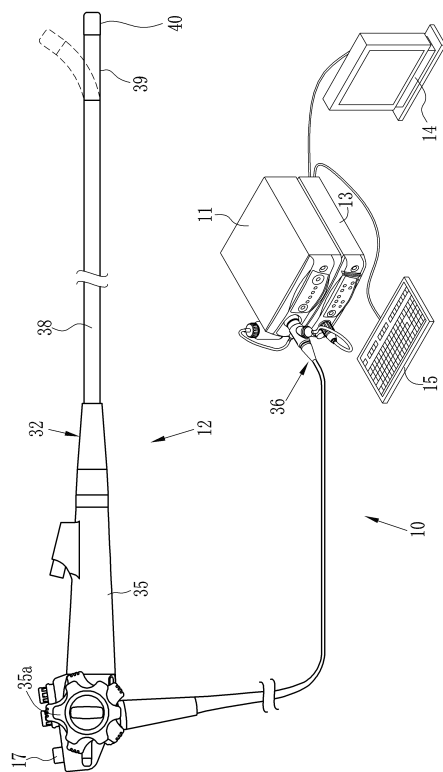
30

40

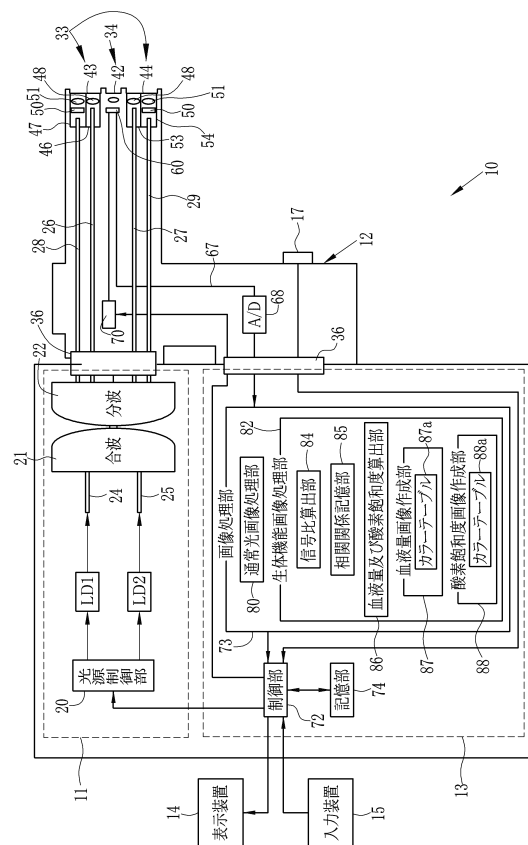
50

5 0 蛍光体
6 0 撮像素子

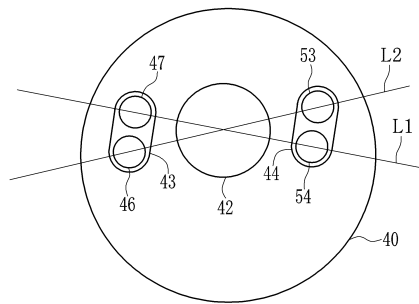
【図 1】



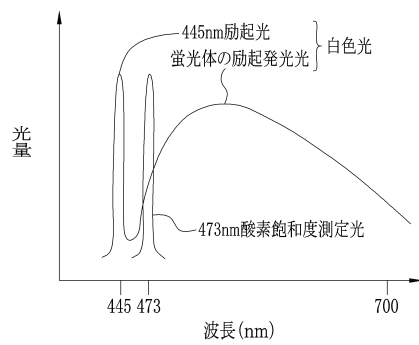
【図 2】



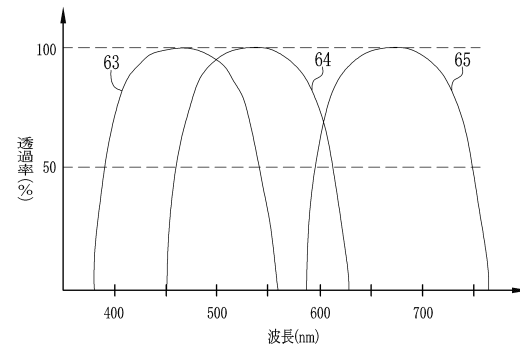
【図 3】



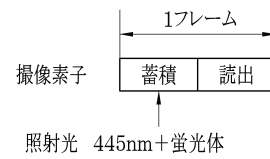
【図 4】



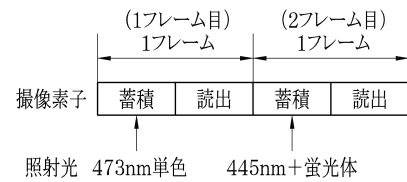
【図 5】



【図 6 A】



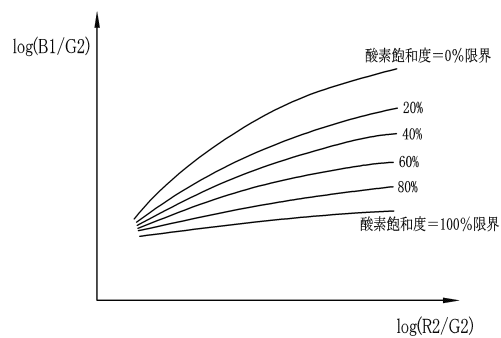
【図 6 B】



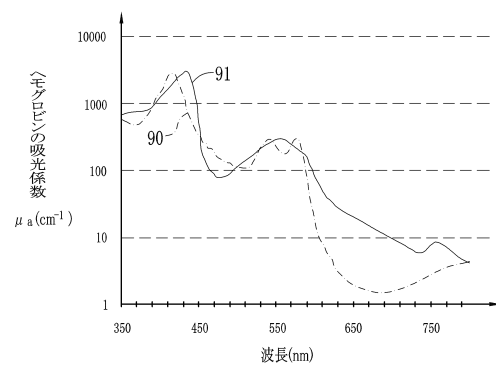
【図 7】



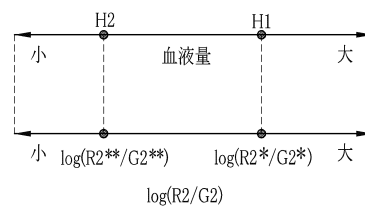
