

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/078085

発行日 平成29年11月2日(2017.11.2)

(43) 国際公開日 平成29年5月11日(2017.5.11)

(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	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)

出願番号	特願2017-504445 (P2017-504445)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/082641		H O Y A 株式会社
(22) 国際出願日	平成28年11月2日(2016.11.2)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(11) 特許番号	特許第6113943号 (P6113943)	(74) 代理人	110000165
(45) 特許公報発行日	平成29年4月12日(2017.4.12)		グローバル・アイピー東京特許業務法人
(31) 優先権主張番号	特願2015-215520 (P2015-215520)	(72) 発明者	小原 佳巳
(32) 優先日	平成27年11月2日(2015.11.2)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		O Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 CA10 GA02 GA05 GA10 GA11 4C161 CC06 HH51 LL02 NN01 QQ02 QQ09 RR18

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び分析装置

(57) 【要約】

内視鏡システムは、光源装置と、前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、前記カラー画像データから、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有しない第1パラメータを生成するように構成された第1パラメータ生成部と、前記第1パラメータに基づいて前記第1特徴量を取得するように構成された第1特徴量取得部と、を有するプロセッサと、を備える。

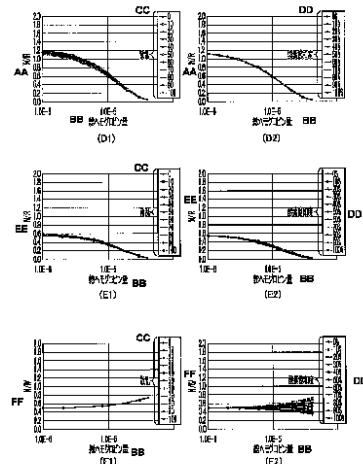


FIG. 4:
AA WR
BB Total hemoglobin
CC Scattering
DD Oxygen saturation
EE NR
FF NR

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有しない第 1 パラメータを生成するように構成された第 1 パラメータ生成部と、前記第 1 パラメータに基づいて前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 特徴量取得部と、を有するプロセッサと、
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 パラメータ生成部は、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データ X と、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データ Y と、に基づいて前記第 1 パラメータを生成するように構成される、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

20

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た RGB 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記第 1 通常観察画像データ R との比 W / R である、

請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

30

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た RGB 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R に、予め設定された係数を乗算したデータ αR であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記データ αR との比 $W / (\alpha R)$ である、

請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

40

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た RGB 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R と G 成分である第 2 通常観察画像データ G との和 $R + G$ であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記和 $R + G$ との比 $W / (R + G)$ である、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

50

前記カラー画像データXは、前記第1特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第1特殊観察画像データWであり、

前記カラー画像データYは、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得たRGB色空間上の通常観察画像データのR成分である第1通常観察画像データRとG成分である第2通常観察画像データGとを、予め設定された係数 β 及び係数 γ を用いて重み付け加算した和 $\beta R + \gamma G$ であり、

前記第1パラメータは、前記第1特殊観察画像データWと前記和 $\beta R + \gamma G$ との比 $W / (\beta R + \gamma G)$ である、請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記撮像部は、前記撮像素子による受光前の光を、RGB色空間上のRの波長域にフィルタリングするように構成されたRカラーフィルタを備え、

前記第1通常観察画像データRが、前記撮像素子のRカラーフィルタを介して撮像された画像のデータである、請求項3～6のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記光源装置が、

白色光を発する白色光源と、

前記白色光から前記第1特殊光を取り出すように構成された第1光学フィルタと、を備え、

前記白色光と前記第1特殊光とを切り替えて発する、

請求項3～7のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記プロセッサは、前記第1パラメータと前記第1特徴量との量的関係を表すデータを記憶する記憶部を備え、

前記第1特徴量取得部が、前記量的関係を表すデータを参照して、前記第1特徴量を求めるように構成される、

請求項1～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記第1特徴量が総ヘモグロビン量である、

請求項1～9のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記第1特徴量が総ヘモグロビン量であり、

前記第1特殊観察画像データWが、前記RGB色空間上のGの波長域と同じ波長域のデータである、請求項3～9のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記撮像部は、前記撮像素子の受光前の光を、RGB色空間上のGの波長域にフィルタリングするように構成されたGカラーフィルタを備え、

前記第1特殊観察画像データWが、前記Gカラーフィルタを介して前記撮像素子で撮像された画像データである、

請求項11に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記プロセッサは、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有し、且つ、前記光散乱に対して感度を有しない第2パラメータを生成するように構成された第2パラメータ生成部と、

前記第1特徴量及び前記第2パラメータに基づいて前記第2特徴量を取得するように構成された第2特徴量取得部と、を備えた、

請求項1～12のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記特徴量取得部が、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有し、且つ、前

10

20

30

40

50

記光散乱に対して感度を有しない第 2 パラメータを生成するように構成された第 2 パラメータ生成部と、

前記第 1 特徴量及び前記第 2 パラメータに基づいて前記第 2 特徴量を取得するように構成された第 2 特徴量取得部と、を備え、

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 2 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 2 特殊光を発するように構成され、

前記第 2 パラメータが、

前記第 2 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 2 特殊観察画像データ N と、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W と、の比 N/W である、

請求項 3 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記生体組織による前記第 1 特殊光の吸光度が、前記第 1 特徴量に依存し、前記第 2 特徴量に依存しないように前記第 1 特殊光の波長域が設定されている、請求項 14 に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記生体組織による前記第 2 特殊光の吸光度が、前記第 1 特徴量及び前記第 2 特徴量の両方に依存するように、前記第 2 特殊光の波長域が設定されている、請求項 15 に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

前記第 2 特徴量が酸素飽和度である、

請求項 13 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 18】

前記第 2 特殊観察画像データ N が、前記 RGB 色空間上の G の波長域と同じ波長域の画像データである、

請求項 17 に記載の内視鏡システム。

【請求項 19】

前記撮像部は、前記撮像素子の受光前の光を、RGB 色空間上の G の波長域にフィルタリングするように構成された G カラーフィルタを備え、

前記第 2 特殊観察画像データ N が、前記 G カラーフィルタを介して撮像された画像のデータである、

請求項 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 20】

前記第 1 特徴量に基づき、前記生体組織における該第 1 特徴量の分布を表す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量分布画像生成部を備えた、

請求項 1 ~ 19 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 21】

前記第 2 特徴量に基づき、前記生体組織における該第 2 特徴量の分布を表す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量分布画像生成部を備えた、

請求項 13 ~ 19 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 22】

光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有しない、第 1 パラメータを生成するように構成された第 1 パラメータ生成部と、前記第 1 パラメータに基づいて前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 特徴量取得部と、を有するプロセッサと、

を備えることを特徴とする分析装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を撮影した画像に基づいて、生体組織中の生体物質の濃度等の生体情報を取得する内視鏡システム及び分析装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡画像の色情報から、被写体である生体組織中の生体物質（例えば、ヘモグロビン）の濃度を定量する機能を備えた内視鏡装置が知られている。このような内視鏡装置の一例が特許文献１に記載されている。

【0003】

特許文献１に記載の内視鏡装置は、ヘモグロビンの吸収帯（Ｑ帯）内の２種類の波長域の照明光をそれぞれ使用して撮影した２つの内視鏡画像の色情報に基づいて、総ヘモグロビン量を示す指標と、酸素飽和度を示す指標を計算する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献１】国際公開第２０１４／１９２７８１号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

撮像画像上の生体組織の色は、生体組織による照明光の光散乱（以下、単に「散乱」ともいう。）の影響を受ける。しかしながら、特許文献１に記載の内視鏡装置では、各指標の計算において、上記散乱に起因する分光特性の変化が考慮されていない。そのため、散乱の強さによって指標の計算結果が変動する、すなわち、算出された指標値に、散乱に起因する誤差が含まれるという問題があった。

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、散乱に起因する誤差を補正し、より精度の高い分光学的分析が可能な内視鏡システム及び分析装置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】

【0007】

本発明の一態様は、内視鏡システムであり、以下の態様を含む。

【0008】

（態様１）

光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第１特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有しない第１パラメータを生成するように構成された第１パラメータ生成部と、前記第１パラメータに基づいて前記第１特徴量を取得するように構成された第１特徴量取得部と、を有するプロセッサと、を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【0009】

（態様２）

前記第１パラメータ生成部は、前記生体組織の第１特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データＸと、前記生体組織の第１特徴量に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データＹと、に基づいて前記第１パラメータを生成するように構成される、態様１に記載の内視鏡システム。

【0010】

10

20

30

40

50

(態 様 3)

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た R G B 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記第 1 通常観察画像データ R との比 W / R である、

態様 2 に記載の内視鏡システム。

10

【 0 0 1 1 】

(態 様 4)

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た R G B 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R に、予め設定された係数を乗算したデータ αR であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記データ αR との比 $W / (\alpha R)$ である、

20

態様 2 に記載の内視鏡システム。

この場合、前記係数は、予め、前記第 1 特徴量が既知のサンプルを用いた予備試験によって求めることが好ましい。すなわち、前記プロセッサは、前記内視鏡システムの使用を始める前に、前記既知のサンプルを用いた予備試験を行って、前記係数 α を定めて記憶しておくことが好ましい。

【 0 0 1 2 】

(態 様 5)

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

30

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た R G B 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R と G 成分である第 2 通常観察画像データ G との和 $R + G$ であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記和 $R + G$ との比 $W / (R + G)$ である、態様 2 に記載の内視鏡システム。

【 0 0 1 3 】

(態 様 6)

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成され、

40

前記カラー画像データ X は、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W であり、

前記カラー画像データ Y は、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た R G B 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R と G 成分である第 2 通常観察画像データ G とを、予め設定された係数 β 及び係数 γ を用いて重み付け加算した和 $\beta R + \gamma G$ であり、

前記第 1 パラメータは、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記和 $\beta R + \gamma G$ との比 $W / (\beta R + \gamma G)$ である、態様 2 に記載の内視鏡システム。

50

この場合、前記係数 α 及び前記係数 β は、予め、前記第 1 特徴量が既知のサンプルを用

いた予備試験によって求めることが好ましい。すなわち、前記プロセッサは、前記内視鏡システムの使用を始める前に、前記既知のサンプルを用いた予備試験を行って、前記係数 β 及び前記係数 γ を定めて記憶しておくことが好ましい。

【0014】

(態様7)

前記撮像部は、前記撮像素子による受光前の光を、RGB色空間上のRの波長域にフィルタリングするように構成されたRカラーフィルタを備え、

前記第1通常観察画像データRが、前記撮像素子のRカラーフィルタを介して撮像された画像のデータである、態様3～6のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0015】

10

(態様8)

前記光源装置が、

白色光を発する白色光源と、

前記白色光から前記第1特殊光を取り出すように構成された第1光学フィルタと、を備え、

前記白色光と前記第1特殊光とを切り替えて発する、

態様3～7のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0016】

(態様9)

前記プロセッサは、前記第1パラメータと前記第1特徴量との量的関係を表すデータを記憶する記憶部を備え、

前記第1特徴量取得部が、前記量的関係を表すデータを参照して、前記第1特徴量を求めるように構成される、

態様1～8のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0017】

20

(態様10)

前記第1特徴量が総ヘモグロビン量である、

態様1～9のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0018】

(態様11)

30

前記第1特徴量が総ヘモグロビン量であり、

前記第1特殊観察画像データWが、前記RGB色空間上のGの波長域と同じ波長域のデータである、態様3～9のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0019】

(態様12)

前記撮像部は、前記撮像素子の受光前の光を、RGB色空間上のGの波長域にフィルタリングするように構成されたGカラーフィルタを備え、

前記第1特殊観察画像データWが、前記Gカラーフィルタを介して前記撮像素子で撮像された画像データである、

態様11に記載の内視鏡システム。

40

【0020】

(態様13)

前記プロセッサは、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有し、且つ、前記光散乱に対して感度を有しない第2パラメータを生成するように構成された第2パラメータ生成部と、

前記第1特徴量及び前記第2パラメータに基づいて前記第2特徴量を取得するように構成された第2特徴量取得部と、を備えた、

態様1～12のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0021】

50

(態 様 1 4)

前記特徴量取得部が、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有し、且つ、前記光散乱に対して感度を有しない第2パラメータを生成するように構成された第2パラメータ生成部と、

前記第1特徴量及び前記第2パラメータに基づいて前記第2特徴量を取得するように構成された第2特徴量取得部と、を備え、

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記第2特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第2特殊光を発するように構成され、

前記第2パラメータが、

前記第2特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第2特殊観察画像データNと、前記第1特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第1特殊観察画像データWと、の比 N/W である、

態様3～8のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0022】

(態 様 1 5)

前記生体組織による前記第1特殊光の吸光度が、前記第1特徴量に依存し、前記第2特徴量に依存しないように前記第1特殊光の波長域が設定されている、態様14に記載の内視鏡システム。

【0023】

(態 様 1 6)

前記生体組織による前記第2特殊光の吸光度が、前記第1特徴量及び前記第2特徴量の両方に依存するように、前記第2特殊光の波長域が設定されている、態様15に記載の内視鏡システム。

【0024】

(態 様 1 7)

前記第2特徴量が酸素飽和度である、

態様13～16のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0025】

(態 様 1 8)

