

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年3月8日(08.03.2018)



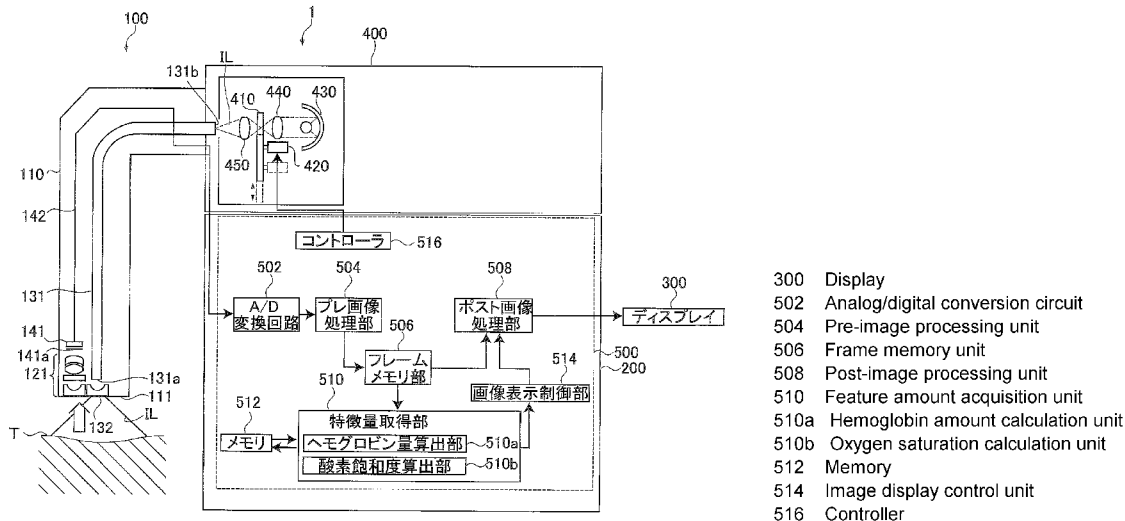
(10) 国際公開番号

WO 2018/043728 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/031675
- (22) 国際出願日: 2017年9月1日(01.09.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-171955 2016年9月2日(02.09.2016) JP
- (71) 出願人: H O Y A 株 式 会 社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 福 田 雅 明 (FUKUDA, Masaaki); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 HOYA株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: グローバル・アイピー東京特許業務法人(GLOBAL IP TOKYO); 〒1600023 東京都新宿区西新宿8丁目3番30号 カーメル11 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM AND FEATURE AMOUNT CALCULATION METHOD

(54) 発明の名称: 内視鏡システム及び特徴量算出方法



(57) Abstract: This endoscope system images a living tissue that has been illuminated with first through third lights, and generates first through third color image data. A first correction ratio is generated by using a first light intensity ratio between the first light and the second light and/or an imaging element imaging sensitivity ratio between the first light and the second light to correct a first ratio among ratios between a plurality of components of the first and second color image data of the living tissue, said first ratio being sensitive to a first feature amount of the living tissue. The first feature amount is calculated on the basis of the first correction ratio. A second correction ratio is generated by using a second light intensity ratio between the second light and the third light to correct a second ratio among ratios between a plurality of components of the second and third color image data of the living tissue, said second ratio being sensitive to a second feature amount of the living tissue. The second feature amount is calculated on the basis of the second correction ratio



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,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

and the first feature amount.

(57) 要約：内視鏡システムは、第1～3の光で照明した生体組織を撮像し第1～3のカラー画像データを生成する。前記生体組織の前記第1，2のカラー画像データの複数の成分間の比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、前記第1の光と前記第2の光の第1光強度比及び／または撮像素子における前記第1の光と前記第2の光の撮像感度比を用いて補正した第1補正比率を生成し、前記第1補正比率に基づいて前記第1特徴量を算出する。さらに、前記生体組織の前記第2，3のカラー画像データの複数の成分間の比率のうち、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有する第2比率を、前記第2の光と前記第3の光の第2光強度比を用いて補正した第2補正比率を生成し、前記第2補正比率と前記第1特徴量に基づいて前記第2特徴量を算出する。

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及び特徴量算出方法

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織の撮影により生成した画像データに基づいて、生体組織中の生体情報（特徴量）を取得する内視鏡システム、及び画像データから生体組織の生体情報（特徴量）を求める特徴量算出方法に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡によって得られた画像データから、被写体である生体組織中の生体物質、例えば、ヘモグロビンの量やヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求める機能を備えた内視鏡システムが知られている。このような内視システムの一例が特許文献 1 に記載されている。

[0003] 特許文献 1 に記載の内視鏡システムでは、白色光で照明した生体組織の撮像画像の画像信号のうち、 $590\sim 700\text{ nm}$ の波長範囲の赤色信号 R_2 と $540\sim 580\text{ nm}$ の波長範囲の緑信号 G_2 との比 R_2/G_2 に基づいて血液量（ヘモグロビンの量）を算出し、さらに、酸素飽和度測定光（ 473 nm の狭帯域光）で照明した生体組織の撮像画像の画像信号のうち青色信号 B_1 と、白色光で照明した生体組織の撮像画像の画像信号のうち緑信号 G_2 との比 B_1/G_2 に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。これにより、ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を表示することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特許第 5 3 0 2 9 8 4 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上記内視鏡システムでは、飽和度測定光及び白色光を用いて比 B_1/G_2 を算出するため、飽和度測定光及び白色光の光強度が装置によって異なると（装置によってばらつきがあると）、比 B_1/G_2 も装置によってばらつく

。この光強度のばらつきを完全になくすことはできない。このため、比 $B1/G2$ に基づいて算出するヘモグロビンの酸素飽和度も装置間でばらつく虞がある。このため、酸素飽和度を精度よく得ることはできない。特に、悪性腫瘍等は、酸素飽和度が低いことを利用して判定するので、適切な判定が難しくなる。

