

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-130504

(P2012-130504A)

(43) 公開日 平成24年7月12日(2012.7.12)

| (51) Int.Cl.                    | F I                  | テーマコード (参考) |
|---------------------------------|----------------------|-------------|
| <b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)   | A 6 1 B 1/04 3 7 0   | 4 C 0 3 8   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)   | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 4 C 0 6 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/1455 (2006.01) | A 6 1 B 5/14 3 2 2   | 4 C 1 6 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/06 (2006.01)   | A 6 1 B 1/06 A       |             |

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

|           |                              |          |                                |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2010-284596 (P2010-284596) | (71) 出願人 | 306037311                      |
| (22) 出願日  | 平成22年12月21日 (2010.12.21)     |          | 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                    |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C038 KK01 KL02 KL07 KX01      |
|           |                              |          | 4C061 BB01 CC06 DD03 GG01 HH51 |
|           |                              |          | LL02 MM02 MM05 NN01 NN05       |
|           |                              |          | PP01 QQ02 QQ04 QQ07 RR02       |
|           |                              |          | RR03 RR05 RR18 RR26            |
|           |                              |          | 最終頁に続く                         |

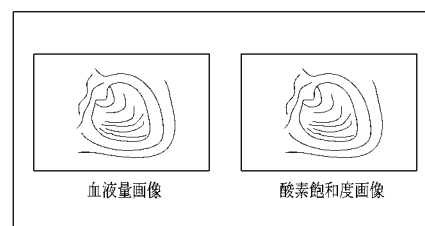
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像生成方法

## (57) 【要約】

【課題】血液量に関する情報と酸素飽和度に関する情報の両方を同時に把握する。

【解決手段】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第1の照明光を被検体内に照射し、その反射光等を撮像することにより第1の画像信号（フレーム1）を取得する。波長範囲が広帯域に及ぶ第2の照明光を体腔内に照射し、その反射光等を撮像することにより第2の画像信号（フレーム2）を取得する。第1の画像信号及び第2の画像信号から血液量及び酸素飽和度を求める。血液量の情報を疑似カラー画像化した血液量画像を生成するとともに、酸素飽和度の情報を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を生成する。生成した血液量画像及び酸素飽和度画像は、表示装置14に同時に表示される。

【選択図】図13



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に照明光を照射する照射手段と、

被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、460～700nm内で波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段と、

取得した画像信号に基づいて、被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求める血液量及び酸素飽和度算出手段と、

前記血液量の情報を画像化した血液量画像を生成するとともに、前記酸素飽和度の情報を画像化した酸素飽和度画像を生成する血液量及び酸素飽和度画像生成手段と、

前記血液量画像または酸素飽和度画像の少なくとも一方を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記表示手段は、前記血液量画像と前記酸素飽和度画像とを同時に表示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】**

前記血液量画像と前記酸素飽和度画像のうちのいずれか一方を選択し、選択した画像を前記表示手段に表示させる画像選択手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 4】**

前記血液量及び酸素飽和度画像生成手段は、血液量に応じて変化する疑似カラー情報を記憶する血液量用のカラーテーブルを用いて、前記血液量の情報を疑似カラー画像化するとともに、酸素飽和度に応じて変化する疑似カラー情報を記憶する酸素飽和度用のカラーテーブルを用いて、前記酸素飽和度の情報を疑似カラー画像化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】**

前記血液量及び酸素飽和度算出手段は、

前記 3 つ以上の画像信号を用いて、血液量に依存性を有する第 1 信号比と、血液量及び酸素飽和度の両方に依存性を有する第 2 信号比を求める信号比算出部と、

30

前記血液量と前記第 1 信号比との第 1 の相関関係を、前記酸素飽和度と前記第 1 及び第 2 信号比との第 2 の相関関係を記憶する相関関係記憶部と、

前記相関関係記憶部に記憶された前記第 1 相関関係から前記第 1 信号比に対応する血液量の情報を求めるとともに、前記第 2 相関関係から前記第 2 信号比に対応する酸素飽和度の情報を求める血液量及び酸素飽和度算出部とを備え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】**

前記画像信号取得手段は、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の光で照明された被検体を、撮像面に RGB のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像するとともに、広帯域光の白色光で照明された被検体を前記カラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得す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。

40

**【請求項 7】**

前記画像信号取得手段は、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含む広帯域光の白色光で照明された被検体を、撮像面に RGB のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得す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。

**【請求項 8】**

前記白色光は、特定波長の励起光を蛍光体に当てることで励起発光する疑似白色光であることを特徴とする請求項 6 または 7 記載の内視鏡システム。

50

**【請求項 9】**

前記画像信号取得手段は、460～480nmの波長範囲の光で照明された被検体を、撮像面にRGBのカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像し、540～580nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記カラーの撮像素子で撮像し、590～700nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記カラーの撮像素子で撮像することによって、画像信号を取得す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。

**【請求項 10】**

前記画像信号取得手段は、530～550nmの波長範囲の光で照明された被検体を、モノクロの撮像素子で撮像し、555～565nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記モノクロの撮像素子で撮像し、590～700nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記モノクロの撮像素子で撮像することによって、画像信号を取得す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。

10

**【請求項 11】**

前記照射手段は、460～480nmの波長範囲の光と540～700nmの波長範囲の光を被検体に同時照射し、

前記画像信号取得手段は、被検体からの反射光を、撮像面にRGBのカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得す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。

**【請求項 12】**

各波長範囲の光は、広帯域の白色光を狭帯域フィルタでフィルタリングすることによって生成されることを特徴とする請求項9ないし11いずれか1項記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 13】**

被検体に照明光を照射する照射手段、及び被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、460～700nm内で波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段を備える内視鏡装置から、前記画像信号を受信する受信手段と、