前記第2特殊観察画像データNが、前記RGB色空間上のGの波長域と同じ波長域の画像データである、

態様17に記載の内視鏡システム。

【0026】

(態 様 1 9)

前記撮像部は、前記撮像素子の受光前の光を、RGB色空間上のGの波長域にフィルタリングするように構成されたGカラーフィルタを備え、

前記第2特殊観察画像データNが、前記Gカラーフィルタを介して撮像された画像のデータである、

態様18に記載の内視鏡システム。

【0027】

(態 様 2 0)

前記第1特徴量に基づき、前記生体組織における該第1特徴量の分布を表す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量分布画像生成部を備えた、

態様1～19のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

【0028】

(態 様 2 1)

前記第2特徴量に基づき、前記生体組織における該第2特徴量の分布を表す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量分布画像生成部を備えた、

態様13～19のいずれか1つに記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

本発明の他の態様は、分析装置であり、以下の態様を含む。

光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有しない、第 1 パラメータを生成するように構成された第 1 パラメータ生成部と、前記第 1 パラメータに基づいて前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 特徴量取得部と、を有するプロセッサと、

を備えることを特徴とする分析装置。

10

【発明の効果】

【 0 0 3 0 】

上述の内視鏡システム及び分析装置によれば、散乱に起因する誤差が低減され、より精度の高い分光学的分析が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1】ヘモグロビンの Q 帯の吸収スペクトルである。

【図 2】生体組織の分光特性のシミュレーション結果の例を示す図である。

【図 3】各種パラメータと生体情報との相関の例を表すグラフである。

【図 4】各種パラメータと生体情報との相関の例を表すグラフである。

20

【図 5】各種パラメータと生体情報との相関の例を表すグラフである。

【図 6】本実施形態の内視鏡システムの一例のブロック図である。

【図 7】図 6 に示す内視鏡システムのコントローラの構成の一例を説明するブロック図である。

【図 8】撮像素子に内蔵されるカラーフィルタの透過スペクトルの一例を示す図である。

【図 9】本実施形態で用いる回転フィルタの一例の外観図である。

【図 10】本実施形態に係る分光分析処理の一例を説明するフローチャートである。

【図 11】本発明実施形態に係る内視鏡システムによって生成される画像情報の表示例であり、(a) は酸素飽和度分布画像の 2 次元表示例を示す図であり、(b) は酸素飽和度分布画像の 3 次元表示例を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 2 】

以下、本実施形態について、図面を参照しながら説明する。

以下に説明する本実施形態の内視鏡システム（以降、内視鏡装置ともいう）は、波長域の異なる光成分を持つ撮像対象の像の画像データに基づいて被写体の生体情報（例えば、総ヘモグロビン量や酸素飽和度等の生体組織の特徴量）を定量的に分析して、分析結果を画像化して表示するシステムである。上記画像データを取得するには、生体組織の像を、生体情報が算出できるように所定の波長域に分けて受光して撮像してもよいが、ノイズが少なく精度のよい上記画像データを取得するには、互いに異なる所定の波長域の複数の光により照明された生体組織を撮像することにより、波長域の異なる成分を強調して取得することが好ましい。

40

以下に説明する総ヘモグロビン量及び酸素飽和度の定量分析では、血液の分光特性（すなわち、ヘモグロビンの分光特性）が総ヘモグロビン量や酸素飽和度に応じて連続的に変化する性質が利用される。

【 0 0 3 3 】

本明細書では、画像あるいは画像データにおける R 成分、R 画素、あるいはカラーフィルタにおける R カラーフィルタ等の中の「R」は、RGB 色空間上の R（赤）であり、光の可視波長域の範囲である 360 ~ 830 nm のうち、570 nm 以上の波長域中の波長域を意味し、例えば、580 ~ 700 nm の波長域を意味する。また、画像あるいは画像データにおける G 成分、G 画素、あるいはカラーフィルタにおける G カラーフィルタ等の

50

中の“G”は、RGB色空間上のG（緑）であり、光の可視波長域の範囲である360～830nmのうち、例えば470～620nmの波長域中の波長域を意味する。画像あるいは画像データにおけるB成分、B画素、あるいはカラーフィルタにおけるBカラーフィルタ等の中の“B”は、RGB色空間上のB（青）であり、光の可視波長域の範囲である360～830nmのうち、530nm以下の波長域中の波長域を意味し、例えば、420～520nmの波長域を意味する。また、「R」、「G」、「B」は、単独で、画像のR画素、G画素、B画素の画素値を表す場合もある。

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、上記R、G、Bにおける上記波長域の成分を含む光であればよい。

【0034】

10

< 生体組織の分光特性と生体情報の計算原理 >

本実施形態の内視鏡装置の詳しい構成を説明する前に、ヘモグロビンの分光特性と、本実施形態に係る酸素飽和度等の生体組織の特徴量（生体情報）の計算原理について説明する。

【0035】

図1に、550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロビンは、550nm付近にポルフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度に応じて変化する。酸素飽和度は、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンHbO₂が占める割合である。図1における実線の波形は、酸素飽和度が100%の酸化ヘモグロビンHbO₂の吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度が0%の場合の吸収スペクトル、すなわち、還元ヘモグロビンHbの吸収スペクトルである。また、短破線は、その中間の酸素飽和度が10、20、30、・・・90%におけるヘモグロビン（酸素化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbの混合物）の吸収スペクトルである。

20

【0036】

図1に示されるように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンHbO₂と還元ヘモグロビンHbは互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンHbO₂は、波長542nm付近の吸収ピークP₁と、波長576nm付近の吸収ピークP₃を有している。一方、還元ヘモグロビンHbは、556nm付近に吸収ピークP₂を有している。図1は、各成分（酸素化ヘモグロビンHbO₂、還元ヘモグロビンHb）の濃度の和が一定となる2成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度（すなわち、酸素飽和度）によらず吸収が一定となる等吸収点E₁、E₂、E₃、E₄が現れる。以下の説明では、等吸収点E₁とE₂とで挟まれた波長領域を波長域R₁、等吸収点E₂とE₃とで挟まれた波長領域を波長域R₂、等吸収点E₃とE₄とで挟まれた波長領域を波長域R₃と呼ぶ。また、等吸収点E₁とE₄とで挟まれた波長領域（すなわち波長域R₁、R₂及びR₃を合わせたもの）を波長域R₀と呼ぶ。また、以下の説明において、波長域R₂をN帯（Narrow-band）、波長域R₀をW帯（Wide-band）とも称する。

30

このように、上記波長域R₀及び波長域R₂は、酸素飽和度によらず吸収が一定になる点と、酸素飽和度によって吸収が変化する領域とを有する波長域に基づいて定められる。上記波長域R₀及び波長域R₂の範囲は、特に限定されないが、上記酸素飽和度による変化が大きい領域に基づいて定められることが好ましい。例えば、W帯については、500nm～600nmの範囲内とすることが好ましく、520nm～590nmの範囲内とすることがより好ましい。また、N帯については、例えば、W帯の範囲内で、W帯よりも範囲が狭く、且つ、520nm～590nmの範囲内とすることが好ましく、540nm～580nmの範囲内とすることがより好ましい。

40

【0037】

図1に示されるように、隣接する等吸収点間の波長域では、ヘモグロビンの吸収度は酸素飽和度に対して線形的に増加又は減少する。

【0038】

具体的には、波長域R₁、R₃におけるヘモグロビンの吸収度の積分値AR₁、AR₃

50

は、酸素化ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。また、波長域 R 2 におけるヘモグロビンの吸収度の積分値 A R 2 は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

【 0 0 3 9 】

ここで、酸素飽和度は次の数式 1 により定義される。

【 0 0 4 0 】

【 数 1 】

$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

10

但し、

S a t : 酸素飽和度

[H b] : 還元ヘモグロビンの濃度

[H b O] : 酸素化ヘモグロビンの濃度

[H b] + [H b O] : 総ヘモグロビン量 (t H b)

【 0 0 4 1 】

また、数式 1 より、酸素化ヘモグロビン H b O 及び還元ヘモグロビン H b の濃度を表す数式 2、数式 3 が得られる。

20

【 0 0 4 2 】

【 数 2 】

$$[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

【 0 0 4 3 】

【 数 3 】

$$[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

30

【 0 0 4 4 】

従って、ヘモグロビンの吸収度の積分値 A R 1、A R 2 及び A R 3 は、酸素飽和度 S a t と総ヘモグロビン量 t H b の両方に依存する特性量となる。

【 0 0 4 5 】

また、本件特許出願人における研究により、波長域 R 1、R 2 及び R 3 からなる波長域 R 0 におけるヘモグロビンの吸収度の積分値 A R 0 は、酸素飽和度 S a t には依存せず、総ヘモグロビン量 t H b に応じて変化する値となることが判明している。

【 0 0 4 6 】

従って、吸収度の積分値 A R 0 から総ヘモグロビン量 t H b を定量することができる。また、吸収度の積分値 A R 1、A R 2 又は A R 3 と、吸収 A R 0 から定量した総ヘモグロビン量 t H b とから、酸素飽和度 S a t を定量することができる。なお、図 1 に示されるように、波長域 R 1、R 2 及び R 3 のうち、酸素飽和度 S a t による吸収度の積分値の変化量、すなわち、図 1 中の実線の波形と長破線の波形とで囲まれた領域の面積は、波長域 R 0 ~ R 3 の中で波長域 R 2 において最も大きく、波長域 R 2 の吸収度の積分値 A R 2 が酸素飽和度 S a t に対して最も感度の高い特性量となる。後述する実施形態では、波長域 R 2 (N 帯) の光を使用して酸素飽和度 S a t の定量が行われる。

40

【 0 0 4 7 】

次に、生体組織の分光特性における散乱の影響について説明する。

図 2 は、シミュレーション計算によって得られた生体組織の可視域における分光特性である反射スペクトルの一例であり、分光特性に与える光散乱の影響を示したものである。

50

図 2 の各グラフの横軸は波長を表し、縦軸は反射率を表す。消化管内壁等の生体組織の反射スペクトルは、生体組織を構成する成分による吸収特性、具体的には、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸収スペクトル特性に加えて、生体組織による光散乱の波長特性の影響を受ける。図 2 (a) は光散乱が全く無い場合の反射スペクトルであり、図 2 (c) はヘモグロビンによる吸収が全くなく、光散乱がある場合の反射スペクトルであり、図 2 (b) は反射スペクトルにおける生体組織の光散乱の寄与 (散乱による光の減衰) とヘモグロビンの吸収の寄与 (吸収による光の減衰) が同程度である場合の反射スペクトルである。

【 0 0 4 8 】

図 2 に示されるように、生体組織の分光特性は、光散乱の強さによって変化するため、光散乱の程度を考慮することなく生体組織の分光特性に基づいて計算された酸素飽和度 $S a t$ 等の生体情報は、光散乱の強さによって値が変わり得る。すなわち、生体組織の分光特性 (例えば波長域 $R 2$ における反射率) をそのまま使用して生体情報を計算すると、光散乱に起因する誤差を含んだ計算結果が得られることになる。精度の高い分析結果を得るためには、光散乱に起因する誤差を補正する必要がある。

10

【 0 0 4 9 】

光散乱に起因する誤差を補正する方法としては、生体組織の分光特性から酸素飽和度 $S a t$ 等の生体情報を計算した後に誤差を補正する方法や、生体組織の分光特性から光散乱に依存しない中間パラメータを生成し、中間パラメータを生成する段階で光散乱に依存する成分を取り除き、その中間パラメータと生体情報、すなわち生体組織の特徴量との相関関係から生体情報を計算する方法がある。本実施形態は、後者の手法により、光散乱に起因する誤差を含まない生体情報を取得するものである。この手法を実現するために、本発明者は、取得すべき生体情報、例えば、生体組織の特徴量である総ヘモグロビン量 $t H b$ あるいは酸素飽和度 $S a t$ に対して強い感度 (相関) を有すると共に、光散乱に対して殆ど感度を有しないパラメータの探索を行った。

20

【 0 0 5 0 】

図 3 - 5 は、内視鏡画像データから取得可能な各種パラメータと、総ヘモグロビン量 $t H b$ 及び酸素飽和度 $S a t$ との相関の一例を表すグラフであり、各種パラメータのシミュレーション結果をプロットしたグラフである。各グラフの横軸は総ヘモグロビン量 $t H b$ を表し、縦軸は各パラメータの値を表す。また、表 1 は、図 3 - 5 の各グラフの諸元を纏めたものである。

30

【 0 0 5 1 】

なお、表 1 における「感度」は、図 3 - 5 の各グラフから読み取れる、総ヘモグロビン量 $t H b$ 、光散乱の強さ及び酸素飽和度 $S a t$ の変化に対する各パラメータの感度、いいかえると変動幅の大きさを三段階の星印で示したものである。星印が多いほどパラメータの感度が高い、すなわち変動幅が大きいことを示している。