[0006] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、複数の光を用いて照明した生体組織の画像データから生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度等の特徴量を取得する際、精度の高い特徴量の情報を得ることができる内視鏡システム及び特徴量算出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

[0007] 本発明の内視鏡システムは、以下の形態を含む。

(形態 1)

波長帯域の異なる少なくとも第 1 の光と第 2 の光を出射するように構成された光源装置と、

前記第 1 の光で照明された生体組織を撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、前記第 2 の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第 2 の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含む内視鏡と、

前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との比である第 1 光強度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記第 1 光強度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得するように構成された特徴量取得部と、を含むプロセッサと、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

例えば、後述する実施形態によれば、ヘモグロビンの量あるいはヘモグロビンの酸素飽和度は、前記第 1 特徴量に対応する。ヘモグロビンの量が前記第

1特微量に対応する場合、後述する実施形態の白色光W LとW i d e光が、前記第1の光と前記第2の光に対応する。また、ヘモグロビンの酸素飽和度が前記第1特微量に対応する場合、後述する実施形態のW i d e光とN a r r o w光が、前記第1の光と前記第2の光に対応する。

[0008] (形態2)

前記第1光強度比は、前記第1の光及び前記第2の光で照明した基準被写体を前記撮像素子あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した前記基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比である、形態1に記載の内視鏡システム。

例えば、後述する実施形態の第1光強度比G 1あるいは第2光強度比G 2が、前記第1光強度比に対応する。

[0009] (形態3)

前記第1光強度比は、前記基準被写体における前記第1のカラー画像データの輝度成分の値と前記第2のカラー画像データの輝度成分の値との比を所定値にする比である、形態1または2に記載の内視鏡システム。

[0010] (形態4)

波長帯域の異なる少なくとも2つの光成分を有する光を出射するように構成された光源装置と、

前記照明された生体組織を撮像することにより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含む内視鏡と、

前記撮像素子における前記光成分の異なる波長帯域の間の撮像感度の比である感度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記カラー画像データの前記光成分の波長帯域に対応した対応成分の比率のうち、前記生体組織の第1特微量に対して感度を有する第1比率を、前記感度比を用いて補正した第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特微量を取得する特徴量取得部と、を含むプロセッサと、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

[0011] (形態5)

波長帯域の異なる少なくとも第 1 の光と第 2 の光を出射する光源装置と、
前記第 1 の光で照明された生体組織を撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、前記第 2 の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第 2 のカラー画像データを生成する撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記撮像素子における前記第 1 の光の撮像感度と前記第 2 の光の撮像感度との比である感度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記感度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得する特徴量取得部と、を含むプロセッサと、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

例えば、後述する実施形態によれば、感度比 G_2 が、前記感度比に対応する。また、例えば、後述する実施形態によれば、ヘモグロビンの量は、前記第 1 特徴量に対応し、後述する実施形態の白色光 WL と $Wide$ 光が、前記第 1 の光と前記第 2 の光に対応する。

[0012] (形態 6)

前記記憶部は、前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との第 1 光強度比を記憶しており、

前記感度比は、前記第 1 の光及び前記第 2 の光で照明した基準被写体を前記撮像素子で撮像することで生成した前記基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比を、前記第 1 光強度比を用いて補正した比である、形態 5 に記載の内視鏡システム。

[0013] (形態 7)

前記特徴量取得部は、前記第 1 比率を、前記感度比及び前記第 1 光強度比を用いて補正することにより前記第 1 補正比率を取得する、形態 6 に記載の内視鏡システム。

[0014] (形態 8)

前記感度比は、前記第 1 比率の値が基準値として既知である基準被写体を前記撮像素子で撮像したときに得られる前記第 1 補正比率の値が前記基準被写体の前記基準値になるように設定された比である、形態 4 ～ 7 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0015] (形態 9)

波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を出射するように構成された光源装置と、

前記第 2 の光で照明された生体組織を撮像することにより第 2 のカラー画像データを生成し、前記第 3 の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第 3 の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含む内視鏡と、

前記第 2 の光の光強度と前記第 3 の光の光強度との比である第 2 光強度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 3 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 2 特徴量に対して感度を有する第 2 比率を、前記第 2 光強度比を用いて補正した第 2 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得するように構成された特徴量取得部と、を含むプロセッサと、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

例えば、後述する実施形態によれば、白色光 WL、Wide 光、及び Narrow 光が、前記第 1 の光、前記第 2 の光、及び前記第 3 の光に対応する。また、例えば、後述する実施形態によれば、ヘモグロビンの酸素飽和度は、前記第 2 特徴量に対応し、第 2 光強度比 G_2 が、前記第 2 光強度比に対応する。

[0016] (形態 10)

前記第 2 光強度比は、前記第 2 の光及び前記第 3 の光で照明した基準被写体を前記撮像素子あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した前記基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比である、形態 9 に記載の内視

鏡システム。

[0017] (形態 1 1)

前記撮像部は、前記第 1 の光で照明された生体組織を前記撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成するように構成され、

前記記憶部は、前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との比である第 1 光強度比を記憶しており、

前記特徴量取得部は、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記第 1 光強度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 部分と、前記第 1 特徴量と前記第 2 補正比率に基づいて前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得するように構成された第 2 部分と、を有する、形態 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

例えば、後述する実施形態によれば、ヘモグロビンの量は、前記第 1 特徴量に対応し、第 1 光強度比 G_1 が、前記第 1 光強度比に対応する。

[0018] (形態 1 2)

前記撮像部は、前記第 1 の光で照明された生体組織を前記撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、

前記記憶部は、前記撮像素子における前記第 1 の光の撮像感度と前記第 2 の光の撮像感度との比である感度比を記憶しており、

前記特徴量取得部は、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記感度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得する第 1 部分と、前記第 1 特徴量と前記第 2 補正比率に基づいて前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得する第 2 部分と、を有する、形態 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