取得した画像信号に基づいて、被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求める血液量及び酸素飽和度算出手段と、

30

前記血液量の情報を画像化した血液量画像を生成するとともに、前記酸素飽和度の情報を画像化した酸素飽和度画像を生成する血液量及び酸素飽和度画像生成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

**【請求項 14】**

被検体に照明光を照射し、

被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、460～700nm内で波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得し、

取得した画像信号に基づいて、被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求め、

40

前記血液量の情報を画像化した血液量画像を生成するとともに、前記酸素飽和度の情報を画像化した酸素飽和度画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

**【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とともに、血液量に関する情報を血液量画像として画像化する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像生成方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

50

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。内視鏡装置による被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、被検体内の血管を強調表示等させる特殊光観察も行われるようになってきている。

【 0 0 0 3 】

また、特殊光観察の他に、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生成している。このような酸素飽和度画像を用いることで、例えば、

10

【 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 】

低酸素状態となる癌の中でも、未分化型早期胃癌は高分化型の癌と比べて腫瘍領域の血液密度（血液量ともいう）が低くなる特徴を有している。したがって、このような未分化型早期胃癌の発見を確実にを行うために、酸素飽和度と合わせて、血液量に関する情報も画像信号から取り出すことが求められている。これに関して、特許文献 1 においては、酸素飽和度のみしか求めていないため、未分化型早期胃癌など酸素飽和度と血液量の両方に特徴を有する病変部の発見が困難である。

20

【 0 0 0 6 】

本発明は、血液量に関する情報と酸素飽和度に関する情報の両方を同時に把握することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像生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 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、被検体に照明光を照射する照射手段と、被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、460～700nm 内で波長範囲が異なる 3 つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段と、取得した画像信号に基づいて、被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求める血液量及び酸素飽和度算出手段と、前記血液量の情報を画像化した血液量画像を生成するとともに、前記酸素飽和度の情報を画像化した酸素飽和度画像を生成する血液量及び酸素飽和度画像生成手段と、前記血液量画像または酸素飽和度画像の少なくとも一方を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

30

【 0 0 0 8 】

前記表示手段は、前記血液量画像と前記酸素飽和度画像とを同時に表示してもよい。前記血液量画像と前記酸素飽和度画像のうちのいずれか一方を選択し、選択した画像を前記表示手段に表示させる画像選択手段を備えてもよい。

40

【 0 0 0 9 】

前記血液量及び酸素飽和度画像生成手段は、血液量に応じて変化する疑似カラー情報を記憶する血液量用のカラーテーブルを用いて、前記血液量の情報を疑似カラー画像化するとともに、酸素飽和度に応じて変化する疑似カラー情報を記憶する酸素飽和度用のカラーテーブルを用いて、前記酸素飽和度の情報を疑似カラー画像化する。

【 0 0 1 0 】

前記血液量及び酸素飽和度算出手段は、前記 3 つ以上の画像信号を用いて、血液量に依

50

存性を有する第 1 信号比と、血液量及び酸素飽和度の両方に依存性を有する第 2 信号比を求める信号比算出部と、前記血液量と前記第 1 信号比との第 1 の相関関係と、前記酸素飽和度と前記第 1 及び第 2 信号比との第 2 の相関関係を記憶する相関関係記憶部と、前記相関関係記憶部に記憶された前記第 1 相関関係から前記第 1 信号比に対応する血液量の情報を求めるとともに、前記第 2 相関関係から前記第 2 信号比に対応する酸素飽和度の情報を求める血液量及び酸素飽和度算出部とを備えている。

【 0 0 1 1 】

前記画像信号取得手段は、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増加する波長範囲の光で照明された被検体を、撮像面に R G B のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像するとともに、広帯域光の白色光で照明された被検体を前記カラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得してもよい。

10

【 0 0 1 2 】

前記画像信号取得手段は、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増加する波長範囲を含む広帯域光の白色光で照明された被検体を、撮像面に R G B のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得してもよい。

【 0 0 1 3 】

前記白色光は、特定波長の励起光を蛍光体に当てることで励起発光する疑似白色光であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

20

前記画像信号取得手段は、460～480nmの波長範囲の光で照明された被検体を、撮像面に R G B のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像し、540～580nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記カラーの撮像素子で撮像し、590～700nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記カラーの撮像素子で撮像することによって、画像信号を取得してもよい。

【 0 0 1 5 】

前記画像信号取得手段は、530～550nmの波長範囲の光で照明された被検体を、モノクロの撮像素子で撮像し、555～565nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記モノクロの撮像素子で撮像し、590～700nmの波長範囲の光で照明された被検体を、前記モノクロの撮像素子で撮像することによって、画像信号を取得してもよい。

30

【 0 0 1 6 】

前記照射手段は、460～480nmの波長範囲の光と540～700nmの波長範囲の光を被検体に同時照射し、前記画像信号取得手段は、被検体からの反射光を、撮像面に R G B のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子で撮像することにより、画像信号を取得してもよい。

【 0 0 1 7 】

各波長範囲の光は、広帯域の白色光を狭帯域フィルタでフィルタリングすることによって生成することが好ましい。

【 0 0 1 8 】

40

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、被検体に照明光を照射する照射手段、及び被検体からの反射光を撮像素子で撮像して、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増加する波長範囲の反射光に対応する画像信号を含む、460～700nm内で波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する画像信号取得手段を備える内視鏡装置から、前記画像信号を受信する受信手段と、取得した画像信号に基づいて、被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求める血液量及び酸素飽和度算出手段と、前記血液量の情報を画像化した血液量画像を生成するとともに、前記酸素飽和度の情報を画像化した酸素飽和度画像を生成する血液量及び酸素飽和度画像生成手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