【 0 0 5 2 】

【表 1】

グラフ	パラメータ	設定		総ヘモグロビン量	感度	
		散乱の寄与度	酸素飽和度		散乱	酸素飽和度
図3	(A1)	G/R	0~100	100%	★★★	★★
	(A2)		0	0~100%		★
	(B1)	B/R	0~100	100%	★★	★★★
	(B2)		0	0~100%		★★
	(C1)	B/G	0~100	100%	★★	★★
	(C2)		0	0~100%		★★★
図4	(D1)	W/R	0~100	100%	★★★	★
	(D2)		0	0~100%		★
	(E1)	N/R	0~100	100%	★★	★
	(E2)		0	0~100%		★
	(F1)	N/W	0~100	100%	★	★
	(F2)		0	0~100%		★★
図5	(G1)	W/(R+G)	0~100	100%	★★	★
	(G2)		0	0~100%		★

10

【0053】

20

図3のグラフ(A1)及び(A2)は、パラメータ「G/R」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「G」は、白色光を生体組織の照明光として使用した通常観察で得られるG画素(緑色のGカラーフィルタが装着された色画素)の画素値である。また、「R」は、上記通常観察で得られるR画素(赤色のRカラーフィルタが装着された色画素)の画素値である。そして、パラメータ「G/R」は、通常観察で得られた画素値Gを画素値Rで除したものである。通常観察とは、後述する白色光WLで生体組織を撮像して、RGB色空間上のR成分、G成分、及びB成分の画像を取得することをいう。

【0054】

なお、本明細書において、画素値とは、RGB原色系カラーフィルタを備えたイメージセンサの撮像信号(所謂RAWデータ)の画素値に限らず、撮像信号からデモザイク処理(補間処理)やリニアマトリクス処理等の各種画像処理を経て得られる画像データの画素値も含まれる。例えば、補色系のカラーフィルタを備えたイメージセンサの撮像信号をデモザイク処理及び色空間変換処理して得られるRGB色空間上のR成分、G成分、及びB成分の画像データに含まれる各画素の値をそれぞれR画素値、G画素値及びB画素値として使用して、後述する各処理を行うこともできる。

30

【0055】

図3のグラフ(B1)及び(B2)は、パラメータ「B/R」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「B」は、白色光WLを使用した通常観察で得られるB画素(青色のBカラーフィルタが装着された色画素)の画素値である。パラメータ「B/R」は、通常観察で得られた画素値Bを画素値Rで除したものである。

40

【0056】

図3のグラフ(C1)及び(C2)は、パラメータ「B/G」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。パラメータ「B/G」は、通常観察で得られた画素値Bを画素値Gで除したものである。

【0057】

図4のグラフ(D1)及び(D2)は、パラメータ「W/R」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「W」は、図1に示される波長域R0(W帯)の照明光を使用した特殊観察で得られるG画素の画素値である。なお、後述するように、波長域R0は撮像素子のG画素が感度を有する波長域に含まれる。パラメータ「W/R」は、W帯の照明光を使用した特殊観察で得られたG画素の画素値Wを通常観察で得られた画素値Rで

50

除したものである。

【 0 0 5 8 】

図 4 のグラフ (E 1) 及び (E 2) は、パラメータ「 N / R 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。「 N 」は、図 1 に示される波長域 R 2 (N 帯) の照明光を使用した特殊観察で得られる G 画素の画素値である。パラメータ「 N / R 」は、 N 帯の照明光を使用した特殊観察で得られた G 画素の画素値 N を通常観察で得られた画素値 R で除したものである。

【 0 0 5 9 】

図 4 のグラフ (F 1) 及び (F 2) は、パラメータ「 N / W 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。パラメータ「 N / W 」は、 N 帯の照明光を使用した特殊観察で得られた G 画素の画素値 N を、 W 帯の照明光を使用した特殊観察で得られた G 画素の画素値 W で除したものである。

10

【 0 0 6 0 】

図 5 のグラフ (G 1) 及び (G 2) は、パラメータ「 W / (R + G) 」のシミュレーション結果をプロットしたグラフである。パラメータ「 W / (R + G) 」は、 W 帯の照明光を使用した特殊観察で得られた G 画素の画素値 W を、白色光 W L を照明光として使用した通常観察で得られる R 画素の画素値 R と G 画素の画素値 G との和「 R + G 」で除したものである。

【 0 0 6 1 】

また、図 3 乃至図 5 における左側のグラフ (A 1) 、 (B 1) 、 (C 1) 、 (D 1) 、 (E 1) 、 (F 1) 、 (G 1) は、酸素飽和度 S a t を 1 0 0 % に固定し、光散乱の寄与度 (光散乱の強さを表すパラメータ) を 0 ~ 1 0 0 単位にかけて 1 0 単位ずつ変化させたものを重ねてプロットしたものである。これらのグラフから、各パラメータの光散乱に対する感度の大きさを知ることができる。

20

【 0 0 6 2 】

また、図 3 乃至図 5 における右側のグラフ (A 2) 、 (B 2) 、 (C 2) 、 (D 2) 、 (E 2) 、 (F 2) 、 (G 2) は、散乱の寄与度を 0 単位に固定し、酸素飽和度 S a t を 0 ~ 1 0 0 % にかけて 1 0 % ずつ変化させたものを重ねてプロットしたものである。これらのグラフから、各パラメータの酸素飽和度 S a t に対する感度の大きさを知ることができる。

30

【 0 0 6 3 】

表 1 及び図 4 のグラフ (D 1) 、 (D 2) に示されるように、パラメータ「 W / R 」は、総ヘモグロビン量 t H b に対して大きな感度を有する一方、光散乱や酸素飽和度 S a t に対しては殆ど感度を有していない。そのため、パラメータ「 W / R 」の値により総ヘモグロビン量 t H b の値が一意的に決まる。すなわち、画像データから得られるパラメータ「 W / R 」の値と、グラフ (D 1) 、 (D 2) に表される総ヘモグロビン量 t H b とパラメータ「 W / R 」との定量関係から、光散乱や酸素飽和度 S a t に依存しない正確な総ヘモグロビン量 t H b を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

また、表 1 及び図 4 のグラフ (F 1) 、 (F 2) に示されるように、パラメータ「 N / W 」は、酸素飽和度 S a t に対して大きな感度を有しながら、光散乱に対しては殆ど感度を有していない。そのため、総ヘモグロビン量 t H b が既知であれば、グラフ (F 2) により、パラメータ「 N / W 」の値から酸素飽和度 S a t の値が一意的に決まる。具体的には、各画素値から得られる総ヘモグロビン量 t H b の値とパラメータ「 N / W 」の値とからなる数値対に最も適合するグラフ (F 2) 上のプロットを選択すると、そのプロットに対応する酸素飽和度 S a t の値として、その画素に写された生体組織の酸素飽和度 S a t が得られる。なお、総ヘモグロビン量 t H b の値は、画像データから得られるパラメータ「 W / R 」の値と、グラフ (D 1) 、 (D 2) に表される総ヘモグロビン量 t H b とパラメータ「 W / R 」との関係とから得られる。

40

【 0 0 6 5 】

50

また、表 1 及び図 5 のグラフ (G 1)、(G 2) に示されるように、パラメータ「 $W / (R + G)$ 」、すなわち比 $W / (R + G)$ も、上述したパラメータ「 W / R 」と同様に、総ヘモグロビン量 $t H b$ に対しては感度を有するが、光散乱や酸素飽和度 $S a t$ に対しては殆ど感度を有しないため、グラフ (G 1)、(G 2) に表される総ヘモグロビン量 $t H b$ とパラメータ「 $W / (R + G)$ 」との定量関係から、光散乱や酸素飽和度 $S a t$ に依存しない正確な総ヘモグロビン量 $t H b$ の値が得られる。

【 0 0 6 6 】

以上のように、グラフ (D 1)、(D 2) 若しくはグラフ (G 1)、(G 2) で表される関係と、グラフ (F 2) 又は (C 2) で表される関係とを使用して、簡単な計算により、散乱による誤差を殆ど含まない、総ヘモグロビン量 $t H b$ 及び酸素飽和度 $S a t$ の正確な値を得ることができる。以降、これらのパラメータ W / R 、パラメータ $W / (R + G)$ 、及びパラメータ N / W 等は、比 W / R 、比 $W / (R + G)$ 、比 N / W 等ともいう。

10

【 0 0 6 7 】

なお、図 4 のグラフ (D 1) あるいは図 5 のグラフ (G 1) における「 W / R 」あるいは「 $W / (R + G)$ 」の分子「 W 」は、上述したように、酸素飽和度 $S a t$ には依存せず、総ヘモグロビン量 $t H b$ に応じて変化するヘモグロビンの吸収度の積分値 $A R 0$ を反映するような波長域 $R 0$ (W 帯) の照明光を利用した画像の画素値であるので、「 W 」は、酸素飽和度 $S a t$ には依存せず、総ヘモグロビン量 $t H b$ によって変化する値である。この「 W 」は、図 2 (b) で示したような光散乱の影響を受けている。一方、グラフ (D 1) あるいはグラフ (G 1) に示すように、「 W / R 」あるいは「 $W / (R + G)$ 」は光散乱の影響を受けていないので、「 W / R 」あるいは「 $W / (R + G)$ 」における分母「 R 」あるいは「 $(R + G)$ 」は、は光散乱の程度を示す情報を有している。

20

したがって、「 W / R 」あるいは「 $W / (R + G)$ 」の分子「 W 」は、生体組織の総ヘモグロビン量 $t H b$ に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像の画像データであり、分母「 R 」あるいは「 $(R + G)$ 」は、生体組織の総ヘモグロビン量 $t H b$ に対して感度を有さず、且つ、生体組織による光散乱に対して感度する波長域の成分を持つ像の画像データである。所定の波長域の成分を持つ像の画像データとは、所定の波長域の成分を持った光で形成された像の画像データであることをいう。このため、「 W 」の画像データと、「 R 」あるいは「 $(R + G)$ 」の画像データに基づいて、総ヘモグロビン量 $t H b$ に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有しないパラメータを生成することができる。

30

【 0 0 6 8 】

このような知見に基づいて、以下、複数の画像データから総ヘモグロビン量 $t H b$ 及び酸素飽和度 $S a t$ の算出が行われる。総ヘモグロビン量 $t H b$ の算出では、総ヘモグロビン量 $t H b$ とパラメータ W / R との定量関係を表す数値テーブル $T 1$ (又は関数) が用いられ、この数値テーブル $T 1$ を参照して、生体組織における比 W / R から総ヘモグロビン量 $t H b$ を算出することができる。また、総ヘモグロビン量 $t H b$ の算出では、総ヘモグロビン量 $t H b$ とパラメータ $W / (R + G)$ との定量関係を表す数値テーブル $T 1$ (又は関数) が用いられ、この数値テーブル $T 1$ を参照して、生体組織における比 $W / (R + G)$ から総ヘモグロビン量 $t H b$ を算出することもできる。酸素飽和度 $S a t$ の算出では、総ヘモグロビン量 $t H b$ 、パラメータ N / W 及び酸素飽和度 $S a t$ の定量関係を表す数値テーブル $T 2$ (又は関数) が用いられ、この数値テーブル $T 2$ を参照して、生体組織における比 N / W から酸素飽和度 $S a t$ を算出することができる。パラメータ N / W は、上述したように、生体組織の酸素飽和度 $S a t$ (第 2 特徴量) に対して感度を有し、且つ、総ヘモグロビン量 $t H b$ (第 1 特徴量) 及び光散乱に対して感度を有しないパラメータである。

40

【 0 0 6 9 】

< 内視鏡装置の構成 >

図 6 は、本実施形態に係る内視鏡装置 1 の構成の一例を示すブロック図である。図 7 は、内視鏡装置 1 のコントローラの構成の一例を説明するブロック図である。本実施形態の

50

内視鏡装置 1 は、電子内視鏡 100、プロセッサ 200、及びモニタ 300 を備えている。電子内視鏡 100 及びモニタ 300 は、プロセッサ 200 に着脱可能に接続されている。また、プロセッサ 200 には、光源部 400 及び画像処理部 500 が内蔵されている。

【0070】

電子内視鏡 100 は、被検者の体内に挿入される挿入管 110 を有している。電子内視鏡 100 の内部には、略全長に亘って延びるライトガイド 131 が設けられている。ライトガイド 131 の一端部（先端部 131a）は、挿入管 110 の先端部（挿入管先端部 111）に配置されており、ライトガイド 131 の他端部（基端部 131b）は、プロセッサ 200 に接続されている。プロセッサ 200 は、キセノンランプ等の光量の大きい白色光 WL を生成する光源ランプ 430 等を備えた光源部 400 を内蔵しており、この光源部 400 によって生成された照明光 IL は、ライトガイド 131 の基端 131b に入射するようになっている。ライトガイド 131 の基端 131b に入射した光は、ライトガイド 131 を通ってその先端部 131a に導かれ、先端部 131a から放射される。電子内視鏡 100 の挿入管先端部 111 には、ライトガイド 131 の先端部 131a と対向して配置された配光レンズ 132 が設けられており、ライトガイド 131 の先端部 131a から放射される照明光 IL は、配光レンズ 132 を通過して、挿入管先端部 111 の近傍の生体組織 T を照明する。

【0071】

また、挿入管先端部 111 には対物光学系 121 及び撮像素子 141 が設けられている。生体組織 T の表面で反射又は散乱された照明光 IL の一部（戻り光）は、対物光学系 121 に入射し、集光されて、撮像素子 141 の受光面上で結像する。本実施形態の撮像素子 141 は、その受光面にカラーフィルタ 141a を備えたカラー画像撮像用の CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサである。撮像素子 141 には、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の他の種類の撮像素子を使用してもよい。対物光学系 121 と、カラーフィルタ 141a と、撮像素子 141 は、撮像部 122 を構成する。