[0019] (形態 1 3)

前記撮像部は、前記第 1 の光で照明された生体組織を前記撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、

前記記憶部は、前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との比である第 1 光強度比、及び前記撮像素子における前記第 1 の光の撮像感度と前記第 2 の光の撮像感度との比である感度比を記憶しており、

前記特徴量取得部は、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記感度比及び前記第 1 光強度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得する第 1 部分と、前記第 1 特徴量と前記第 2 補正比率に基づいて前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得する第 2 部分と、を有する、形態 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

[0020] (形態 1 4)

前記感度比は、前記第 1 比率の値が基準値として既知である基準被写体を前記撮像素子で撮像したときに得られる前記第 1 補正比率の値が前記基準被写体の前記基準値になるように設定された比である、形態 12 または 13 に記載の内視鏡システム。

[0021] (形態 1 5)

前記第 1 特徴量は、前記生体組織におけるヘモグロビンの量であり、

前記第 1 比率は、前記第 2 のカラー画像データの輝度成分と、前記第 1 のカラー画像データの R 成分、あるいは R 成分及び G 成分の合計成分との比率である、形態 1 ～ 8 及び形態 11 ～ 13 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0022] (形態 1 6)

前記第 2 特徴量は、前記生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度であり、

前記第 2 比率は、前記第 3 のカラー画像データの輝度成分と、前記第 2 の

カラー画像データの輝度成分との比率である、形態 9 ～ 15 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0023] (形態 17)

前記第 3 の光の波長帯域は、前記第 2 の光の波長帯域に含まれる、形態 9 ～ 16 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0024] (形態 18)

前記第 2 の光の波長帯域は、前記第 2 のカラー画像データの成分の 1 つが、前記生体組織のヘモグロビンの量の変化に対して感度を有するが、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、形態 1 ～ 17 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0025] (形態 19)

前記第 3 の光の波長帯域は、前記第 3 のカラー画像データの成分の 1 つが、前記生体組織の酸素飽和度の変化に対して感度を有するような波長帯域を含む、形態 9 ～ 18 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0026] (形態 20)

前記光源装置は、複数の光学フィルタを光路中で順次切り替えることにより波長帯域の異なる光を出射する構成を備える、形態 1 ～ 19 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

[0027] (形態 21)

前記第 2 の光は、前記光学フィルタの 1 つで、前記第 1 の光の波長帯域のうち、500 nm ～ 600 nm の範囲内の第 1 波長帯域を透過させた前記第 1 の光の濾過光であり、前記第 3 の光は、前記光学フィルタの 1 つで、前記第 1 波長帯域の範囲内の前記第 1 波長帯域より狭い第 2 波長帯域を透過させた前記第 1 の光の濾過光である、形態 20 に記載の内視鏡システム。

[0028] また、本発明の特徴量算出方法は、以下の形態を含む。

(形態 22)

波長帯域の異なる少なくとも第 1 の光と第 2 の光で生体組織を照明するステップと、

前記第 1 の光で照明された生体組織を撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、前記第 2 の光で照明された前記生体組織を撮像素子で撮像することにより第 2 のカラー画像データを生成するステップと、

前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、予め取得した、前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との比である第 1 光強度比を用いて補正した第 1 補正比率を生成するステップと、

前記第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を算出するステップと、

を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

[0029] (形態 2 3)

波長帯域の異なる少なくとも第 1 の光と第 2 の光で生体組織を照明するステップと、

前記第 1 の光で照明された生体組織を撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、前記第 2 の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第 2 のカラー画像データを生成するステップと、

前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、予め取得した、前記撮像素子における前記第 1 の光の撮像感度と前記第 2 の光の撮像感度との比である感度比を用いて補正した第 1 補正比率を生成するステップと、

前記第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を算出するステップと、を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

[0030] (形態 2 4)

波長帯域の異なる少なくとも 2 つの光成分を有する光で生体組織を照明するステップと、

前記光で照明された生体組織を撮像素子で撮像することによりカラー画像

データを生成するステップと、

前記生体組織の前記カラー画像データの前記光成分の波長帯域に対応した対応成分の比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、予め取得した、前記撮像素子における前記光成分の異なる波長帯域の間の撮像感度の比である感度比を用いて補正した第1補正比率を生成するステップと、

前記第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を算出するステップと、を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

[0031] (形態25)

波長帯域の異なる第1の光、第2の光、及び第3の光で生体組織を照明するステップと、

前記第2の光で照明された生体組織を撮像素子で撮像することにより第2のカラー画像データを生成し、前記第3の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第3のカラー画像データを生成するステップと、

前記生体組織の前記第2のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第3のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有する第2比率を、予め取得した、前記第2の光の光強度と前記第3の光の光強度との比である第2光強度比を用いて補正した第2補正比率を生成するステップと、

前記第2補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第2特徴量を算出するステップと、を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

発明の効果

[0032] 上述の内視鏡システム及び特徴量算出方法によれば、複数の光を用いて照明した生体組織の画像データから生体組織の特徴量を取得する際、精度の高い特徴量の情報を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0033] [図1]一実施形態の内視鏡システムの一例の構成のブロック図である。

[図2]一実施形態で用いる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3]一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4]550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

[図5]一実施形態で用いる、ヘモグロビンの量と第1補正比率の対応関係の一例を示す図である。

[図6]一実施形態で用いるヘモグロビンの酸素飽和度 Sat と第2補正比率の対応関係の一例を示す図である。

[図7]一実施形態の内視鏡システムにおける処理の一例を説明するフローチャートである。

[図8]一実施形態の内視鏡システムのディスプレイが表示する画像の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0034] 以下、本実施形態について、図面を参照しながら説明する。