本発明の画像生成方法は、被検体に照明光を照射し、被検体からの反射光を撮像素子で

50

撮像して、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の反射光に対応する画像信号を含む、460～700nm内で波長範囲が異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得し、取得した画像信号に基づいて、被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求め、前記血液量の情報を画像化した血液量画像を生成するとともに、前記酸素飽和度の情報を画像化した酸素飽和度画像を生成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、血液量に関する情報が画像化された血液量画像と、酸素飽和度に関する情報が画像化された酸素飽和度画像との少なくとも一方を、モニタ等の表示手段に表示することから、血液量に関する情報と酸素飽和度に関する情報の両方を同時に把握することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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】内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【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説明するための説明図である

20

。【図6B】機能情報観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

【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。

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図10】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説明するための説明図である。

【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。

30

【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。

【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1実施形態における別実施形態の内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図18】第2実施形態における内視鏡システムの内部構成を表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。

40

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

【図23】第3実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1及び2に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置11と、光源装置11から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する内視鏡装置12と、内視鏡装置12で得ら

50

れた画像信号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。

【0023】

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被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、被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 に表示する機能情報観察モードを備えている。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。

【0024】

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、カプラ 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 InGaIn 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 GaInAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0025】

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、機能情報観察モードのときには、レーザ光源 LD1 をオンにしたときはレーザ光源 LD2 をオフにし、反対にレーザ光源 LD1 をオフにしたときはレーザ光源 LD2 をオンにする。この切替は一定時間毎に繰り返し行われる。

【0026】

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、分波器であるカプラ 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 からの光はライトガイド 26, 27 で伝送され、レーザ光源 LD2 からの光はライトガイド 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 及びカプラ 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。

【0027】

内視鏡装置 12 は電子内視鏡から構成され、内視鏡スコープ 32 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、被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。

【0028】

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被検体内で屈曲自在とすることができる。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自在に構成されている。この湾曲部 39 は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部 40 を所望の観察部位に向けることができる。

【0029】

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等を撮像する 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

10

20

30

40

50

を備えており、各照明窓 4 3 , 4 4 は、酸素飽和度測定光と白色光の 2 種類の光を被観察領域に向けて照射する。

【 0 0 3 0 】

一方の照明窓 4 3 の奥には 2 つの投光ユニット 4 6 , 4 7 が収納されている。一方の投光ユニット 4 6 では、ライトガイド 2 6 からの酸素飽和度測定光を、レンズ 4 8 を介して被観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット 4 7 では、ライトガイド 2 8 からの励起光を蛍光体 5 0 に当てて白色光を励起発光させ、その白色光をレンズ 5 1 を介して被観察領域に向けて照射する。なお、他方の照明窓 4 4 の奥にも、上記投光ユニット 4 6 と同様の投光ユニット 5 3 と、上記投光ユニット 4 7 と同様の投光ユニット 5 4 の 2 つが収納されている。

10

【 0 0 3 1 】

照明窓 4 3 , 4 4 は、スコープ先端部 4 0 において、観察窓 4 2 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 4 6 , 4 7 , 5 3 , 5 4 は、蛍光体 5 0 を備える投光ユニット 4 7 , 5 4 の出射面間を結ぶ直線 L 1 と、蛍光体 5 0 を備えていない投光ユニット 4 6 , 5 3 の出射面間を結ぶ直線 L 2 とが、観察窓 4 2 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。

【 0 0 3 2 】

蛍光体 5 0 は、レーザ光源 L D 2 からの励起光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M ( B a M g A l <sub>11</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光物質）を含んで構成される。励起光が蛍光体 5 0 に照射されると、蛍光体 5 0 から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 5 0 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 ( M W ) ）とも呼ばれている。

20

【 0 0 3 3 】

したがって、蛍光体 5 0 を備える投光ユニット 4 7 , 5 4 から発せられる白色光は、図 4 に示すように、中心波長 4 4 5 n m 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 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m 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 5 0 を備えていない投光ユニット 4 6 , 5 3 から発せられる酸素飽和度測定光は、中心波長 4 7 3 n m の近傍に波長範囲を有する発光スペクトルとなる。

30

【 0 0 3 4 】

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も広義に含まれるものとする。

【 0 0 3 5 】

観察窓 4 2 の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット（図示省略）等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像する C C D ( Charge Coupled Device ) や C M O S ( Complementary Metal-Oxide Semiconductor ) などの撮像素子 6 0 が設けられている。

40

【 0 0 3 6 】

撮像素子 6 0 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。撮像素子 6 0 はカラー C C D 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、多数マトリックス状に配列されている。

【 0 0 3 7 】

50

B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図5に示すような分光透過率63, 64, 65を有している。したがって、被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画素の全てから撮像信号が出力される。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画素から撮像信号が出力される。

【0038】

撮像素子60から出力される撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号（アナログ信号）をその電圧レベルに対応する画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部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。

10

【0039】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。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。

【0040】

一方、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、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。

20

【0041】

なお、1フレーム目の画像信号は、撮像素子60のB画素からの青色信号B1と、G画素からの緑色信号G1と、R画素からの赤色信号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画像信号と同じであり、B画素からの青色信号B2と、G画素からの緑色信号G2と、R画素からの赤色信号R2とから構成される。

30

【0042】

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32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。

【0043】

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。

40

【0044】

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、画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を生成する。

【0045】

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被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生成する。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、血液量画像生成部87と、酸素飽和度画像生成部88とを備えてい

50

る。

#### 【0046】

信号比算出部84は、機能情報観察モード時に取得する1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号において、同じ位置にある画素間の信号比を算出する。信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。本実施形態では、信号比算出部84は、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。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。