【0072】

カラーフィルタ 141a は、赤色の光を通過させる R カラーフィルタと、緑色の光を通過させる G カラーフィルタと、青色の光を通過させる B カラーフィルタとが配列され、撮像素子 141 の各受光素子上に直接形成された、いわゆるオンチップフィルタである。すなわち、カラーフィルタ 141a は、撮像素子 141 による受光前の光を、RGB 色空間上の R、G、B それぞれの波長域にフィルタリングするように構成されている。R、G、B の各フィルタは、図 8 に示されるような分光特性を有している。図 8 は、撮像素子 141 に内蔵されるカラーフィルタの透過スペクトルの一例を示す図である。本実施形態の R カラーフィルタは、波長約 570nm より長波長の光を通過させるフィルタであり、G カラーフィルタは、波長約 470nm ~ 620nm の光を通過させるフィルタであり、B カラーフィルタは、波長約 530nm より短波長の光を通過させるフィルタである。

【0073】

撮像素子 141 は、後述する画像処理部 500 と同期して駆動するように制御され、受光面上で結像した生体組織の像に対応する撮像信号を、周期的に（例えば、1/30 秒間隔で）出力する。撮像素子 141 から出力された撮像信号は、ケーブル 142 を介してプロセッサ 200 の画像処理部 500 に送られる。

【0074】

画像処理部 500 は、A/D 変換回路 510、一時記憶メモリ 520、コントローラ 530、ビデオメモリ 540 及び信号処理回路 550 を備えている。A/D 変換回路 510 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 からケーブル 142 を介して入力される撮像信号を A/D 変換してデジタル画像データを出力する。A/D 変換回路 510 から出力されるデジタル画像データは、一時記憶メモリ 520 に送られ記憶される。デジタル画像データには、R カラーフィルタが装着された受光素子によって撮像された R デジタル画像データ、G カラーフィルタが装着された受光素子によって撮像された G デジタル画像データ及び

Bカラーフィルタが装着された受光素子によって撮像されたBデジタル画像データが含まれている。

【0075】

コントローラ530は、一時記憶メモリ520に記憶された単数又は複数のデジタル画像データを処理してモニタ300に表示させる画面データを生成し、これをビデオメモリ540に送る。例えば、コントローラ530は、生体組織の総ヘモグロビン量 tHb の分布を表す画像データ及び酸素飽和度 Sat の分布を表す画像データから生成される画面データ、単一のデジタル画像データから生成された画面データ、複数のデジタル画像データの画像が並べられた画面データ、或いは複数のデジタル画像データに基づいて画素 (x, y) 毎に生体組織 T の反射スペクトルを生成し、これによって健常部と病変部とを色別した画像を含む画面データや、特定の画素 (x, y) に対応する生体組織 T の反射スペクトルのグラフ表示を含む画面データ等を生成して、これをビデオメモリ540に記憶させる。

10

【0076】

コントローラ530は、図7に示すように、内部メモリ532と、第1パラメータ生成部533と、第1特徴量取得部534と、第2パラメータ生成部535と、第2特徴量取得部536と、特徴量分布画像生成部537と、コントローラ本体部538と、を主に有する。

【0077】

内部メモリ532は、後述する各照明光を用いて撮像したデジタル画像データを記憶し、さらに、総ヘモグロビン量 tHb と上述したパラメータ W/R との定量関係を表す数値テーブル $T1$ （又は関数）、及び総ヘモグロビン量 tHb 、上述したパラメータ N/W 及び酸素飽和度 Sat の定量関係を表す数値テーブル $T2$ （又は関数）を保持する。これらの記憶された情報は、必要に応じて呼び出される。

20

【0078】

第1パラメータ生成部533は、内部メモリ532に記憶されたカラー画像データから、パラメータ（第1パラメータ） W/R の値を画素毎に生成する。パラメータ W/R の値は、波長域 $R0$ （ W 帯）の光による生体組織を撮像素子141で撮像して得た第1特殊観察画像データ W と、白色光 WL の照明下で生体組織を撮像して得た RGB 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第1通常観察画像データ R の、同じ画素位置における画素値の比である。波長域 $R0$ は、白色光 WL の波長域と異なり、総ヘモグロビン量 tHb （第1特徴量）の程度に応じて生体組織による吸光度が異なる波長域である。第1通常観察画像データ R は、撮像素子141の R カラーフィルタを介して撮像された画像のデータである。パラメータ W/R は、図4のグラフ（ $D1$ ）、（ $D2$ ）に示すように、生体組織の総ヘモグロビン量 tHb に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有さないパラメータである。

30

【0079】

第1特徴量取得部534は、パラメータ W/R の値に基づいて総ヘモグロビン量 tHb を取得する。第1特徴量取得部534は、内部メモリ532に保持されている総ヘモグロビン量 tHb とパラメータ W/R との定量関係を表す数値テーブル $T1$ （又は関数）を呼び出して参照することにより、パラメータ W/R の値から画素毎に総ヘモグロビン量 tHb を求める。すなわち、第1特徴量取得部534は、パラメータ W/R に基づいて総ヘモグロビン量 tHb （第1特徴量）を取得する。パラメータ W/R は、白色光と波長域が異なり、総ヘモグロビン量 tHb （第1特徴量）の程度に応じて生体組織による吸光度が異なる第1特殊光の照明下で生体組織を撮像して得た第1特殊観察画像データ W と、白色光の照明下で生体組織を撮像して得た RGB 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第1通常観察画像データ R との比である。

40

なお、撮像素子141の種類及びカラーフィルタ141aのフィルタ特性によっては、第1特殊観察画像データ W や R 成分が含む像の波長域は変化する他、内視鏡システム10の装置間誤差によっても第1特殊観察画像データ W や R 成分の含む像の波長域は変化する

50

。このため、適切な係数 α を定め、この係数 α を第1通常観察画像データRに乗算したデータ αR を、第1通常観察画像データRの代わりに用いて算出されるパラメータ $W/(\alpha R)$ を、パラメータ W/R の代わりに用いることも好ましい。この係数 α は、予め、総ヘモグロビン量 tHb 及び酸素飽和度 Sat が既知のサンプルを用いた予備試験によって求めることができる。すなわち、プロセッサ200は、内視鏡システム10の使用を始める前に、上記既知のサンプルを用いた予備試験を行って、好適な係数 α を定めて記憶しておくことが好ましい。

【0080】

第2パラメータ生成部535は、内部メモリ532に記憶されたカラー画像データから、パラメータ(第2パラメータ) N/W の値を画素毎に生成する。パラメータ N/W の値は、波長域 $R2(N帯)$ の光による照明下の生体組織を撮像素子141で撮像して得た第2特殊観察画像データ N と、波長域 $R0(W帯)$ の光による照明下の生体組織を撮像素子141で撮像して得た第1特殊観察画像データ W の同じ画素位置における画素値の比である。波長域 $R2(N帯)$ は、白色光 WL と波長域が異なり、酸素飽和度 Sat (第2特徴量)の程度に応じて生体組織による吸光度が異なる波長域である。パラメータ N/W は、図4のグラフ($F1$)、($F2$)に示すように、生体組織の酸素飽和度 Sat (第2特徴量)に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有しないパラメータである。

【0081】

第2特徴量取得部536は、パラメータ N/W の値に基づいて酸素飽和度 Sat を取得する。第2特徴量取得部536は、第1特徴量取得部534で取得した総ヘモグロビン量 tHb 、内部メモリ532に保持されているパラメータ N/W 及び酸素飽和度 Sat の定量関係を表す数値テーブル $T2$ (又は関数)を呼び出して参照することにより、パラメータ N/W の値から画素毎に酸素飽和度 Sat を求める。

【0082】

特徴量分布画像生成部537は、第1特徴量取得部534で求められた総ヘモグロビン量 tHb に基づいて、生体組織における総ヘモグロビン量 tHb (第1特徴量)の分布を表す特徴量分布画像を生成する。あるいは、第2特徴量取得部536で求められた酸素飽和度 Sat に基づいて、生体組織における酸素飽和度 Sat (第2特徴量)の分布を表す特徴量分布画像を生成する。さらに、特徴量分布画像生成部537は、総ヘモグロビン量 tHb あるいは酸素飽和度 Sat に対して所定の処理を行った処理結果の分布を表す特徴量分布画像を生成する。

【0083】

こうして作成された特徴量分布画像の画面データは、信号処理回路550に送られる。

コントローラ本体部538は、プロセッサ200及び電子内視鏡100の構成部分の動作の管理及び制御を行う。

【0084】

信号処理回路550は、信号処理回路550に送られビデオメモリ540に記憶されている画面データに基づいて所定の形式(例えば、NTSC規格やDVI規格に準拠した形式)のビデオ信号を生成して出力する。信号処理回路550から出力されたビデオ信号は、モニタ300に入力される。この結果、電子内視鏡100によって撮像された内視鏡画像等が、モニタ300に表示される。

【0085】

光源部400は、上述の光源430の他に、集光レンズ440、回転フィルタ410、フィルタ制御部420及び集光レンズ450を備えている。光源430から射出される略平行光の白色光 WL は、集光レンズ440によって集光され、回転フィルタ410を通過した後、集光レンズ450によって再度集光されて、ライトガイド131の基端131bに入射する。なお、回転フィルタ410は、リニアガイドウェイ等の移動手段(不図示)によって、白色光 WL の光路上の適用位置と光路外の退避位置との間で移動可能になっている。

10

20

30

40

50

【0086】

なお、光源部400の構成は、図6に示されるものに限定されない。例えば、光源430に収束光を発生するランプを採用してもよい。この場合、例えば、白色光WLを集光レンズ440の手前で集光させ、拡散光として集光レンズ440に入射させる構成を採用してもよい。

【0087】

また、集光レンズ440を使用せず、光源430が発生する略平行光を直接回転フィルタ410に入射させる構成を採用してもよい。

【0088】

また、収束光を発生するランプを使用する場合、集光レンズ440の替わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態白色光WLを回転フィルタ410に入射させる構成を採用してもよい。例えば、回転フィルタ410に誘電体多層膜フィルタ等の干渉型の光学フィルタを使用する場合、略平行光の白色光WLを回転フィルタ410に入射させることで、光学フィルタへの白色光WLの入射角を均一にすることにより、より良好なフィルタ特性を得ることができる。

【0089】

また、光源430に発散光を発生するランプを採用してもよい。この場合にも、集光レンズ440の替わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の白色光WLを回転フィルタ410に入射させる構成を採用することができる。

【0090】

回転フィルタ410は、複数の光学フィルタを備えた円盤型の光学ユニットであり、その回転角度に応じて通過波長域が切り替わるように構成されている。回転フィルタ410の回転角度は、コントローラ530に接続されたフィルタ制御部420によって制御される。コントローラ530がフィルタ制御部420を介して回転フィルタ410の回転角度を制御することにより、回転フィルタ410を通過してライトガイド131に供給される照明光ILのスペクトルが切り替えられる。

【0091】

図9は、回転フィルタ410の外観図（正面図）である。回転フィルタ410は、略円盤状のフレーム411と、4つの扇形の光学フィルタ415、416、417、及び418を備えている。フレーム411の中心軸の周りには3つの扇状の窓414a、414b及び414cが等間隔で形成されており、各窓414a、414b、414c、及び414dには、それぞれ光学フィルタ415、416、417、及び418が嵌め込まれている。なお、本実施形態の光学フィルタは、いずれも誘電体多層膜フィルタであるが、他の方式の光学フィルタ（例えば、吸収型の光学フィルタや誘電体多層膜を反射膜として用いたエタロンフィルタ等）を用いてもよい。なお、光学フィルタ417は、光学フィルタは、光学フィルタ418の光学フィルタと同じフィルタ特性を有しているので、以降では、光学フィルタ415の説明は省略する。なお、図9に示す回転フィルタ410は、4つの光学フィルタで構成されているが、3つの光学フィルタ415、416、及び418で構成されてもよい。

【0092】

また、フレーム411の中心軸上にはボス穴412が形成されている。ボス穴412には、フィルタ制御部420が備えるサーボモータ（不図示）の出力軸が差し込まれて固定され、回転フィルタ410はサーボモータの出力軸と共に回転する。

【0093】

図9には、白色光WLが光学フィルタ415に入射する状態が示されているが、回転フィルタ410が矢印で示される方向に回転すると、白色光WLが入射する光学フィルタが、415、416、418の順に切り替わり、これにより回転フィルタ410を通過する照明光ILのスペクトル順次が切り替えられる。

【0094】

光学フィルタ415及び416は、550nm帯の光を選択的に通過させる光バンドパ

10

20

30

40

50

スフィルタである。図 1 に示されるように、光学フィルタ 4 1 5 は、等吸収点 E 1 から E 4 までの波長域（すなわち、波長域 R 0（W 帯））の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するように構成されている。また、光学フィルタ 4 1 6 は、等吸収点 E 2 から E 3 までの波長域（すなわち、波長域 R 2（N 帯））の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するように構成されている。