以下に説明する一実施形態の内視鏡システムは、波長域の異なる光で生体組織を被写体として照明し撮像した複数のカラー画像データに基づいて生体組織の生体情報（例えば、ヘモグロビンの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。以下に説明するヘモグロビンの量及び酸素飽和度を定量化する場合、血液の分光特性（すなわち、ヘモグロビンの分光特性）がヘモグロビンの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。

一実施形態では、生体組織の特徴量（ヘモグロビンの量及び酸素飽和度）を定量化するために、異なる波長帯域の複数の照明光（第1～3の光）で照明した生体組織の画像を撮像して取得し、この生体組織のカラー画像データの成分同士の比率（第1比率、第2比率）を算出する。このとき、照明光の光強度や撮像素子の撮像感度が、内視鏡システムでばらつくことに起因して生じる生体組織の特徴量（ヘモグロビンの量や酸素飽和度）のばらつきを抑制するために、生体組織のカラー画像データの成分同士の比率（第1比率、

第2比率)を補正した補正比率(第1補正比率、第2補正比率)を用いてヘモグロビンの量及び酸素飽和度を求める。これにより、精度の高い特徴量の情報を得ることができる。なお、酸素飽和度は、後述するように、第2補正比率と算出したヘモグロビンの量とに基づいて算出されるが、この酸素飽和度の算出は、ヘモグロビンの量が第1補正比率に基づいて算出されることから、酸素飽和度が第2補正比率と第1補正比率に基づいて算出されることも含む。

[0035] (内視鏡システムの構成)

図1は、一実施形態に係る内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。内視鏡システム1は、電子内視鏡(内視鏡)100、プロセッサ200、ディスプレイ300、及び光源装置400を備える。電子内視鏡100及びディスプレイ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は、画像処理部500を備える。光源装置400は、プロセッサ200に着脱自在に接続されている。光源装置400は、プロセッサ200の筐体内に組み込まれてもよい。

[0036] 電子内視鏡100は、被検者の体内に挿入される挿入管110を有する。挿入管110の内部には、挿入管110の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の一端部である先端部131aは、挿入管110の先端部、すなわち挿入管先端部111近傍に位置し、ライトガイド131の他端部である基端部131bは、光源装置400との接続部に位置する。したがって、ライトガイド131は、光源装置400との接続部から挿入管先端部111近傍まで延びている。

光源装置400は、キセノンランプ等の光量の大きい光を生成する光源ランプ430を光源として備える。光源装置400から出射した光は照明光Iとして、ライトガイド131の基端部131bに入射する。ライトガイド131の基端部131bに入射した光は、ライトガイド131を通してその先端部131aに導かれ、先端部131aから出射される。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 1 3 2 が設けられている。ライトガイド 1 3 1 の先端部 1 3 1 a から出射する照明光 I L は、配光レンズ 1 3 2 を通過して、挿入管先端部 1 1 1 の近傍の生体組織 T を照明する。

[0037] 電子内視鏡 1 0 0 の挿入管先端部 1 1 1 には対物レンズ群 1 2 1 及び撮像素子 1 4 1 が設けられている。対物レンズ群 1 2 1 及び撮像素子 1 4 1 は撮像部を形成する。照明光 I L のうち、生体組織 T の表面で反射又は散乱された光は、対物レンズ群 1 2 1 に入射し、集光されて、撮像素子 1 4 1 の受光面上で結像する。撮像素子 1 4 1 は、その受光面にカラーフィルタ 1 4 1 a を備えたカラー画像撮像用の C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサ、あるいは C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の公知撮像素子を使用することができる。

[0038] カラーフィルタ 1 4 1 a 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 1 4 1 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。図 2 は、一実施形態で用いる撮像素子の赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。R カラーフィルタは、波長約 5 7 0 n m より長波長、(例えば 5 8 0 n m ~ 7 0 0 n m) 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 4 7 0 n m ~ 6 2 0 n m 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 5 3 0 n m より短波長 (例えば 4 2 0 n m ~ 5 2 0 n m) の光を通過させるフィルタである。

[0039] 撮像素子 1 4 1 は、複数の光のそれぞれで照明された生体組織 T を撮像して、各光に対応したカラー画像データを生成する撮像手段であり、波長範囲が異なる複数の光で生体組織 T を照明することにより生体組織 T 上で反射したあるいは散乱した光に対応するカラー画像データを生成する画像データ生成手段である。撮像素子 1 4 1 は、後述する画像処理部 5 0 0 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 T の像に対応するカラー画像データを、周期的に (例えば、1 / 3 0 秒間隔で) 出力する。撮像素

子 1 4 1 から出力されたカラー画像データは、ケーブル 1 4 2 を介してプロセッサ 2 0 0 の画像処理部 5 0 0 に送られる。

[0040] 画像処理部 5 0 0 は、A/D変換回路 5 0 2、プレ画像処理部 5 0 4、フレームメモリ部 5 0 6、ポスト画像処理部 5 0 8、特徴量取得部 5 1 0、メモリ 5 1 2、画像表示制御部 5 1 4、及びコントローラ 5 1 6 を主に備える。

[0041] A/D変換回路 5 0 2 は、電子内視鏡 1 0 0 の撮像素子 1 4 1 からケーブル 1 4 2 を介して入力されるカラー画像データを 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 5 0 2 から出力されるデジタルデータは、プレ画像処理部 5 0 4 に送られる。

[0042] プレ画像処理部 5 0 4 は、デジタルデータを、Rカラーフィルタが装着された撮像素子 1 4 1 中の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撮像素子 1 4 1 中の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撮像素子 1 4 1 中の受光素子によって撮像された B デジタル画像データからデモザイク処理により、画像を構成する R、G、B 成分のカラー画像データを生成する。さらに、プレ画像処理部 5 0 4 は、生成した R、G、B 成分のカラー画像データに対して、色補正、マトリックス演算、及びホワイトバランス補正等の所定の信号処理を施す部分である。