【図 8】



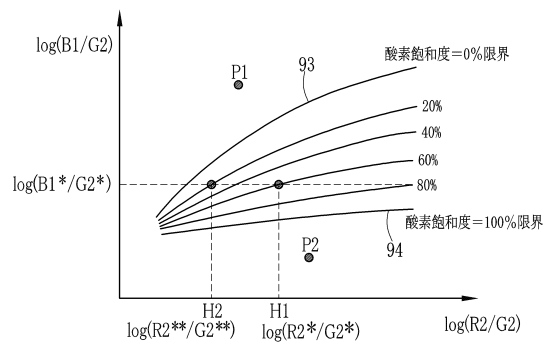
【図 9】



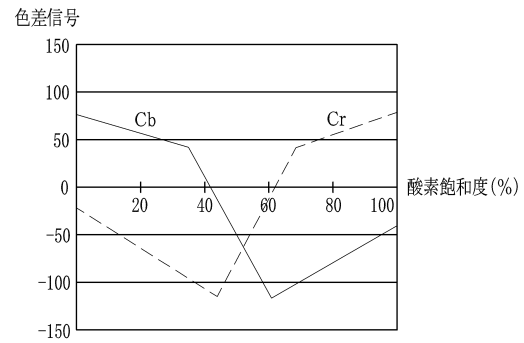
【図 10 A】



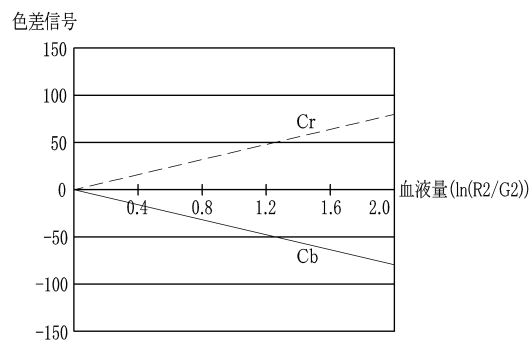
【図 10 B】



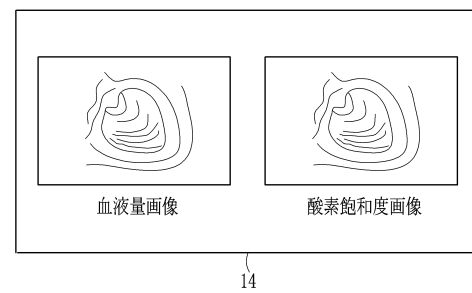
【図 12】



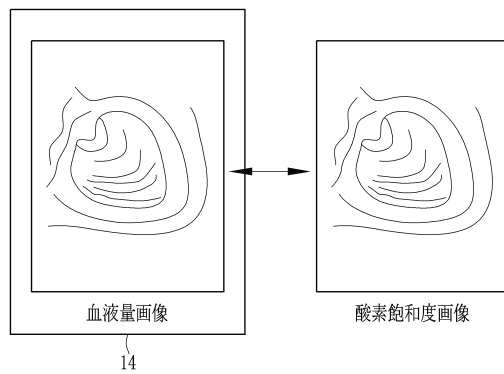
【図 11】



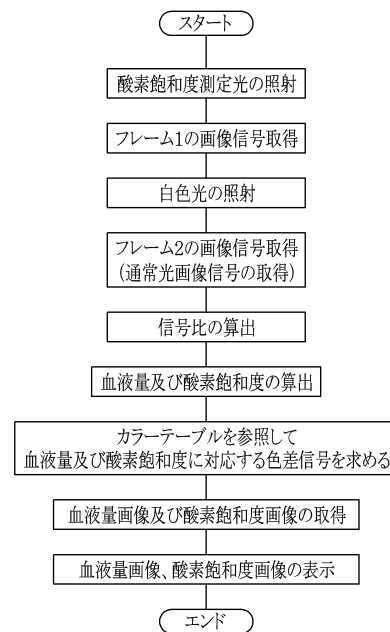
【図 13】



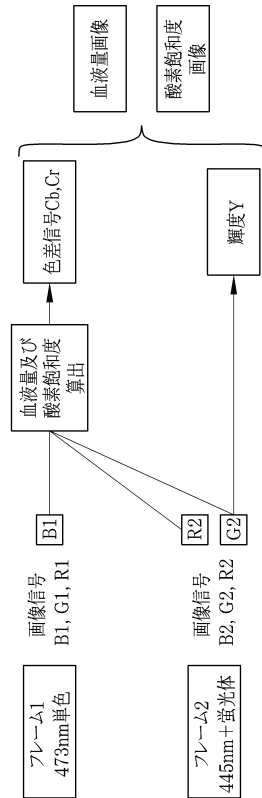
【図 14】



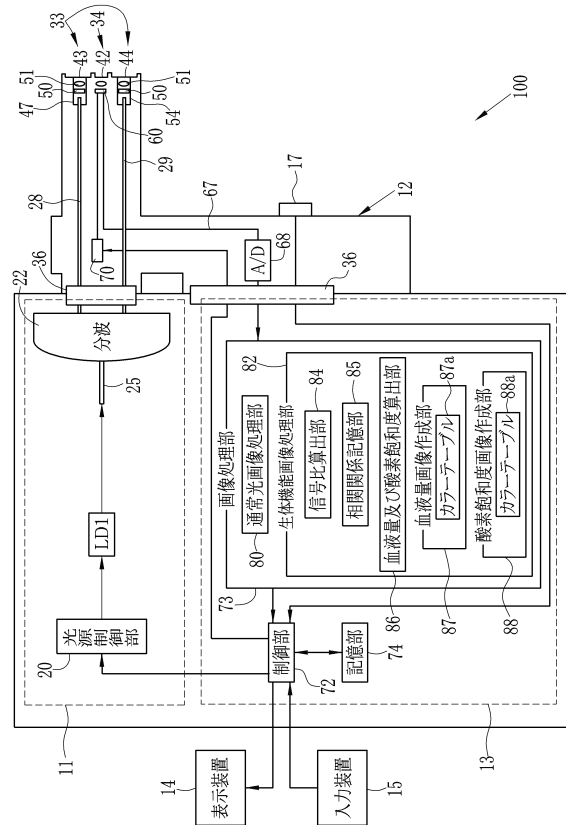
【図 15】



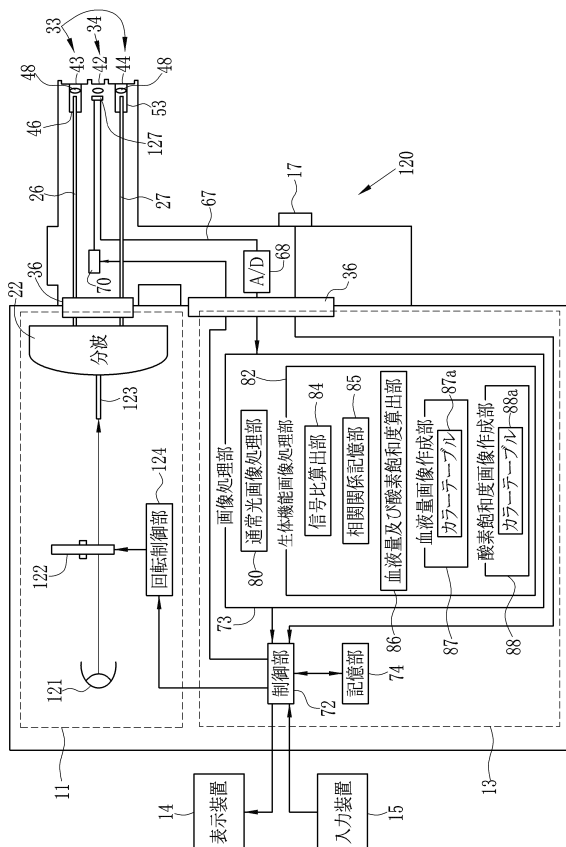
【図 16】



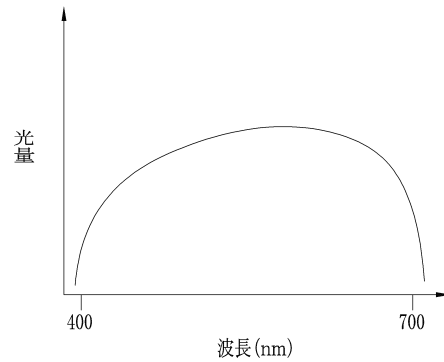