【 0 0 9 5 】

図 1 に示されるように、波長域 R 1 には酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 1 のピーク波長が含まれ、波長域 R 2 には還元ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 2 のピーク波長が含まれ、波長域 R 3 には酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 3 のピーク波長が含まれている。また、波長域 R 0 には、3 つの吸収ピーク P 1、P 2、P 3 の各ピーク波長が含まれている。

10

【 0 0 9 6 】

また、光学フィルタ 4 1 5 及び 4 1 6 の通過波長域である W 帯及び N 帯（図 1）は、カラーフィルタ 1 4 1 a の G カラーフィルタの通過波長域（図 8）に含まれている。従って、光学フィルタ 4 1 5 又は 4 1 6 を通過した光によって形成される被写体像の画像データは、撮像素子 1 4 1 の G カラーフィルタが装着された受光素子によって撮像され、G デジタル画像データとして得られ、波長域において、R G B 色空間上の G の波長域と同じ波長域のデータである。したがって、上述の第 1 特殊観察画像データ W と第 2 特殊観察画像データ N は、R G B 色空間上の G の波長域と同じ波長域のデータである。

ここで、光学フィルタ 4 1 5 を通過した光は、第 1 特殊観察画像データを得るために生体組織を照明する第 1 特殊光であり、光学フィルタ 4 1 6 を通過した光は、第 2 特殊観察画像データを得るために生体組織を照明する第 2 特殊光である。第 1 特殊観察画像データは、上述したパラメータ「W / R」の「W」を取得するために用いられ、パラメータ「W / R」は、総ヘモグロビン量 t H b を求めるために用いられる。第 2 特殊観察画像データは、上述したパラメータ「N / W」の「N」を取得するために用いられ、パラメータ「N / W」は、酸素飽和度 S a t を求めるために用いられる。

20

生体組織による第 1 特殊光の吸光度は、総ヘモグロビン量 t H B（第 1 特徴量）に依存し、酸素飽和度 S a t（第 2 特徴量）に依存しないように第 1 特殊光の波長域、すなわち R 0 波長域が設定されている。また、生体組織による第 2 特殊光の吸光度は、総ヘモグロビン量 t H b（第 1 特徴量）及び酸素飽和度 S a t（第 2 特徴量）の両方に依存するように、第 2 特殊光の波長域、すなわち波長域 R 2 が設定されている。

30

【 0 0 9 7 】

また、光学フィルタ 4 1 8 は、紫外線カットフィルタであり、光学フィルタ 4 1 8 を通過した照明光 I L（すなわち白色光）は、通常観察像の撮像に使用される。したがって、光学フィルタ 4 1 8 を通過した白色光は、光源 4 3 0 が発した白色光 W L と可視光波長領域では変化が少ないので、白色光 W L という。この白色光 W L は、上述したパラメータ「W / R」の「R」を取得するために用いられ、パラメータ「W / R」は、総ヘモグロビン量 t H b を求めるために用いられる。

なお、光学フィルタ 4 1 8 を使用せず、フレーム 4 1 1 の窓 4 1 4 c を開放した構成としてもよい。また、本明細書において、光学フィルタ 4 1 5 又は 4 1 6 を通過した照明光 I L を特殊光（第 1 特殊観察光、第 2 特殊観察光）とも称し、光学フィルタ 4 1 8 を通過した白色光（又は広帯域光）を通常光（通常観察光）とも称する。

40

【 0 0 9 8 】

また、窓 4 1 4 a には、光学フィルタ 4 1 5 に重ねて、減光フィルタ（ND フィルタ）4 1 9 が取り付けられている。減光フィルタ 4 1 9 は、可視光全域に亘って波長依存性が無く、照明光 I L のスペクトルを変化させずに光量のみを低減する。減光フィルタ 4 1 9 の使用によって、光学フィルタ 4 1 5 及び減光フィルタ 4 1 9 を通過した照明光 I L の光量が、光学フィルタ 4 1 6 を通過した照明光 I L の光量と略同程度に調整される。これにより、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 のいずれを通過した照明光 I L を用いた場合でも、同じ露出時間で適正露出での撮像が可能になる。

50

【 0 0 9 9 】

本実施形態では、減光フィルタ 4 1 9 として、目の細かな金属メッシュが使用されている。金属メッシュ以外にも、スリットやハーフミラー等の他方式の減光フィルタを使用してもよい。また、減光フィルタを使用せずに、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 自体の透過率を調整してもよい。また、窓 4 1 4 b、4 1 4 c にも減光フィルタを取り付けてもよい。また、窓 4 1 4 a ~ 4 1 4 c の中心角（すなわち開口面積）を変えることで通過光量を調整してもよい。また、減光フィルタを使用せずに、使用する光学フィルタ毎に露出時間を調整してもよい。

【 0 1 0 0 】

フレーム 4 1 1 の周縁部には、貫通孔 4 1 3 が形成されている。貫通孔 4 1 3 は、フレーム 4 1 1 の回転方向において、窓 4 1 4 a と窓 4 1 4 c との境界部と同じ位置（位相）に形成されている。フレーム 4 1 1 の周囲には、貫通孔 4 1 3 を検出するためのフォトインタラプタ 4 2 2 が、フレーム 4 1 1 の周縁部の一部を囲むように配置されている。フォトインタラプタ 4 2 2 は、フィルタ制御部 4 2 0 に接続されている。

このように、光学装置 4 0 0 は、白色光と特殊光とを、回転する光学フィルタを用いて切り替えて発する。

【 0 1 0 1 】

なお、本実施形態の光源装置 4 0 0 は、1 つの光源 4 3 0 から放射された光を光学フィルタに透過させることで、異なる波長域の複数の光を出射する構成であるが、光源ランプ 4 3 0 の代わりに、異なる波長域の異なる複数の光、例えば発光ダイオードやレーザ光を出力するレーザ素子等の半導体光源を光源 4 0 0 の代わりの光源として用いることもできる。この場合、回転フィルタ 4 1 0 を用いなくてもよい。

【 0 1 0 2 】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、通常観察モードと分光分析モードの 2 つの動作モードを有している。通常観察モードは、白色光 W L を用いてカラー画像を撮影する動作モードである。分光分析モードは、光学フィルタ 4 1 5 及び 4 1 6 のそれぞれを通過した照明光 I L である第 1 特殊光及び第 2 特殊光を使用して撮像したデジタル画像データに基づいて分光分析を行い、生体組織中の生体分子の分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）を表示するモードである。内視鏡装置 1 の動作モードは、例えばプロセッサ 2 0 0 の操作パネル（不図示）や電子内視鏡 1 0 0 の操作ボタン（不図示）に対するユーザ操作によって切り換えられる。

【 0 1 0 3 】

通常観察モードにおいては、コントローラ 5 3 0 は、移動手段を制御して、回転フィルタ 4 1 0 を適用位置から退避位置へ移動させる。なお、分光分析モードでは、回転フィルタ 4 1 0 は適用位置に配置される。また、回転フィルタ 4 1 0 が移動手段を有しない場合は、コントローラ 5 3 0 は、フィルタ制御部 4 2 0 を制御して、白色光 W L が光学フィルタ 4 1 8 に入射する位置で回転フィルタ 4 1 0 を静止させる。そして、撮像素子 1 4 1 によって撮像されたデジタル画像データに対してデモザイク等の所定の画像処理を施した後に、ビデオ信号に変換して、モニタ 3 0 0 に画面表示させる。

【 0 1 0 4 】

分光分析モードにおいては、コントローラ 5 3 0 は、フィルタ制御部 4 2 0 を制御して、回転フィルタ 4 1 0 を一定の回転数で回転駆動させながら、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 8 のそれぞれを通過した照明光 I L による生体組織 T の撮像を順次行う。コントローラ 5 3 0 は、光学フィルタ 4 1 5 及び 4 1 6 のそれぞれを通過した照明光 I L を用いて取得した特殊観察画像の画像データと、光学フィルタ 4 1 8 を通過した照明光 I L を用いて取得した通常観察画像の画像データとを用いて作成した特徴量分布画像と、通常観察画像とを並べた画面データを生成する。この画面データは、更にビデオ信号に変換されて、モニタ 3 0 0 に表示させる。

【 0 1 0 5 】

分光分析モードでは、フィルタ制御部 4 2 0 は、フォトインタラプタ 4 2 2 が貫通孔 4

10

20

30

40

50

13を検出するタイミングに基づいて、回転フィルタ410の回転の位相を検出し、これをコントローラ530から供給されるタイミング信号の位相と比較して、回転フィルタ410の回転の位相を調整する。コントローラ530からのタイミング信号は、撮像素子141の駆動信号と同期している。従って、回転フィルタ410は、撮像素子141の駆動と同期して、略一定の回転数で回転駆動される。具体的には、回転フィルタ410の回転は、撮像素子141による1画像分(R, G, Bの3フレーム)の撮像が行われる毎に、白色光WLが入射する光学フィルタ415、416、418(窓414a~c)が切り替わるように制御される。

【0106】

このように、プロセッサ200は、電子内視鏡100の撮像素子141から出力される撮像信号を処理するビデオプロセッサとしての機能と、被写体である生体組織Tを照明するための照明光ILを電子内視鏡100のライトガイド131に供給する光源装置としての機能とを兼ね備える。

【0107】

次に、分光分析モードにおいて実行される分光分析処理について説明する。図10は、分光分析処理の手順を表すフローチャートである。

【0108】

ユーザ操作によって、分光分析モードが選択されている場合は、上述したように、フィルタ制御部420は回転フィルタ410を一定の回転数で回転駆動する。そして、光源部400からは、光学フィルタ415、416、418を通過した照明光ILが順次供給され、各照明光ILを用いた撮像が順次行われる(S1)。具体的には、光学フィルタ415を通過した波長域R0(W帯)の第1特殊光である照明光ILを用いて撮像したGデジタル画像データW(x, y)、光学フィルタ416を通過した波長域R2(N帯)の第2特殊光である照明光ILを用いて撮像したGデジタル画像データN(x, y)並びに光学フィルタ(紫外線カットフィルタ)418を通過した通常光であり、白色光WLである照明光ILを用いて撮像したRデジタル画像データR(x, y)、Gデジタル画像データG(x, y)及びBデジタル画像データB(x, y)がコントローラ530の内部メモリ532に記憶される。

【0109】

次に、画像処理部500は、処理S1にて取得したRデジタル画像データR(x, y)、Gデジタル画像データG(x, y)及びBデジタル画像データB(x, y)を用いて、以下の分析処理(処理S3-S8)の対象とする画素を選別する画素選別処理S2を行う。この画素選別処理S2は、コントローラ530で行われる。

【0110】

血液を含んでいない箇所や、生体組織の色がヘモグロビン以外の物質により支配的な影響を受けている箇所については、画素の色情報から酸素飽和度Satや血流量を計算しても意味のある値は得られず、単なるノイズとなる。このようなノイズを医師に提供すると、医師による診断の妨げとなるだけでなく、画像処理部500に無用な負荷を与えて処理速度を低下させるという弊害が生じる。そこで、本実施形態の分析処理は、分析処理に適した画素(すなわち、ヘモグロビンの分光学的特徴が記録された画素)を選別して、選別された画素に対してのみ分析処理を行うように構成されている。

【0111】

画素選別処理S2では、以下の数式4、数式5及び数式6の条件を全て充足する画素のみが分析処理の対象画素として選別される。

【0112】

【数4】

$$B(x, y)/G(x, y) > a_1$$

【0113】

10

20

30

40

50

【数 5】

$$R(x, y)/G(x, y) > a_2$$

【0 1 1 4】

【数 6】

$$R(x, y)/B(x, y) > a_3$$

ここで、 a_1 、 a_2 、 a_3 は正の定数である。

10

【0 1 1 5】

上記の3つの条件式は、血液の透過スペクトルにおける、G成分<B成分<R成分の値の大小関係に基づいて設定されている。なお、上記の3つの条件式のうちの1つ又は2つのみを使用して（例えば、血液に特有の赤色に注目して数式5及び数式6のみを使用して）画素選別処理S2を行っても良い。

【0 1 1 6】

次に、画像処理部500のコントローラ530は、第1分析処理S3を行う。コントローラ530の内部メモリ532には、図4のグラフ(D1)又は(D2)で表される総ヘモグロビン量tHbとパラメータW/Rとの定量関係を表す数値テーブルT1（又は関数）が保持されている。第1分析処理S3では、この数値テーブルT1を使用して、処理S1にて取得したGデジタル画像データW(x, y)及びRデジタル画像データR(x, y)から、総ヘモグロビン量tHbの値を取得する。

20

【0 1 1 7】

具体的には、まず数式7により、各画素(x, y)についてパラメータW/R(x, y)が計算される。

【0 1 1 8】

【数 7】

$$W/R(x, y) = W(x, y)/R(x, y)$$

30

【0 1 1 9】

次に、数値テーブルT1を参照して、数式7により計算されたパラメータW/R(x, y)の値に対応する総ヘモグロビン量tHb(x, y)の値が読み取られて取得される。

【0 1 2 0】

内部メモリ532に保持された数値テーブルT1（及び後述する数値テーブルT2）の定量関係は、予め理論計算や実験によって得られたものである。なお、図4の(D1)、(D2)では、総ヘモグロビン量tHbの値とパラメータW/Rの値とが完全には1対1の対応関係を有していないが、数値テーブルT1には総ヘモグロビン量tHbとパラメータW/Rとの代表的な1対1の定量関係（例えば平均値や中央値）が保持されている。そのため、数値テーブルT1により、パラメータW/Rの値から総ヘモグロビン量tHbが一意に決定される。