[0043] フレームメモリ部 5 0 6 は、撮像素子 1 4 1 で撮像され、信号処理の施された 1 画像毎のカラー画像データを一時記憶する。

[0044] ポスト画像処理部 5 0 8 は、フレームメモリ部 5 0 6 に記憶されたカラー画像データを読み出して、あるいは後述する画像表示制御部 5 1 4 で生成された画像データを信号処理（γ補正等）してディスプレイ表示用の画面データを生成する。画像表示制御部 5 1 4 で生成された画像データは、後述するように、生体組織 T のヘモグロビンの酸素飽和度等の特徴量の分布画像のデータを含む。生成された画面データ（ビデオフォーマット信号）は、ディスプレイ 3 0 0 に出力される。これにより、生体組織 T の画像や生体組織 T の

特徴量の分布画像等がディスプレイ 300 の画面に表示される。

[0045] 特徴量取得部 510 は、コントローラ 516 の指示に応じて、後述するように、撮像された生体組織 T の特徴量、例えばヘモグロビンの量、あるいは、ヘモグロビンの量とヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、これらの特徴量の、撮像した生体組織 T の像上の分布画像の画像データを生成する。

特徴量取得部 510 は、波長帯域の異なる複数の光で照明した生体組織 T のカラー画像データを用いて演算することにより特徴量を算出するので、フレームメモリ部 506 あるいはメモリ 512 から、特徴量取得部 510 で用いるカラー画像データ及び各種情報を呼び出す。

[0046] 画像表示制御部 514 は、特徴量取得部 510 で算出した特徴量の、撮像した生体組織 T の像上の分布画像の表示形態を、コントローラ 516 の指示に応じて制御する。画像表示制御部 514 は、例えば、撮像した生体組織 T の像に特徴量の分布画像を重ねて表示するように制御する。

コントローラ 516 は、画像処理部 500 の各部分の動作指示及び動作制御を行う他、光源装置 400 及び撮像素子 141 を含む電子内視鏡 100 の各部分の動作指示及び動作制御を行う部分である。

なお、特徴量取得部 510 及び画像表示制御部 514 は、コンピュータ上でプログラムを起動して実行することで上述した各機能を担うソフトウェアモジュールで構成されてもよいし、ハードウェアで構成されてもよい。

[0047] このように、プロセッサ 200 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 から出力されるカラー画像データを処理する機能と、電子内視鏡 100、光源装置 400、及びディスプレイ 300 の動作を指示し制御する機能とを兼ね備える。

[0048] 光源装置 400 は、波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を出射する光出射手段であり、第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光をライトガイド 131 に入射させる。本実施形態の光源装置 400 は、波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を出射するが、4 つ以上の光を出射させてもよい。この場合、第 4 の光は、第 1 の光と同じ波長帯域の光として

もよい。光源装置400は、光源ランプ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。光源ランプ430から射出される略平行光である光は、例えば白色光であり、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図示されない移動機構によって、光源ランプ430から放射される光の光路上の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。回転フィルタ410は、透過特性の異なる複数のフィルタを含むので、光源ランプ430から放射される光の光路を横切る回転フィルタ410の種類によって、光源装置400から出射する光の波長帯域は異なる。

[0049] なお、光源装置400の構成は、図1に示されるものに限定されない。例えば、光源ランプ430に平行光でなく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、光源ランプ430からの放射される光を集光レンズ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。また、集光レンズ440を使用せず、光源ランプ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。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の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態光を回転フィルタ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、略平行光の光を回転フィルタ410に入射させることで、光学フィルタへの光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。また、光源ランプ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の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の光を回転フィルタ410に入射させる構成を採用することができる。

[0050] また、光源装置400は、1つの光源ランプ430から放射された光を光

学フィルタに透過させることで、異なる波長帯域の複数の光を出射する構成であるが、光源ランプ430の代わりに、異なる波長帯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装置400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410を用いなくてもよい。また、光源装置400は、例えば、所定の波長帯域の励起光とその励起光によって励起発光する蛍光とを含む合成白色光と、所定の狭い波長帯域の光を別々に出射するように光源装置400を構成することもできる。光源装置400は、波長帯域の異なる複数の光を出射するものであれば構成は特に制限されない。

光源装置400は、電子内視鏡100に外付けされた外部装置であるが、光源装置400がレーザ素子のような小型の光源で構成される場合、光源装置400は、電子内視鏡100の挿入管先端部111に設けられてもよい。この場合、ライトガイド131は不要となる。

[0051] 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光の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は、通過波長帯域が異なる3つの光学フィルタを備えるが、4つ、5つ、または6以上の光学フィルタを備えてもよい。回転フィルタ410の回転角度は、コントローラ516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516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の波長帯域が切り替えられる。

[0052] 図3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、3つの扇形の光学フィルタ415、416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及び414cには、それぞれ光学フィルタ415、416及び418が嵌め込まれている。なお、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。

[0053] 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が備える図示されないサーボモータ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。

[0054] 回転フィルタ410が図3中の矢印で示される方向に回転すると、この光が入射する光学フィルタが、光学フィルタ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の波長帯域が順次切り替えられる。

[0055] 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スフィルタである。図4に示されるように、光学フィルタ415は、等吸収点E1からE4までの波長帯域R0（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416は、等吸収点E2からE3までの波長帯域R2（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。

また、光学フィルタ418は、紫外線カットフィルタであり、可視光波長領域では、光源ランプ430から放射された光は光学フィルタ418を透過する。光学フィルタ418を透過した光は、白色光として通常観察像の撮像に使用される。なお、光学フィルタ418を使用せず、フレーム411の窓414cを開放した構成としてもよい。