#### 【0047】

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スケールで記憶されている。

#### 【0048】

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スケールで記憶されている。

#### 【0049】

なお、上記相関関係は、図9に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。図9において、グラフ90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、グラフ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のリファレンス信号となる緑色信号G2から得られる信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

#### 【0050】

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。

- ・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。
- ・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。
- ・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。

#### 【0051】

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。血液量については、相関関係記憶部85の1次元テーブルにおいて信号比算出部で求めた信号比 $R2/G2$ に対応する値が、血液量となる。一方、酸素飽和度については、まず、図10に示すように、二次元空間において信号比算出部84で求めた信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。

#### 【0052】

そして、図10のように、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の下限ライン93と酸素飽和度=100%限界の上限ライン94との間にある場合、その対応点Pが位置する等高線が示すパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図10の場合であれば、対応点Pが位置する等高線は60%を示しているため、この60%が酸素飽和度となる。なお、対応

10

20

30

40

50

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、対応点が下限ライン 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の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

#### 【0053】

血液量画像生成部 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す血液量画像を生成する。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、通常光画像信号の緑色信号 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

10

#### 【0054】

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。

20

#### 【0055】

酸素飽和度画像生成部 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生成する。酸素飽和度画像は、血液量画像と同様、輝度 Y と色差信号 Cb, Cr からなる映像信号で構成される。輝度 Y には、通常光画像信号の緑色信号 G2 が割り当てられる。色差信号 Cb, Cr 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。

#### 【0056】

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 Cr の信号値が正、色差信号 Cb 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 Cr の信号値が負、色差信号 Cb 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 Cr の信号値と色差信号 Cb 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→赤と変化するようになっている。

30

#### 【0057】

以上のように生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 を表示するようにしてもよい。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。

40

#### 【0058】

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 のブロック図に沿って説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ 17 によって、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被検体内に照射される。被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 B1、緑色信号 G1、赤色信号 R1 からなる 1 フレーム目の画像信号が得られる。

50

## 【 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 4 4 5 n m の励起光で励起発光される白色光が、スコープ先端部 4 0 から被検体内に照射される。被検体からの反射光等を撮像素子 6 0 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 8 4 は、1 フレーム目の画像信号と 2 フレーム目の画像信号間で同じ位置にある画素について、信号比  $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$  を求める。信号比は全ての画素について求める。信号比が求まると、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 に記憶している相関関係から、信号比算出部 8 4 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 8 4 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る。

10

## 【 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、血液量画像生成部 8 7 内のカラーテーブル 8 7 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、通常光画像信号の緑色信号 G 2 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生成される。また、同様に、カラーテーブル 8 8 a 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生成する。生成された血液量画像及び酸素飽和度画像は、表示装置 1 4 に表示される。

20

## 【 0 0 6 2 】

なお、第 1 実施形態においては、中心波長 4 7 3 n m 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 4 4 5 n m 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たが、これに代えて、図 1 7 に示すように、レーザ光源 L D 1 の中心波長 4 7 3 n m の励起光を用いて蛍光体 5 0 から白色光を励起発光させ、その白色光を被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、図 1 7 に示す内視鏡システム 1 0 0 は、4 つの投光ユニット 4 6、4 7、5 3、5 4 から 4 系統の光を照射する内視鏡システム 1 0 と異なり、蛍光体 5 0 を有する 2 つの投光ユニット 4 7、5 4 から 2 系統の光を照射する。

30

## 【 0 0 6 3 】

このとき画像信号の青色信号 B には、中心波長 4 7 3 n m の励起光に対応する信号と、蛍光体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、蛍光体からの励起発光光のうち主として 5 4 0 ~ 5 8 0 n m 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 5 9 0 ~ 7 0 0 n m 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。

## 【 0 0 6 4 】

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  $R 2 / G 2$  に対応し、 $B / G$  は上記信号比  $B 1 / G 2$  に対応する。血液量及び酸素飽和度の算出方法は、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生成する際には、緑色信号 G を輝度に割り当てる。

40

## 【 0 0 6 5 】

図 1 8 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 1 2 0 は、光源装置 1 1 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 1 2 0 には、第 1 実施形態におけるレーザ光源 L D 1、L D 2、光源制御部 2 0、及びコンバイナ 2 1 に代えて、図 1 9 に示すような分光強度を有する白色光を発するキセノン光源等の広帯域光源 1 2 1 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 1 2 2 と、回転フィルタを透過した光が入射する光ファイバ 1 2 3 と、回転フィルタ 1 2 2 の

50

回転を制御する回転制御部 124 が設けられている。光ファイバ 123 に入射した光は、カプラ 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 から被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。

#### 【0066】

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被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、酸素飽和度画像を生成する。

10

#### 【0067】

この第 2 実施形態においては、白色光が図 19 のような分光強度特性を有するため、通常光画像信号の青色信号 B2 には 400 nm ~ 530 nm 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 540 nm ~ 580 nm 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 590 nm ~ 700 nm 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。

20

#### 【0068】

なお、第 2 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 ~ 480 nm 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 ~ 580 nm 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 ~ 700 nm 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 透過光が順次被検体に照射される。

#### 【0069】

回転フィルタ 130 を用いる場合には、モノクロの撮像素子 60 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。

30

#### 【0070】

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生成する際には、緑色信号 G を輝度に割り当てる。

40

#### 【0071】

なお、第 2 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 ~ 550 nm 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 ~ 565 nm 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 ~ 700 nm 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 透過光が順次被検体に照射される。

#### 【0072】

回転フィルタ 150 を用いる場合には、カラーの撮像素子 60 によって各透過光が照射

50

される毎に撮像を行う。第 1 及び第 2 透過光は撮像素子 60 の G 画素に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  $G_a$ 、 $G_b$  が得られる。一方、第 3 透過光は撮像素子 60 の R 画素に主として感応するため、画像信号として赤色信号  $R_c$  が得られる。ここで、 $G_a$  及び  $R_c$  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。