40

【0 1 2 1】

次に、画像処理部500のコントローラ530は、第2分析処理S4を行う。コントローラ530の内部メモリ532には、図4のグラフ(F2)に表される総ヘモグロビン量tHb、パラメータN/W及び酸素飽和度Satの定量関係を表す数値テーブルT2（又は関数）が保持されている。数値テーブルT2には、総ヘモグロビン量tHb、パラメータN/W及び酸素飽和度Satの3つの数値（以下「数値セット」という。）が関連付けられて保持されている。第2分析処理S4では、この数値テーブルT2を使用して、処理S1にて取得したGデジタル画像データW(x, y)、N(x, y)及び第1分析処理S3にて取得した総ヘモグロビン量tHb(x, y)の値から、各画素の酸素飽和度Sat

50

(x, y) の値を取得する。

【0122】

具体的には、まず数式 8 により、各画素 (x, y) についてパラメータ $N/W(x, y)$ が計算される。

【0123】

【数 8】

$$N/W(x, y) = N(x, y)/W(x, y)$$

【0124】

10

次に、各画素 (x, y) について、数値テーブル T2 を参照して、第 1 分析処理 S3 にて取得した総ヘモグロビン量 $tHb(x, y)$ の値と、数式 8 により計算されたパラメータ $N/W(x, y)$ の値に最も近い数値セットを抽出し、抽出した数値セットの酸素飽和度 Sat の値が読み取られて、当該画素 (x, y) の酸素飽和度 $Sat(x, y)$ の値として取得される。

【0125】

コントローラ 530 の内部メモリ 532 には、酸素飽和度 $Sat(x, y)$ と表示色 (画素値) との関係を表す数値テーブル (又は関数) が記憶されている。そして、処理 S5 (図 6) において、コントローラ 530 は、この数値テーブル (又は関数) を参照して、処理 S4 で得られた酸素飽和度 $Sat(x, y)$ に対応する表示色を表す画素値を生体情報画像データとして生成する。

20

【0126】

また、コントローラ 530 は、光学フィルタ (紫外線カットフィルタ) 418 を通過した照明光 IL (白色光) を使用して撮像した R デジタル画像データ $R(x, y)$ 、G デジタル画像データ $G(x, y)$ 及び B デジタル画像データ $B(x, y)$ から、通常観察画像データを生成する。

【0127】

図 11 にコントローラ 530 が生成する画像データの表示例を示す。図 11 (a) は、上述の処理 S5 により取得した酸素飽和度 $Sat(x, y)$ から生成された酸素飽和度分布画像データ (2 次元表示) の表示例である。また、図 11 (b) は、酸素飽和度を垂直軸とする 3 次元グラフの形式で生成した酸素飽和度分布画像データ (3 次元表示) の表示例である。なお、図 11 は、中指の近位指節間関節付近を輪ゴムで圧迫した状態の右手を観察したものである。右中指の圧迫部よりも遠位側において、圧迫によって血流が阻害されたことにより、酸素飽和度 Sat が低くなっている様子が表されている。

30

【0128】

更に、コントローラ 530 は、生成した酸素飽和度分布画像データ及び通常観察画像データから、1 画面上に通常観察画像と酸素飽和度分布画像を並べて表示する画面データを生成して、ビデオメモリ 540 に記憶させる。なお、コントローラ 530 の特徴量分布画像生成部 537 は、ユーザ操作に応じて、酸素飽和度分布画像のみを表示する表示画面や、通常観察画像のみを表示する表示画面、酸素飽和度分布画像及び / 又は通常観察画像に患者の ID 情報や観察条件等の付帯情報をスーパーインポーズ表示した表示画面、総ヘモグロビン量 tHb と酸素飽和度 Sat を組み合わせて作成した新たな特徴量分布画像の表示画面等、種々の表示画面を生成することができる。

40

【0129】

悪性腫瘍の組織では、血管新生により正常な組織よりも総ヘモグロビン量 tHb が多く、尚且つ、酸素の代謝が顕著であるため酸素飽和度 Sat は正常な組織よりも低いことが知られている。そこで、コントローラ 530 の特徴量分布画像生成部 537 は、第 1 分析処理 S3 により取得した総ヘモグロビン量 tHb が所定の基準値 (第 1 基準値) よりも大きく、且つ、第 2 分析処理 S4 により取得した酸素飽和度 Sat が所定の基準値 (第 2 基準値) よりも小さい画素を抽出する処理をして、例えば通常観察画像データの対応する画

50

素に対して強調表示処理を行った病変部強調画像データを生成し、通常観察画像及び／又は酸素飽和度分布画像と共に（或いは単独で）病変部強調画像をモニタ 3 0 0 に表示させることもできる。

【 0 1 3 0 】

強調表示処理としては、例えば、該当する画素の画素値を増加させる処理や、色相を変化させる処理（例えば、R成分を増加させて赤味を強くする処理や、色相を所定角度だけ回転させる処理）、該当する画素を明滅させる（あるいは、周期的に色相を変化させる）処理がある。

【 0 1 3 1 】

また、コントローラ 5 3 0 が、病変部強調画像データの代わりに、例えば、酸素飽和度 $S a t(x, y)$ の平均値からの偏差と、総ヘモグロビン量 $t H b(x, y)$ の平均値からの偏差に基づいて、悪性腫瘍の疑いの度合を示す指標 $Z(x, y)$ を計算して、指標 Z を画素値とする画像データ（悪性疑い度画像データ）を生成する構成としてもよい。

10

【 0 1 3 2 】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、撮像素子 1 4 1 で撮像したカラー画像データから、生体組織の総ヘモグロビン量 $t H b$ （第 1 特徴量）に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有しない、パラメータ「 W / R 」（第 1 パラメータ）を生成するように構成されているので、総ヘモグロビン量 $t H b$ （第 1 特徴量）の光散乱に起因する誤差が低減され、より精度の高い分光学的分析が可能になる。

【 0 1 3 3 】

また、内視鏡装置 1 では、生体組織の総ヘモグロビン量 $t H b$ （第 1 特徴量）に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ画像データ「 W 」と、生体組織の総ヘモグロビン量 $t H b$ （第 1 特徴量）に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ画像データ「 R 」と、に基づいて比 W / R （第 1 パラメータ）を生成するように構成されるので、比 W / R （第 1 パラメータ）を容易に且つ短時間の処理で生成することができる。特に、電子内視鏡 1 0 0 を操作しながら手技を行う操作者にとって生体組織の特徴量分布画像から注目する位置を見出して、生体組織の病変部を特定し観察する点から、リアルタイムで特徴量分布画像が表示されることが好ましい。この点から、上記 2 つの画像データから比 W / R （第 1 パラメータ）を容易に且つ短時間に生成することは好ましい。

20

30

【 0 1 3 4 】

上記 2 つの画像データは、白色光 $W L$ と波長域が異なり、総ヘモグロビン量 $t H b$ （第 1 特徴量）の程度に応じて生体組織による吸光度が異なる波長域 $R 0$ （ W 帯）の第 1 特殊光の照明下で生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W と、白色光 $W L$ の照明下で生体組織を撮像して得た $R G B$ 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R であり、特に、第 1 特殊観察画像データ W は、第 1 特殊光の照明を利用して得られるので、波長域 $R 0$ （ W 帯）の吸収度の変化に敏感な比 W / R が得られる。このため、比 W / R に基づいて精度の高い総ヘモグロビン量 $t H b$ （第 1 特徴量）を算出することができる。

【 0 1 3 5 】

比 W / R （第 1 パラメータ）の算出に用いる第 1 通常観察画像データ R は、撮像素子 1 4 1 の R カラーフィルタを介して撮像された画像のデータであるので、光を波長毎に分光して所望の波長域の成分を取り出す必要がなく、短時間に比 W / R を取得することができる。したがって、電子内視鏡 1 0 0 において、リアルタイムで特徴量分布画像を表示することができる。

40

【 0 1 3 6 】

また、光源装置 4 0 0 は、生体組織の特徴量分布画像を表示するための分光分析モードで使用する第 1 特殊光を、生体組織の像を表示するための通常観察モードで使用する白色光源が発する白色光から光学フィルタを用いて取り出すように構成されているので、装置構成を簡素にすることができ、プロセッサ 2 0 0 のサイズ縮小を実現することができ、電

50

子内視鏡 100 を操作しながら手技を行う医療現場のスペースを確保することができる。

【0137】

コントローラ 530 は、比 W/R (第 1 パラメータ) と総ヘモグロビン量 tHb (第 1 特徴量) との量的関係を表すデータを記憶し、第 1 特徴量取得部 534 が、量的関係を表すデータを用いて生体組織の総ヘモグロビン量 tHb を求めるので、本実施形態は、カラー画像データの取得の度に総ヘモグロビン量 tHb 及び酸素飽和度 Sat を、量的関係を表すデータを用いずに算出する場合に比べて効率よく総ヘモグロビン量 tHb 及び酸素飽和度 Sat を算出することができる。このため、プロセッサ 200 の演算回路を小さくすることができ、これにより、高画質な画像を生成するとしても、低コストで、低発熱量で、低省電力のプロセッサ 200 を提供することができる。

10

【0138】

比 W/R (第 1 パラメータ) を求めるための第 1 特殊観察画像データ W は、RGB 色空間上の G の波長域と同じ波長域のデータであるので、さらには、 G カラーフィルタを介して撮像素子 141 で撮像された画像のデータであるので、光を波長毎に分光して所望の波長域の成分を取り出す必要がなく、短時間に比 W/R を取得することができ、したがって、電子内視鏡 100 において、リアルタイムで特徴量分布画像を表示することができる。

【0139】

さらには、プロセッサ 200 の第 2 パラメータ生成部 535 は、カラー画像データから、生体組織の酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) に対して感度を有し、且つ、光散乱に対して感度を有さない比 N/W (第 2 パラメータ) を生成するように構成され、第 2 特徴量取得部 537 は、総ヘモグロビン量 tHb (第 1 特徴量) 及び比 N/W (第 2 パラメータ) に基づいて酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) を取得するように構成されているので、酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) の光散乱に起因する誤差が低減され、より精度の高い分光学的分析が可能になる。

20

【0140】

光源装置 400 は、白色光と波長域が異なり、酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) の程度に応じて生体組織による吸光度が異なる第 2 特殊光を発するように構成され、比 N/W は、第 2 特殊光の照明を利用して得られるので、波長域 R_2 (N 帯) の吸収度の変化に敏感な比 N/W が得られる。このため、比 N/W に基づいて精度の高い酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) を算出することができる。

30

【0141】

本実施形態では、比 N/W を求めるために用いる第 1 特殊光の波長域は、図 1 に示すように、生体組織による第 1 特殊光の吸光度が、総ヘモグロビン量 tHb (第 1 特徴量) に依存し、酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) に依存しないように設定されているので、具体的には、波長域 R_0 (W 帯) に設定されているので、比 N/W に基づいて精度の高い酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) を算出することができる。

【0142】

本実施形態では、比 N/W を求めるために用いる第 2 特殊光の波長域は、生体組織による第 2 特殊光の吸光度が、総ヘモグロビン量 tHb (第 1 特徴量) 及び酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) の両方に依存するように設定されているので、比 W/R に基づいて求めた総ヘモグロビン量 tHb と比 N/W とに基づいて精度の高い酸素飽和度 Sat (第 2 特徴量) を算出することができる。

40

【0143】

比 N/W (第 2 パラメータ) を求めるための第 2 特殊観察画像データ N は、RGB 色空間上の G の波長域と同じ波長域のデータであるので、さらには、 G カラーフィルタを介して撮像素子 141 で撮像された画像のデータであるので、光を波長毎に分光して所望の波長域の成分を取り出す必要がなく、短時間に比 N/W を取得することができ、したがって、電子内視鏡 100 において、リアルタイムで特徴量分布画像を表示することができる。

【0144】

コントローラ 530 の特徴量分布画像生成部 537 は、総ヘモグロビン量 tHb (第 1

50

特徴量)に基づき、あるいは酸素飽和度 Sat (第2特徴量)に基づき生体組織における総ヘモグロビン量 tHb (第1特徴量)の分布、あるいは酸素飽和度 Sat (第2特徴量)を表す特徴量分布画像、また、総ヘモグロビン量 tHb (第1特徴量)及び酸素飽和度 Sat (第2特徴量)に基づいて処理された結果を表す特徴量分布画像を生成するので、内視鏡装置1は、電子内視鏡100を操作しながら手技を行う操作者にとって生体組織の病変部を特定するために有用な支援画像を提供することができる。

【0145】

以上が本実施形態の説明であるが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

【0146】

また、本実施形態では、第1分析処理S1において、特殊観察及び通常観察の画像データからパラメータ W/R を計算し、図4のグラフ(D1)、(D2)によって表されるパラメータ W/R と総ヘモグロビン量 tHb との関係に基づいて総ヘモグロビン量 tHb を決定する構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、第1分析処理S1において、特殊観察及び通常観察の画像データからパラメータ $W/(R+G)$ を計算し、図5のグラフ(G1)、(G2)によって表される総ヘモグロビン量 tHb とパラメータ $W/(R+G)$ との関係に基づいて総ヘモグロビン量 tHb を決定する構成を採用することもできる。この場合、パラメータ $W/(R+G)$ に与える散乱の影響が非常に小さいため、散乱に起因するノイズのより小さな測定が可能になる。