したがって、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ415を透過した光を、以降Wide光といい、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ416を透過した光を、以降Narrow光といい、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ418を透過した光を、以降白色光WLという。

[0056] 図4に示されるように、波長帯域R1は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークP1のピーク波長が含まれる帯域であり、波長帯域R2は還元ヘモグロビンに由来する吸収ピークP2のピーク波長が含まれる帯域であり、波長帯域R3は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークP3のピーク波長が含まれる帯域である。また、波長域R0には、3つの吸収ピークP1、P2、P3の各ピーク波長が含まれている。図4は、550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

[0057] また、光学フィルタ415の波長帯域R0及び光学フィルタ416の波長帯域R2は、カラーフィルタ141aのGカラーフィルタの通過波長域（図2）に含まれている。従って、光学フィルタ415又は416を通過した光によって形成される生体組織Tの像は、撮像素子141で撮像されたカラー画像データのG成分の像として得られる。なお、光学フィルタ415から生成されるWide光の光強度と光学フィルタ418から生成される白色光WLの光強度が略同程度になるように光フィルタ415あるいは光学フィルタ418の透過率及び開口の大きさが調整されている。Wide光の光強度とNarrowの光強度は異なっている。

[0058] フレーム411の周縁部には、貫通孔413が形成されている。貫通孔413は、フレーム411の回転方向において、窓414aと窓414cとの境界部と同じ位置（位相）に形成されている。フレーム411の周囲には、貫通孔413を検出するためのフォトインタラプタ422が、フレーム411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422は、フィルタ制御部420に接続されている。

[0059] このように、光源装置400は、複数の光学フィルタ415、416、418を光源ランプ430の放射した光の光路中で順次切り替えることにより波長帯域の異なる光、すなわちWide光、Narrow光、及び白色光WLを照明光ILとして出射する構成を備えることが好ましい。

[0060] （生体組織の特徴量の算出）

生体組織Tの特徴量は、画像処理部500の特徴量取得部510で算出さ

れる。撮像した生体組織 T の画像から生体組織 T のヘモグロビンの量、及びヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を特徴量として算出する処理を以下説明する。

[0061] 図 4 に示すように、ヘモグロビンは、 550 nm 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する。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビン HbO が占める割合を表す酸素飽和度 Sat に応じて変化する。図 4 における実線の波形は、酸素飽和度 Sat が 100% 、すなわち、酸素化ヘモグロビン bO の吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度 Sat が 0% 、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 $Sat = 10、20、30、\dots、90\%$ におけるヘモグロビン、すなわち酸素化ヘモグロビン HbO 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。

[0062] 図 4 に示すように、Q 帯において、酸素化ヘモグロビン HbO と還元ヘモグロビン Hb は互いに異なるピーク波長を有する。具体的には、酸素化ヘモグロビン HbO は、波長 542 nm 付近の吸収ピーク $P1$ と、波長 576 nm 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、 556 nm 付近に吸収ピーク $P2$ を有している。図 4 は、酸素化ヘモグロビン HbO 、還元ヘモグロビン Hb の濃度の和が一定となる場合の吸収スペクトルであるため、酸素化ヘモグロビン HbO 及び還元ヘモグロビン Hb の比率、すなわち、酸素飽和度によらず吸光度が一定となる等吸収点 $E1、E2、E3、E4$ が現れる。等吸収点 $E1$ と $E2$ とで挟まれた波長帯域は、先に光学フィルタ 410 で説明した波長帯域 $R1$ であり、等吸収点 $E2$ と $E3$ とで挟まれた波長領域は波長帯域 $R2$ であり、等吸収点 $E3$ と $E4$ とで挟まれた波長帯域は波長帯域 $R3$ であり、等吸収点 $E1$ と $E4$ とで挟まれた波長帯域、すなわち波長帯域 $R1、R2$ 及び $R3$ を合わせた帯域は、波長帯域 $R0$ である。したがって、光源ランプ 430 から放射された光のうち光学フィルタ 415 を透過した透過光である $Wide$ 光の波長帯域は、波長帯域 $R0$ であ

り、光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ416を透過した透過光であるNarrow光の波長帯域は、波長帯域R2である。

[0063] 図4に示されるように、波長帯域R1、R2、R3では、ヘモグロビンの吸収は酸素飽和度に対して線形的に増加又は減少する。具体的には、波長帯域R1、R3におけるヘモグロビンの吸収AR1、AR3は、酸素化ヘモグロビンの濃度、すなわち酸素飽和度に対して線形的に増加する。また、波長帯域R2におけるヘモグロビンの吸収AR2は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

[0064] ここで、酸素飽和度は次の式(1)により定義される。

[0065] 式(1)：

[数1]

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

但し、

Sat：酸素飽和度

[Hb]：還元ヘモグロビンの濃度

[HbO]：酸素化ヘモグロビンの濃度

[Hb] + [HbO]：ヘモグロビンの量(tHb)

[0066] また、式(1)より、酸素化ヘモグロビンHbO及び還元ヘモグロビンHbの濃度を表す式(2)、式(3)が得られる。

[0067] 式(2)：

[数2]

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

[0068] 式(3)：

[数3]

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

[0069] したがって、ヘモグロビンの吸収 A_{R1} 、 A_{R2} 及び A_{R3} は、酸素飽和度とヘモグロビンの量の両方に依存する特徴量となる。

[0070] ここで、波長帯域 R_0 における吸光度の合計値は、酸素飽和度 Sat には依存せず、ヘモグロビンの量によって決まる値となることが判明している。したがって、波長帯域 R_0 における吸光度の合計値に基づいてヘモグロビンの量を定量することができる。また、波長帯域 R_1 、波長帯域 R_2 、あるいは波長帯域 R_3 における吸光度の合計値と、波長帯域 R_0 の合計値に基づいて定量したヘモグロビンの量とに基づいて、酸素飽和度 Sat を定量することができる。