【図 17】



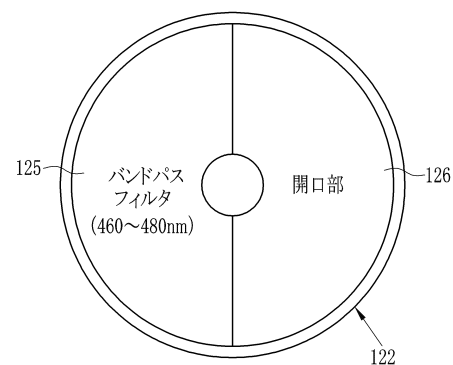
【図 18】



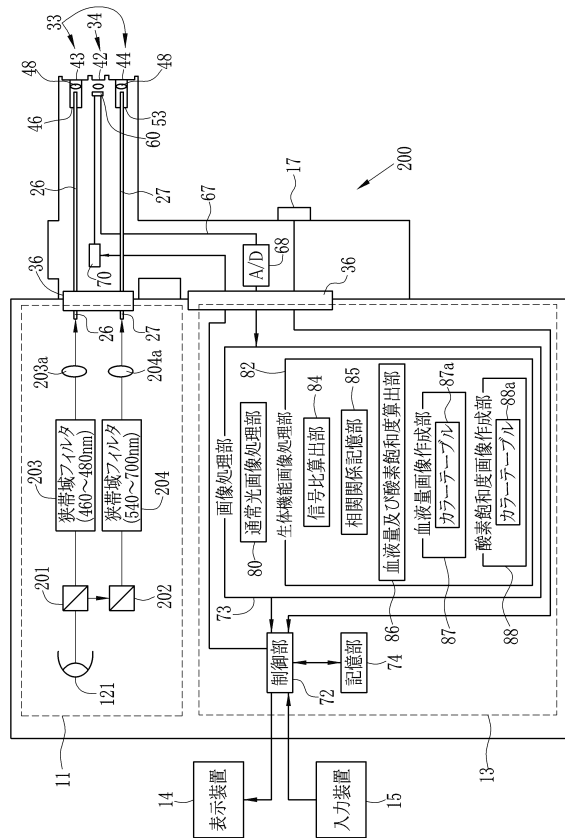
【図 19】



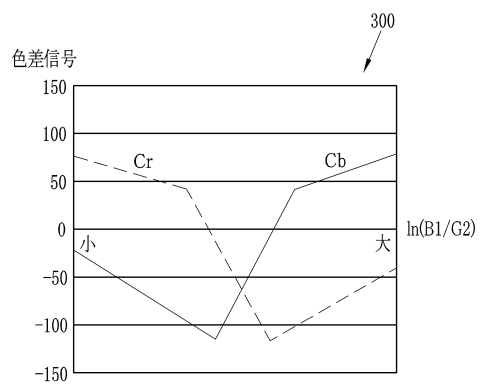
【図 20】



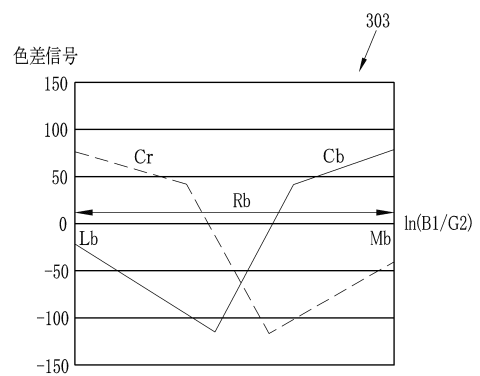
【圖 23】



【 図 2 5 A 】



【 図 2 5 B 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 017076 (JP, A)
特開2006 - 181387 (JP, A)
特開平06 - 315477 (JP, A)
特開平03 - 080834 (JP, A)
特開平02 - 279131 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统和处理器设备		
公开(公告)号	JP5914496B2	公开(公告)日	2016-05-11
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		
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		
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		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	Tamotsu 島		
优先权	2011193184 2011-09-05 JP		
其他公开文献	JPWO2013035694A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

显示高度可靠的图像，其中血液中血红蛋白的氧饱和度被准确地可视化。彩色图像传感器（60）捕获具有波长范围的窄带光的反射图像，其中消光系数随着血液中血红蛋白的氧饱和度的变化而变化。由此获得蓝色信号（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。由此获得蓝色信号（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），仅获得包括血量和氧饱和度水平的两种或更多种生物功能信息中的氧饱和度水平。）。可视化氧饱和度水平以产生氧饱和度图像。

(21) 出願番号	特願2013-532600 (P2013-532600)	(73) 特許権者	306037311
(86) (22) 出願日	平成24年9月4日 (2012.9.4)		富士フイルム株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/072462		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(87) 国際公開番号	W02013/035694	(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2011-193184 (P2011-193184)		神奈川県足柄上郡開成町官台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)		
		審査官	島田 保

最終頁に続く