なお、撮像素子141の種類及びカラーフィルタ141aのフィルタ特性によっては、R成分やG成分の含む像の波長域は変化する他、内視鏡システム10の装置間誤差によってもR成分やG成分が含む像の波長域は変化する。このため、適切な係数 β 、 γ を予め定め、係数 β 、 γ を用いて、通常観察画像データのR成分である第1通常観察画像データRとG成分である第2通常観察画像データGとを重み付け加算した和 $\beta R + \gamma G$ を、和 $(R+G)$ の代わりに用いて算出されるパラメータ $W/(\beta R + \gamma G)$ を、パラメータ $W/(R+G)$ の代わりに用いることも好ましい。係数 β 、 γ は、予め、総ヘモグロビン量 tHb 及び酸素飽和度が既知のサンプルを用いた予備試験によって求めることができる。すなわち、プロセッサ200は、内視鏡システム10の使用を始める前に、上記既知のサンプルを用いた予備試験を行って、好適な係数 β 、 γ を定めて記憶しておくことが好ましい。

【0147】

また、本実施形態では、第2分析処理S2において、特殊観察の画像データからパラメータ N/W を計算し、図4のグラフ(F2)によって表されるパラメータ N/W と総ヘモグロビン量 tHb と酸素飽和度 Sat との関係に基づいて酸素飽和度 Sat を決定する構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、第2分析処理S2において、通常観察の画像データからパラメータ B/G を計算し、図4のグラフ(C2)によって表されるパラメータ B/G と総ヘモグロビン量 tHb と酸素飽和度 Sat との関係に基づいて酸素飽和度 Sat を決定する構成を採用することもできる。この場合、パラメータ N を取得するために光学フィルタ416を使用した特殊観察を行うことが不要になるため、光学フィルタ426を削減することができ、また、より少ない処理量・時間で酸素飽和度 Sat 等の生体情報を取得することが可能になる。

【0148】

また、本実施形態では、生体組織中のヘモグロビンの濃度分布の分析に本発明を適用したものであるが、生体組織の色を変化させる別の生体物質(例えば、ホルモン等の分泌物)の濃度分布の分析にも本発明を適用することができる。

【0149】

また、本実施形態の撮像素子141は、その前面にR、G、Bの原色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、この構成に限定されるものではなく、例えば、Y、Cy、Mg、Gの補色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子を用いてもよい。

【0150】

10

20

30

40

50

また、本実施形態の撮像素子 1 4 1 は、オンチップのカラーフィルタ 1 4 1 a を備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、この構成に限定されるものではなく、例えば、白黒画像撮像用の撮像素子を用い、いわゆる面順次方式のカラーフィルタを備えた構成としてもよい。また、カラーフィルタ 1 4 1 a は、オンチップの構成に限定されるものではなく、光源 4 3 0 から撮像素子 1 4 1 までの光路中への配置が可能である。

【 0 1 5 1 】

また、本実施形態では、回転フィルタ 4 1 0 が使用されるが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、通過波長域が切り換え可能な他の方式の波長可変フィルタを使用することもできる。

【 0 1 5 2 】

また、本実施形態では、回転フィルタ 4 1 0 が光源側に設けられ、白色光 W L に対してフィルタリングを行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、回転フィルタ 4 1 0 を撮像素子側（例えば、対物光学系 1 2 1 と撮像素子 1 3 1 との間）に設けて、被写体からの戻り光をフィルタリングする構成とすることもできる。

【 0 1 5 3 】

また、本実施形態では、分光分析モードにおいて、回転フィルタ 4 1 0 を一定の回転数で回転させながら、所定の時間間隔で撮像を行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、例えば、回転フィルタ 4 1 0 の回転位置を所定の時間間隔で段階的に変化させ、回転フィルタ 4 1 0 が静止した状態で撮像を行う構成としてもよい。

【 0 1 5 4 】

また、本実施形態では、照明用の広帯域光を発生する光源としてキセノンランプ等の白色光源が使用されるが、使用する各光学フィルタの通過波長域全域に亘って十分な光量を有する非白色の広帯域光を発生する光源を使用することもできる。

【 0 1 5 5 】

また、本実施形態では、透過型の光学フィルタが使用されるが、通過波長域を反射する反射型の光学フィルタを使用してもよい。

【 0 1 5 6 】

本実施形態は内視鏡システム（内視鏡装置）であるが、デジタルカメラ（例えば、デジタル一眼レフカメラやデジタルビデオカメラ）を使用した分析装置に適用することもできる。例えば、撮像部をデジタルスチルカメラに適用する場合、体表組織の観察や開頭手術時の脳組織の観察（例えば、脳血流量の迅速検査）を行うことができる。

この場合、分析装置は、光源装置と、光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部と、撮像素子の撮像により得られたカラー画像データから、生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、生体組織による光散乱に対して感度を有しない第 1 パラメータを生成するように構成された第 1 パラメータ生成部と、この第 1 パラメータに基づいて第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 特徴量取得部と、を有するプロセッサと、を備える。

【 符号の説明 】

【 0 1 5 7 】

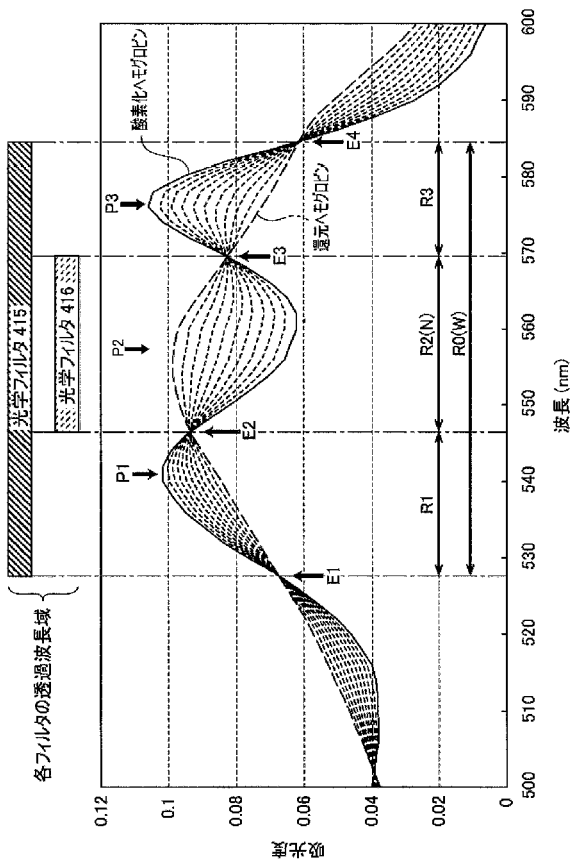
- 1 内視鏡装置
- 1 0 0 電子内視鏡
- 1 1 0 挿入管
- 1 1 1 挿入管先端部
- 1 2 1 対物光学系
- 1 2 2 撮像部
- 1 3 1 ライトガイド
- 1 3 1 a 先端部
- 1 3 1 b 基端部
- 1 3 2 レンズ

1 4 1	撮像素子
1 4 1 a	カラーフィルタ
1 4 2	ケーブル
2 0 0	プロセッサ
3 0 0	モニタ
4 0 0	光源部
4 1 0	回転フィルタ
4 2 0	フィルタ制御部
4 3 0	光源
4 4 0	集光レンズ
4 5 0	集光レンズ
5 0 0	画像処理部
5 1 0	A / D 変換回路
5 2 0	一時記憶メモリ
5 3 0	コントローラ
5 3 2	内部メモリ
5 3 3	第 1 パラメータ生成部
5 3 4	第 1 特徴量取得部
5 3 5	第 2 パラメータ生成部
5 3 6	第 2 特徴量取得部
5 3 7	特徴量分布画像生成部
5 3 8	コントローラ本体部
5 4 0	ビデオメモリ
5 5 0	信号処理回路