[0071] 特徴量取得部 510 は、生体組織 T のヘモグロビンの量（第1特徴量）の変化に対して感度を有する後述する第1比率に基づいて生体組織 T のヘモグロビンの量を算出し取得するヘモグロビン量算出部（第1部分）510aと、算出したヘモグロビンの量（第1特徴量）とヘモグロビンの酸素飽和度（第2特徴量）の変化に対して感度を有する後述する第2比率に基づいて生体組織 T のヘモグロビンの酸素飽和度を算出し取得する酸素飽和度算出部（第2部分）510bと、を含む。第1比率あるいは第2比率がヘモグロビンの量の変化あるいは酸素飽和度の変化に対して感度を有するとは、第1比率あるいは第2比率が、ヘモグロビンの量の変化あるいは酸素飽和度の変化に対して変化することをいう。

[0072] $Wide$ 光（光学フィルタ 415 を透過した波長帯域 R_0 の光）で照明した生体組織 T のカラー画像データの輝度成分の値が、上述の波長帯域 R_0 における吸光度の合計値に対応することから、本実施形態の特徴量取得部 510 のヘモグロビン量算出部 510a は、波長帯域 R_0 のカラー画像データの輝度成分に基づいてヘモグロビンの量を算出する。ここで、輝度成分は、カ

ラー画像データのR成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データのG成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データのB成分の値に所定の係数を掛け算し、これらの掛け算した結果を合算することで算出することができる。

特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、具体的には、Wide光（第2の光）を照明光I_Lとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wide（Y_h）を、白色光WL（第1の光）を照明光I_Lとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第1のカラー画像データ）のR成分WL（R）、あるいはR成分WL（R）及びG成分WL（G）の合計成分WL（R）+WL（G）で割った比率Wide（Y_h）/WL（R）またはWide（Y_h）/{WL（R）+WL（G）}（第1比率）に基づいてヘモグロビンの量を算出する。ヘモグロビンの量の算出において、輝度成分Wide（Y_h）を、WL（R）あるいは{WL（R）+WL（G）}で割った比率Wide（Y_h）/WL（R）またはWide（Y_h）/{WL（R）+WL（G）}を用いるのは、照明光I_Lが生体組織Tの表面で散乱する程度によって生体組織Tの分光特性が変化することを除去するためである。特に、消化管内壁等の生体組織Tの反射スペクトルは、生体組織Tを構成する成分による吸収の波長特性（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Tによる照明光の散乱の波長特性の影響を受け易い。白色光WL（第1の光）を照明光I_Lとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第1のカラー画像データ）のR成分WL（R）、あるいはR成分及びG成分の合計成分WL（R）+WL（G）は、ヘモグロビンの量や酸素飽和度Satの影響を受けず、照明光I_Lの生体組織Tにおける散乱の程度を表す。したがって、生体組織Tの反射スペクトルから、照明光I_Lの生体組織Tにおける散乱の影響を除去するために、白色光WL（基準光）の波長帯域は、第1のカラー画像データの成分の1つが、生体組織Tのヘモグロビンの量の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていること

が好ましい。これに加えて、白色光WL（基準光）の波長帯域は、第1のカラー画像データの成分の1つが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。

一実施形態では、ヘモグロビンの量が既知の生体組織Tにおける上述の第1比率の情報（正確には、後述する第1補正比率）とヘモグロビンの量の対応関係を表した参照テーブルをメモリ512に予め記憶しておき、特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、この参照テーブルを用いて、生体組織Tの撮像したカラー画像データにおける上記第1比率の値に基づいてヘモグロビンの量を算出する。

[0073] ヘモグロビンの量の算出では、第1比率として、Wide光（第2の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wide（Yh）と、白色光WL（第1の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第1のカラー画像データ）のR成分WL（R）、あるいはR成分及びG成分の合計成分WL（R）+WL（G）の比率Wide（Yh）/WL（R）またはWide（Yh）/{WL（R）+WL（G）}を用いることが好ましいが、Wide光（第2の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wide（Yh）の代わりにG成分Wide（G）を用いることも好ましい。

[0074] さらに、上述したように、酸素飽和度Satの上昇とともに波長帯域R2における吸光度の合計値が低下すること、及び、波長帯域R0における吸光度の合計値はヘモグロビンの量に応じて変化するが、酸素飽和度Satの変化に係わらず一定であることから、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、以下に定める第2比率に基づいて酸素飽和度を算出する。すなわち、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、光学フィルタ416を通過した波長帯域R2の光であるNarrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第3のカラー画像データ）の輝度成分Narrow（Yh）と、Wide光（光学フィルタ416を透過した波長帯域R0の光

）で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wide (Yh) との比率 Narrow (Yh) / Wide (Yh) を、第2比率として算出する。一方、ヘモグロビンの量と、酸素飽和度 Sat = 0% における第2比率の下限值及び酸素飽和度 Sat = 100% における第2比率 Narrow (Yh) / Wide (Yh) の上限値との関係を表した対応関係を、既知の試料から求めてメモリ512に予め記憶しておく。特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、生体組織Tの撮像によって生成したカラー画像データから得られるヘモグロビンの量の算出結果と上記対応関係を用いて、第2比率の下限值及び上限値を求め、求めた下限値と上限値の間で酸素飽和度 Sat は第2比率に応じて線形的に変化するとして、撮像した生体組織Tの第2比率 Narrow (Yh) / Wide (Yh) の値が上限値と下限値の間の範囲のどの位置にあるかを算出する。このようにして、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、酸素飽和度 Sat の算出を行う。

また、ヘモグロビンの量及び第2比率の情報（正確には、後述する第2補正比率）とヘモグロビンの酸素飽和度 Sat との対応関係を表した参照テーブルを既知の試料から求めて予めメモリ512に記憶しておき、この参照テーブルを参照して、算出した第2比率からヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出することもできる。