#### 【0073】

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、疑似カラー画像の血液量画像及び酸素飽和度画像を生成する際には、緑色信号  $G_a$  または  $G_b$  を輝度に割り当てる。

10

#### 【0074】

図 23 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 200 は、第 2 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生成する。それ以外については、内視鏡システム 200 は、第 2 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。

20

#### 【0075】

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  $460 \sim 480 \text{ nm}$  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  $540 \sim 700 \text{ nm}$  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、被検体内に同時に照射される。

30

#### 【0076】

被検体内の撮像には第 1 実施形態と同様にカラーの撮像素子 60 を用いる。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  $460 \sim 480 \text{ nm}$  の光に対応する信号が、緑色信号 G には  $540 \sim 580 \text{ nm}$  の光に対応する信号が、赤色信号 R には  $590 \sim 700 \text{ nm}$  の光に対応する信号が含まれる。

30

#### 【0077】

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生成する際には、緑色信号 G を輝度に割り当てる。

40

#### 【0078】

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生成する際に、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たが、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。

#### 【符号の説明】

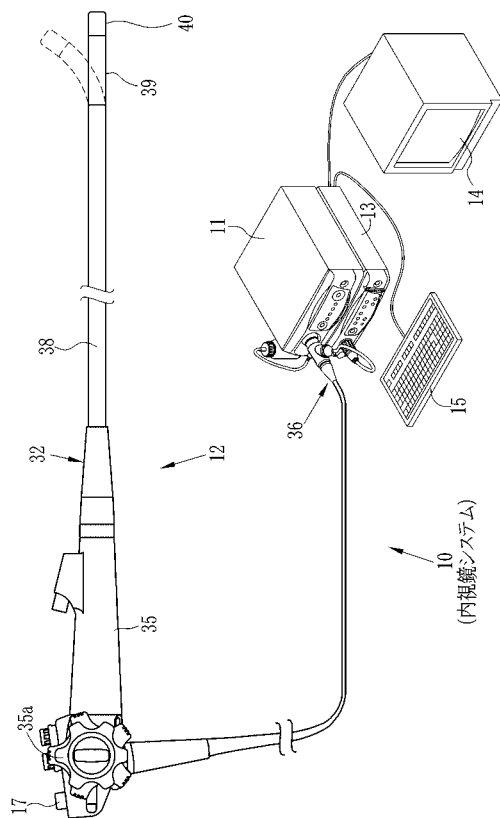
#### 【0079】

10, 120, 200 内視鏡システム  
14 表示装置  
60 撮像素子

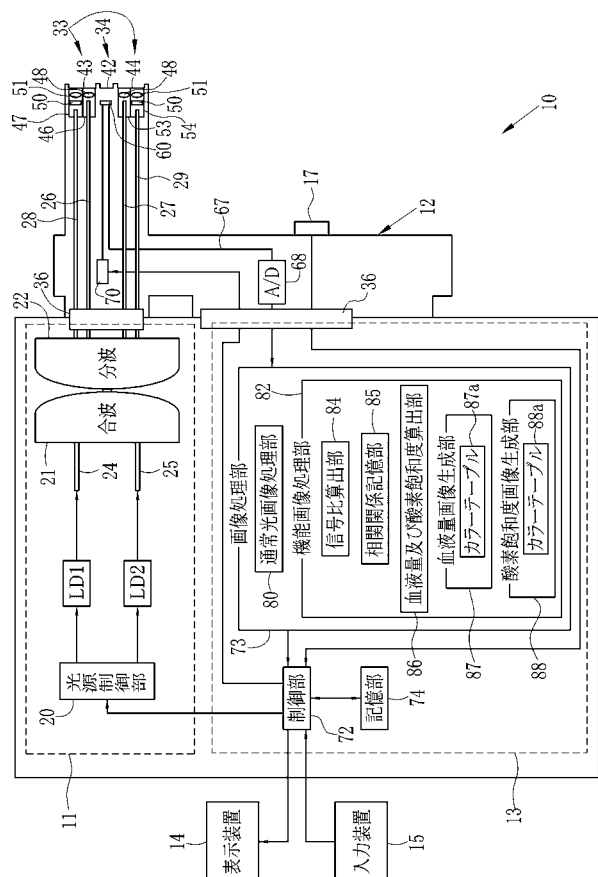
50

- |       |                  |
|-------|------------------|
| 7 3   | 画像処理部            |
| 8 4   | 信号比算出部           |
| 8 5   | 相関関係記憶部          |
| 8 6   | 血液量及び酸素飽和度算出部    |
| 8 7   | 血液量画像生成部         |
| 8 7 a | (血液量用の)カラーテーブル   |
| 8 8   | 酸素飽和度画像生成部       |
| 8 8 a | (酸素飽和度用の)カラーテーブル |