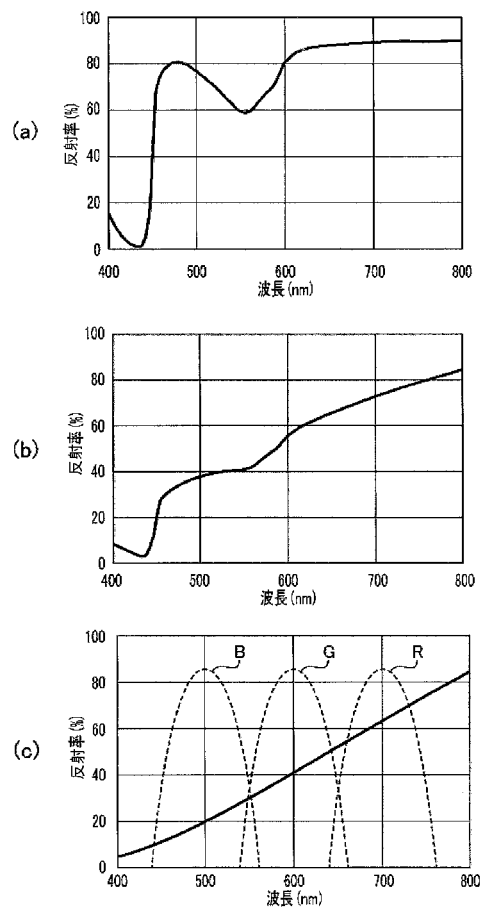
10

20

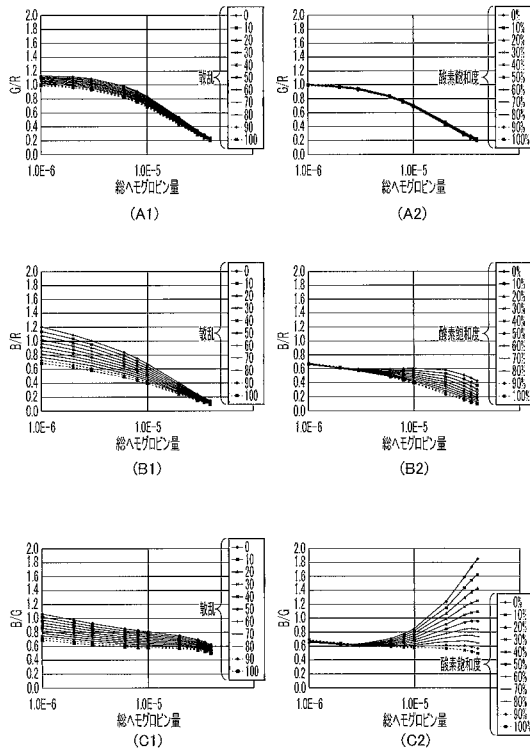
【 図 1 】



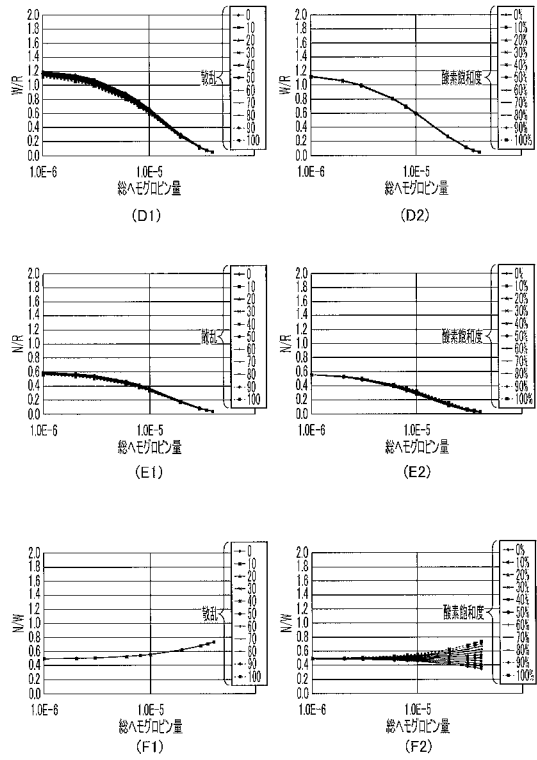
【 図 2 】



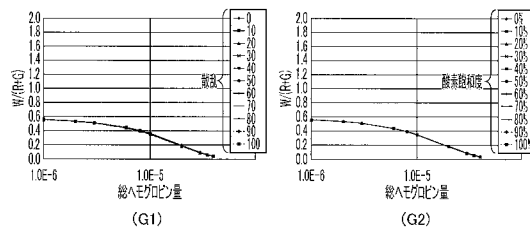
【図 3】



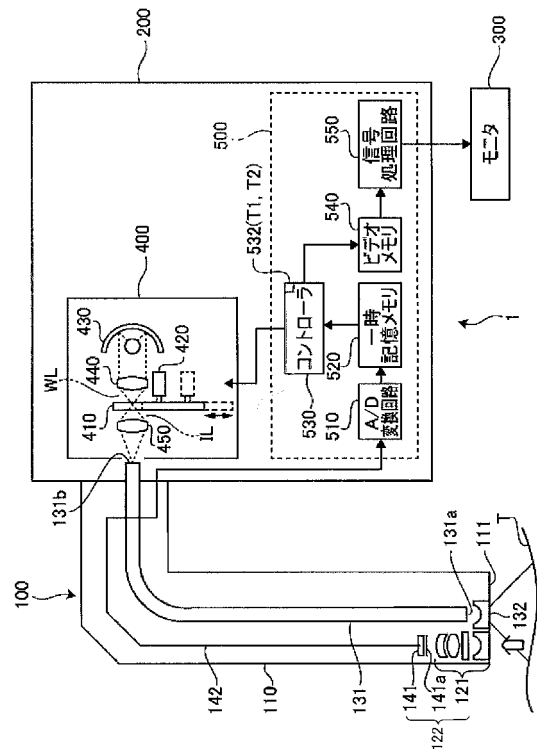
【図 4】



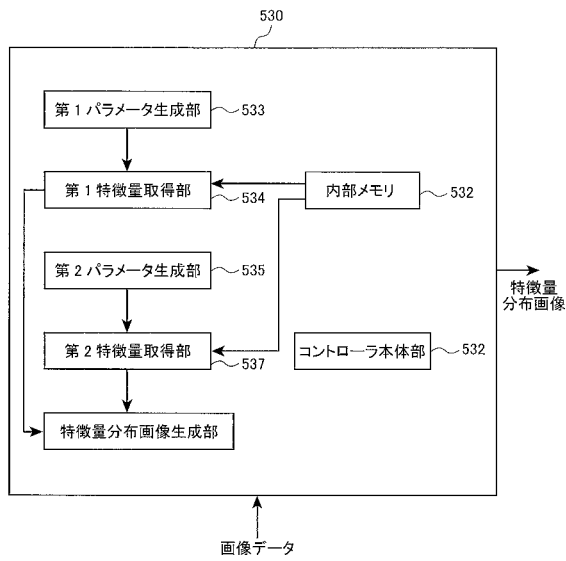
【図 5】



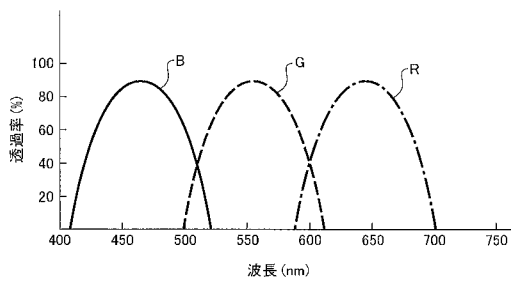
【図 6】



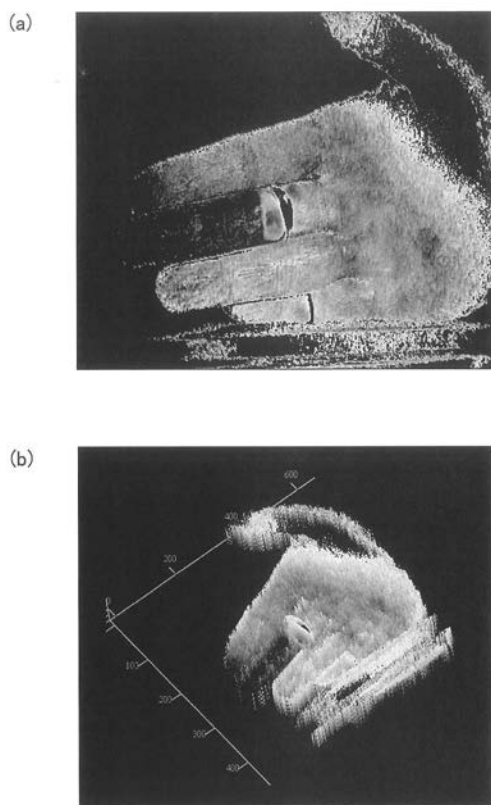
【図 7】



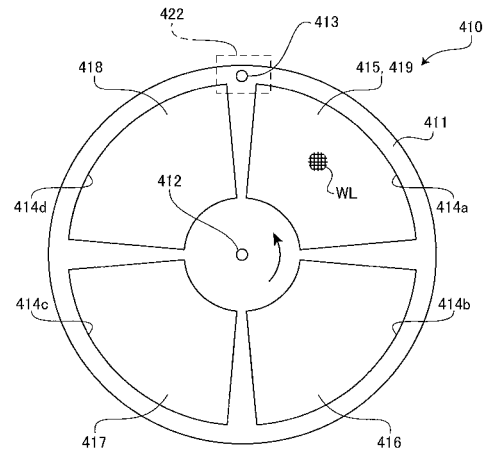
【図 8】



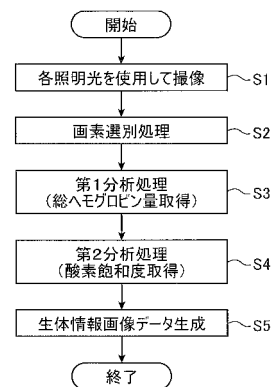
【図 11】



【図 9】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成29年1月26日(2017.1.26)

【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】

白色光と波長域が異なり、生体組織の第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成された光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データ X である、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W と、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データで Y である、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た R G B 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R と、に基づいて第 1 パラメータである、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記第 1 通常観察画像データ R との比 W / R を生成するように構成された第 1 パラメータ生成部と、前記第 1 パラメータに基づいて前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 特徴量取得部と、を有するプロセッサと、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

白色光と波長域が異なり、生体組織の第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成された光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データ X である、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W と、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データ Y である、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得た R G B 色空間上の通常観察画像データの R 成分である第 1 通常観察画像データ R に、予め設定された係数を乗算したデータ αR と、に基づいて第 1 パラメータである、前記第 1 特殊観察画像データ W と前記データ αR との比 $W / (\alpha R)$ を生成するように構成された第 1 パラメータ生成部と、前記第 1 パラメータに基づいて前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 特徴量取得部と、を有するプロセッサと、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 3】

白色光と波長域が異なり、生体組織の第 1 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 1 特殊光を発するように構成された光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データ X である、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W と、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光

散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データYである、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得たRGB色空間上の通常観察画像データのR成分である第1通常観察画像データRとG成分である第2通常観察画像データGとの和 $R + G$ と、に基づいて第1パラメータである、前記第1特殊観察画像データWと前記和 $R + G$ との比 $W / (R + G)$ を生成するように構成された第1パラメータ生成部と、前記第1パラメータに基づいて前記第1特徴量を取得するように構成された第1特徴量取得部と、を有するプロセッサと、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項4】

白色光と波長域が異なり、生体組織の第1特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第1特殊光を発するように構成された光源装置と、

前記光源装置が発する光で照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を有する内視鏡と、

前記カラー画像データから、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有し、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データXである、前記第1特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第1特殊観察画像データWと、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有さず、且つ、前記生体組織による光散乱に対して感度を有する波長域の成分を持つ像のカラー画像データYである、前記白色光の照明下で前記生体組織を撮像して得たRGB色空間上の通常観察画像データのR成分である第1通常観察画像データRとG成分である第2通常観察画像データGとを、予め設定された係数 β 及び係数 γ を用いて重み付け加算した和 $\beta R + \gamma G$ と、に基づいて第1パラメータである、前記第1特殊観察画像データWと前記和 $\beta R + \gamma G$ との比 $W / (\beta R + \gamma G)$ を生成するように構成された第1パラメータ生成部と、前記第1パラメータに基づいて前記第1特徴量を取得するように構成された第1特徴量取得部と、を有するプロセッサと、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項5】

前記撮像部は、前記撮像素子による受光前の光を、RGB色空間上のRの波長域にフィルタリングするように構成されたRカラーフィルタを備え、

前記第1通常観察画像データRが、前記撮像素子のRカラーフィルタを介して撮像された画像のデータである、請求項1～4のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記光源装置が、

白色光を発する白色光源と、

前記白色光から前記第1特殊光を取り出すように構成された第1光学フィルタと、
を備え、

前記白色光と前記第1特殊光とを切り替えて発する、

請求項1～5のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記プロセッサは、前記第1パラメータと前記第1特徴量との量的関係を表すデータを記憶する記憶部を備え、

前記第1特徴量取得部が、前記量的関係を表すデータを参照して、前記第1特徴量を求めるように構成される、

請求項1～6のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記第1特徴量が総ヘモグロビン量である、

請求項1～7のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記第1特徴量が総ヘモグロビン量であり、

前記第1特殊観察画像データWが、前記RGB色空間上のGの波長域と同じ波長域のデ

ータである、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記撮像部は、前記撮像素子の受光前の光を、R G B 色空間上の G の波長域にフィルタリングするように構成された G カラーフィルタを備え、

前記第 1 特殊観察画像データ W が、前記 G カラーフィルタを介して前記撮像素子で撮像された画像データである、

請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記光源装置は、白色光と波長域が異なり、前記生体組織の第 2 特徴量の程度に応じて前記生体組織による吸光度が異なる第 2 特殊光を発するように構成され、

前記特徴量取得部が、

前記カラー画像データから、前記第 2 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 2 特殊観察画像データ N と、前記第 1 特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第 1 特殊観察画像データ W と、の比 N / W である第 2 パラメータを生成するように構成された第 2 パラメータ生成部と、

前記第 1 特徴量及び前記第 2 パラメータに基づいて前記第 2 特徴量を取得するように構成された第 2 特徴量取得部と、を備える、

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記生体組織による前記第 1 特殊光の吸光度が、前記第 1 特徴量に依存し、前記第 2 特徴量に依存しないように前記第 1 特殊光の波長域が設定されている、請求項 11 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記生体組織による前記第 2 特殊光の吸光度が、前記第 1 特徴量及び前記第 2 特徴量の両方に依存するように、前記第 2 特殊光の波長域が設定されている、請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記第 2 特徴量が酸素飽和度である、

請求項 11 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記第 2 特殊観察画像データ N が、前記 R G B 色空間上の G の波長域と同じ波長域の画像データである、

請求項 14 に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記撮像部は、前記撮像素子の受光前の光を、R G B 色空間上の G の波長域にフィルタリングするように構成された G カラーフィルタを備え、

前記第 2 特殊観察画像データ N が、前記 G カラーフィルタを介して撮像された画像のデータである、

請求項 15 に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

前記第 1 特徴量に基づき、前記生体組織における該第 1 特徴量の分布を表す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量分布画像生成部を備えた、

請求項 1 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 18】

前記第 2 特徴量に基づき、前記生体組織における該第 2 特徴量の分布を表す特徴量分布画像を生成するように構成された特徴量分布画像生成部を備えた、

請求項 11 ~ 16 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/082641

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(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

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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	WO 2013/035532 A1 (Fujifilm Corp.), 14 March 2013 (14.03.2013), paragraphs [0037], [0052] & US 2014/0187881 A1 paragraphs [0076], [0091] & CN 103781395 A	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22
X	JP 2002-85342 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 March 2002 (26.03.2002), paragraphs [0054] to [0056] (Family: none)	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22

☒ 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
06 January 2017 (06.01.17)Date of mailing of the international search report
17 January 2017 (17.01.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/082641

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2013/172156 A1 (Hoya Corp.), 21 November 2013 (21.11.2013), paragraph [0030] & US 2015/0145978 A1 paragraph [0034] & CN 104486983 A	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22
X	WO 2014/192781 A1 (Hoya Corp.), 04 December 2014 (04.12.2014), fig. 1; paragraphs [0030], [0083] to [0084] & US 2016/0120449 A1 fig. 1; paragraphs [0039], [0094] to [0095]	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22 3-8, 11-12, 14-16, 18-19
A		

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 2 6 4 1	
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			
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			
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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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	WO 2013/035532 A1 (富士フイルム株式会社) 2013.03.14 [0037], [0052] & US 2014/0187881 A1, [0076], [0091] & CN 103781395 A	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22	
X	JP 2002-85342 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.03.26 [0054]-[0056] (ファミリーなし)	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22	
X	WO 2013/172156 A1 (HOYA株式会社) 2013.11.21 [0030] & US 2015/0145978 A1, [0034] & CN 104486983 A	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22	
☒ 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。			
* 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 06.01.2017		国際調査報告の発送日 17.01.2017	
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) 右▲高▼ 孝幸	2Q 9808
		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 6 / 0 8 2 6 4 1
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
X	WO 2014/192781 A1 (HOYA株式会社) 2014.12.04 図 1、[0030]、[0083]-[0084]	1-2, 9-10, 13, 17, 20-22
A	& US 2016/0120449 A1, 図 1, [0039]、[0094]-[0095]	3-8, 11-12, 14 -16, 18-19

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, ST, 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, KM, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(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)	内窥镜系统和分析仪		
公开(公告)号	JPWO2017078085A1	公开(公告)日	2017-11-02
申请号	JP2017504445	申请日	2016-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	小原佳巳		
发明人	小原 佳巳		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/14546 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B1/00096 A61B1/00117 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0676		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR18		
优先权	2015215520 2015-11-02 JP		
其他公开文献	JP6113943B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：光源装置；以及具有图像拾取单元的内窥镜，该图像拾取单元包括图像拾取装置，该图像拾取装置被构造成拾取由从光源装置发射的光照射的活组织的图像，以生成彩色图像数据。从彩色图像数据，生成对生物组织的第一特征量敏感并且对生物组织的光散射不敏感的第一参数。一种具有单参数生成单元和第一特征量获取单元的处理单元，该第一特征量获取单元被配置为基于第一参数获取第一特征量。