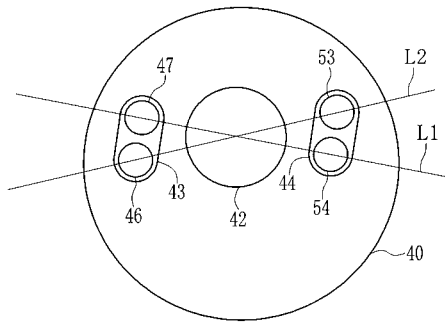
【 圖 1 】



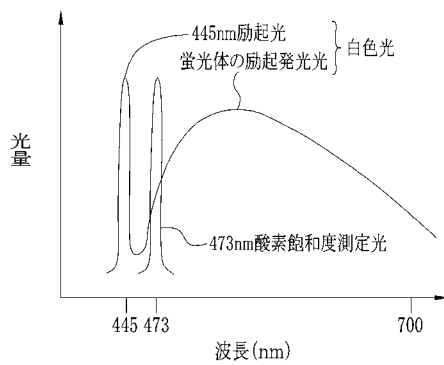
【 図 2 】



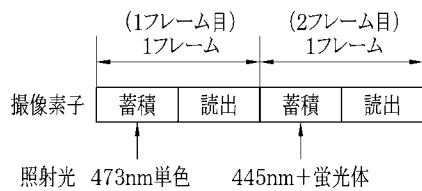
【図 3】



【図 4】



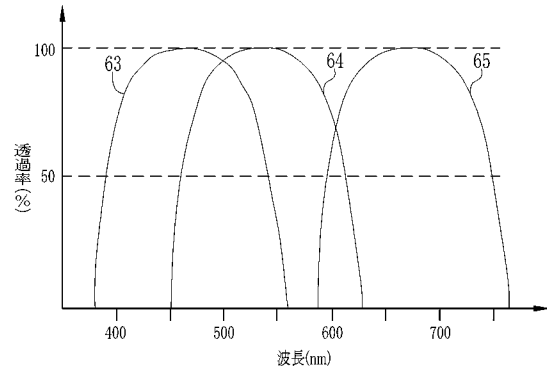
【図 6 B】



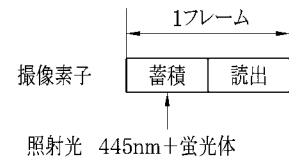
【図 7】



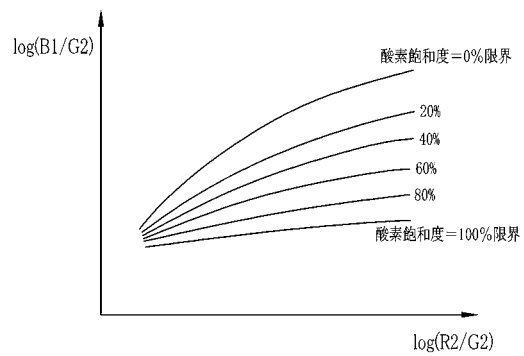
【図 5】



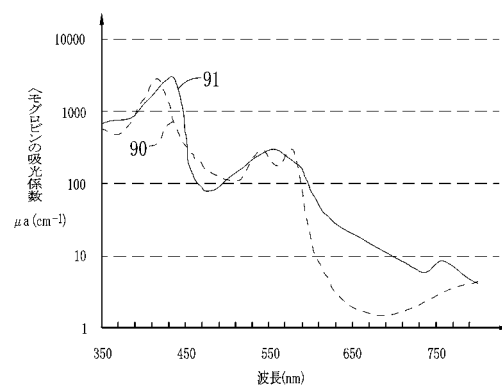
【図 6 A】



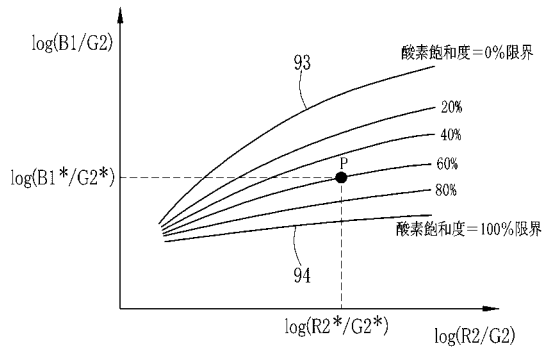
【図 8】



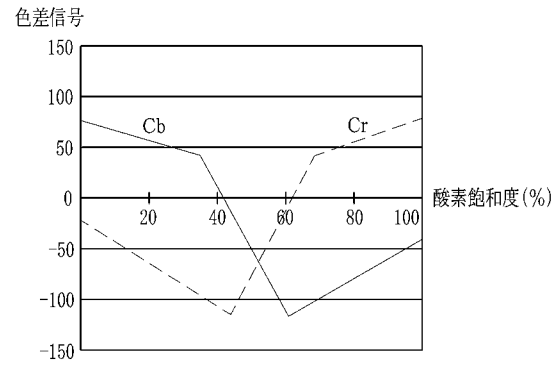
【図 9】



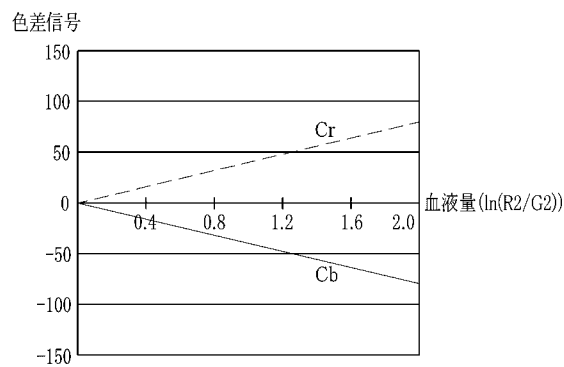
【図 10】



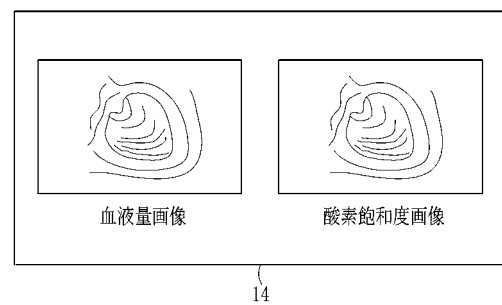
【図 12】



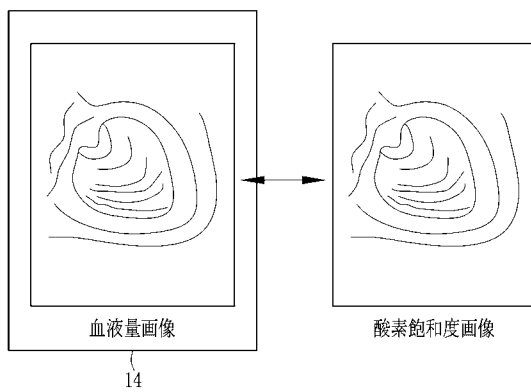
【図 11】



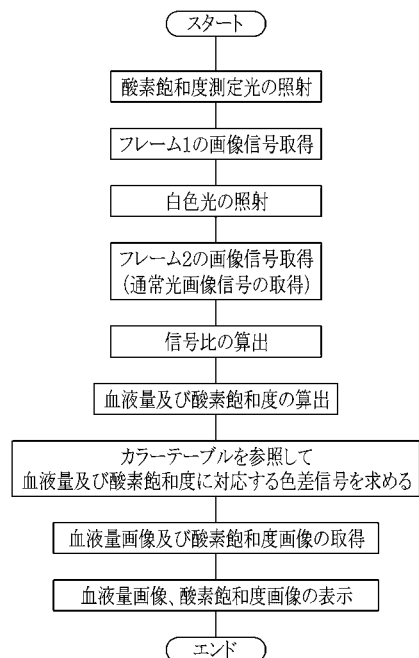
【図 13】



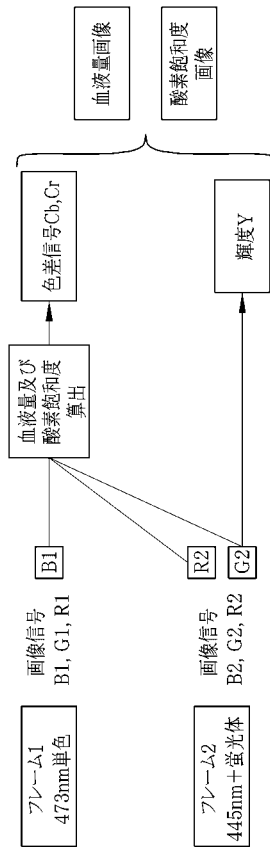
【図 14】



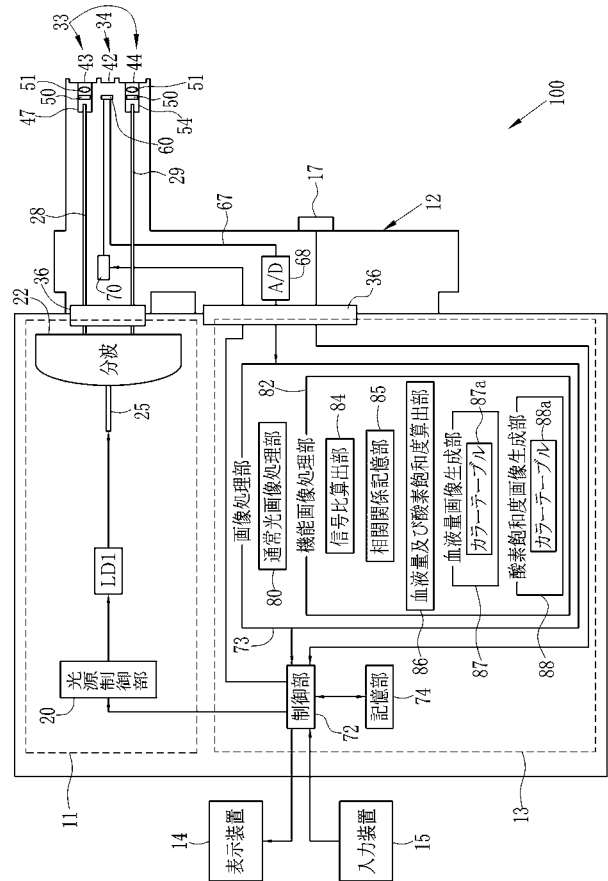
【図 15】



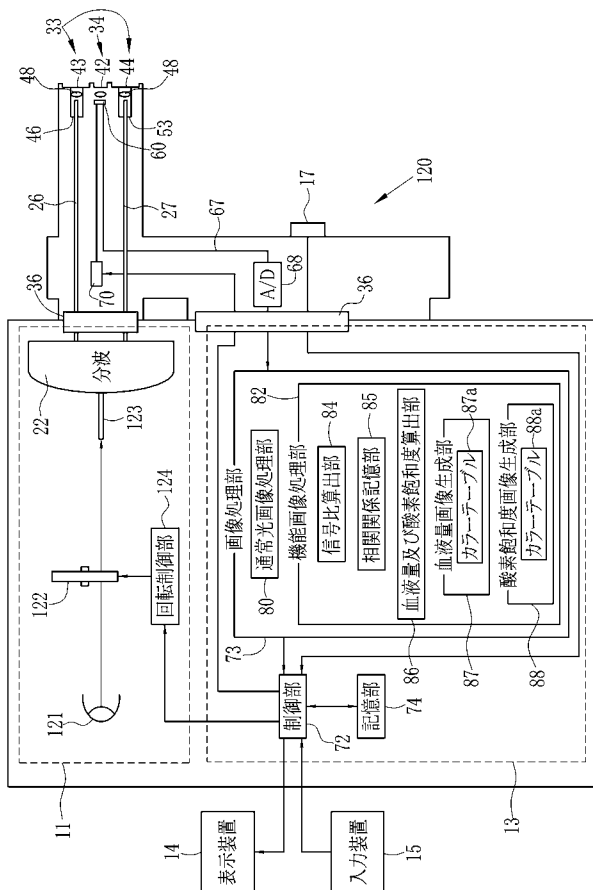
【図 16】



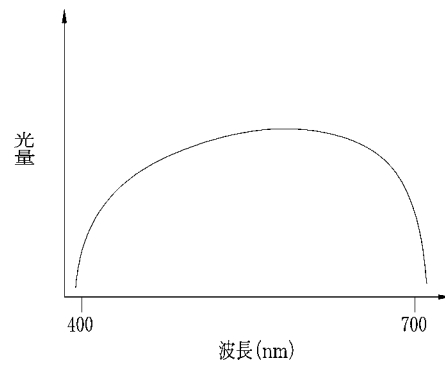
【図 17】



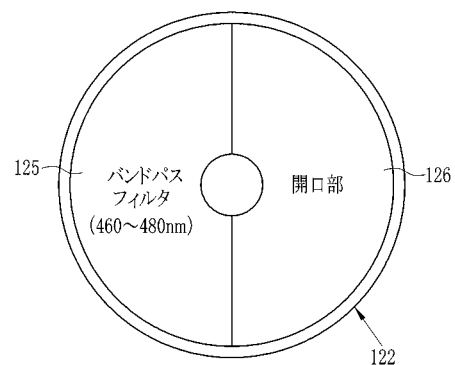
【図 18】



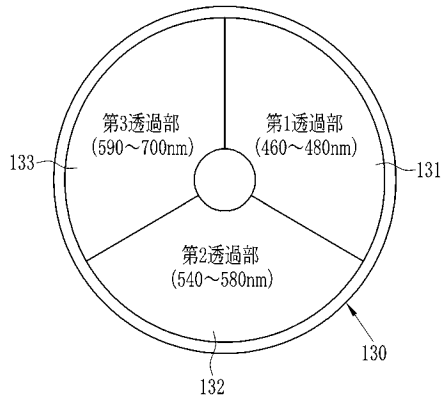
【図 19】



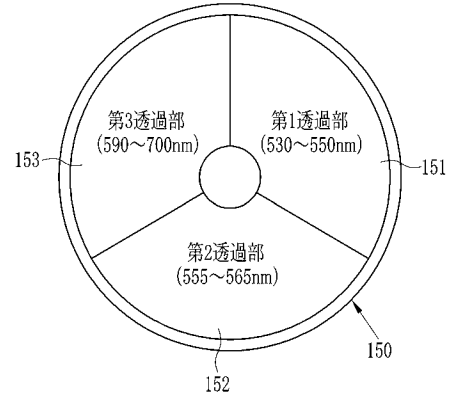
【図 20】



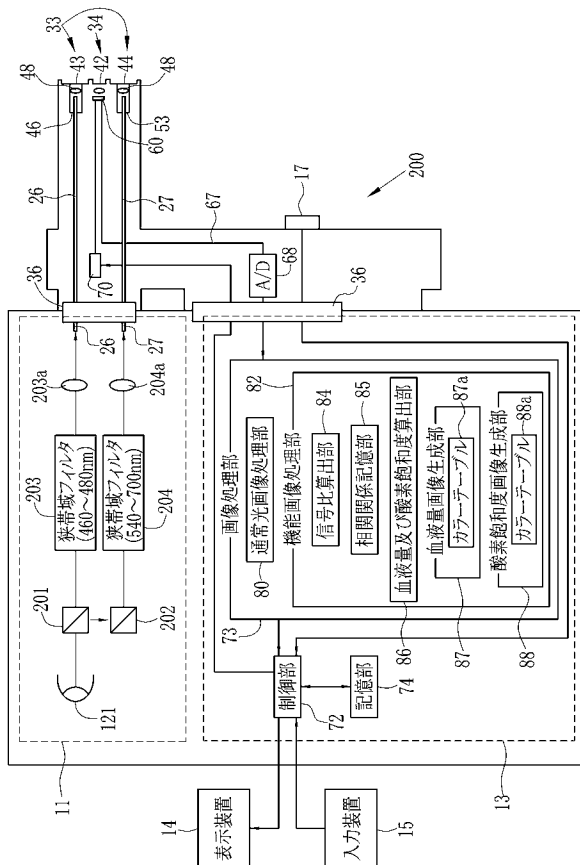
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 BB01 CC06 DD03 GG01 HH51 LL02 MM02 MM05 NN01 NN05  
PP01 QQ02 QQ04 QQ07 RR02 RR03 RR05 RR18 RR26

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | <无法获取翻译>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2012130504A5</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 公开(公告)日 | 2012-08-23 |
| 申请号            | JP2010284596                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 申请日     | 2010-12-21 |
| [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         | A61B1/04 A61B1/00 A61B5/1455 A61B1/06                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/1459 G06T7/62 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30092 G06T7/0012                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B5/14.322 A61B1/06.A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C038/KK01 4C038/KL02 4C038/KL07 4C038/KX01 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR18 4C061/RR26 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR18 4C161/RR26 |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| 其他公开文献         | JP2012130504A<br>JP5222934B2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：同时掌握与血液量有关的信息和与氧饱和度有关的信息。溶液：通过用第一照明光照射待检体来获取第一图像信号（第1帧）。具有通过改变血液中血红蛋白的氧饱和度并拍摄反射光等来改变吸收系数的波动范围。通过用波长覆盖宽区域的第二照明光照射体腔内部并拍摄反射光等来获取第二图像信号（帧2）。从第一图像信号和第二图像信号获得血液量和氧饱和度。形成关于血液量的信息的图像，其将关于血液量的信息变成伪彩色图像，并且关于氧饱和度的图像使得氧饱和度的信息成为伪彩色图像。形成了。在显示装置14上同时显示血液量的图像和形成的氧饱和度的图像。