[0075] 一実施形態では、第2比率を、Narrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第3のカラー画像データ）の輝度成分 Narrow (Yh) と、Wide光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分 Wide (Yh) との比率として用いるが、Narrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第3のカラー画像データ）のG成分 Narrow (G) と、Wide光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）のG成分 Wide (G) との比率を用いることもできる。

[0076] また、一実施形態では、第2比率の算出のために、生体組織Tの照明のた

めに波長帯域 R 2 の N a r r o w 光を用いるが、N a r r o w 光には限られない。例えば、酸素飽和度 S a t の変化に対して吸光度の合計値が変化する波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 を利用することを意図して、波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 を波長帯域とする光を用いることもできる。この場合、光学フィルタ 4 1 6 のフィルタ特性を波長帯域 R 1 あるいは波長帯域 R 2 に設定するとよい。

[0077] このように、酸素飽和度 S a t を正確に算出するには、N a r r o w 光（第 3 の光）の波長帯域は、W i d e 光（第 2 の光）の波長帯域に含まれることが好ましい。また、W i d e 光（第 2 の光）の波長帯域は、第 2 のカラー画像データの成分の 1 つ、例えば輝度成分や G 成分が、ヘモグロビンの量の変化に対して感度を有するが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域 R 0 を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度 S a t を算出することができる点から好ましい。N a r r o w 光（第 3 の光）の波長帯域は、第 3 のカラー画像データの成分の 1 つ、例えば輝度成分や G 成分が、生体組織 T の酸素飽和度 S a t の変化に対して感度を有するような波長帯域 R 2 を含むように設定されていることが、正確に酸素飽和度 S a t を算出することができる点から好ましい。

[0078] また、上述の W i d e 光（第 2 の光）は、光学フィルタの 1 つで、白色光 W L（第 1 の光）の波長帯域のうち、例えば 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の範囲内の第 1 波長帯域、例えば等吸収点 E 1 と等吸収点 E 4 間の波長帯域を透過させた白色光 W L（第 1 の光）の濾過光であり、N a r r o w 光（第 3 の光）は、光学フィルタの 1 つで、第 1 波長帯域の範囲内の、第 1 波長帯域より狭い第 2 波長帯域、例えば等吸収点 E 2 と等吸収点 E 3 間の波長帯域を透過させた白色光 W L（第 1 の光）の濾過光であることが好ましい。上記第 1 波長帯域は、例えば、5 1 0 n m ~ 5 9 0 n m の範囲内の帯域であることが好ましい。また、上記第 2 波長帯域は、例えば、5 1 0 n m ~ 5 9 0 n m の範囲内の帯域であることが好ましく、5 3 0 n m ~ 5 8 0 n m の範囲内の帯域であることがより好ましい。

[0079] また、上述の実施形態では、ヘモグロビンの吸光度を利用してヘモグロビンの量及び酸素飽和度 Sat を算出するときに、図4に示すように、550 nm付近の波長帯域の光を照明光として利用するが、この周波数帯域に限定されない。ヘモグロビンの吸光度において、550 nm付近の波長帯域以外にも、大きな吸収ピークが420～450 nmに存在し、かつ等吸収点を備える。この等吸収点の周りで、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収スペクトルの波形が交互に入れ替わる。このため、一実施形態では、400～460 nmの波長帯域内の、異なる波長あるいは波長帯域の光を照明光として利用して、ヘモグロビン量及び酸素飽和度を算出することも好ましい。この場合においても、ヘモグロビン量及び酸素飽和度の算出は、後述するように第1比率及び第2比率を、後述する第1光強度比 $G1$ 、感度比 $G2$ 、及び第2光強度比 $G3$ を用いて補正を行うことができる。

[0080] 上述の実施形態では、ヘモグロビンの量及び酸素飽和度 Sat を求める際に、波長帯域の異なる3つの光が照明光として用いられる。しかし、一実施形態によれば、ヘモグロビンの量及び酸素飽和度 Sat を求めるために、光源装置400は、互いに異なる波長帯域の2つの光成分を含む第1の光と、上記光成分の2つの波長帯域と異なる別の波長帯域の第2の光を照明光として出射することも好ましい。この場合、ヘモグロビン量算出部510aは、第1の光を照明光としたときに生成されるカラー画像データから抽出される2つの波長帯域それぞれに対応した対応成分である成分aと成分bの比から得られる第1比率を、後述する感度比 $G2$ で補正し、第1補正比率を求めることができる。上記成分aと成分bは、図1に示すプレ画像処理部504においてカラー画像データの成分をマトリックス演算することにより抽出される。

[0081] 例えば、第1の光に、620～670 nmの波長帯域の光成分（赤光成分）、525～582 nmの波長帯域の光成分（緑光成分）を含ませる。第2の光の波長帯域は、545～570 nmとする。この場合、一実施形態によれば、ヘモグロビンの量を求めるための指標となる第1比率は、対応成分のうちの緑光成分に対応した対応成分（525～582 nmの波長帯域の成分

）の、緑光成分に対応した対応成分（525～582 nmの波長帯域の成分）と赤光成分に対応した対応成分（620～670 nmの波長帯域の成分）の和、すなわち合成した対応成分に対する比率とし、酸素飽和度 Sat を求めるための指標となる第2比率は、第2の光に対応したカラー画像データの545～570 nmの波長帯域に対応した成分の、第1の光に対応したカラー画像データの緑光成分に対応した対応成分（525～582 nmの波長帯域の成分）に対する比率とすることができる。

[0082] また、一実施形態によれば、照明光として用いる3つの光に代えて3つの光成分を有する1つの光を用いて1つのカラー画像データを得て、このカラー画像データの成分を用いて、ヘモグロビン量及び酸素飽和度 Sat を求めることもできる。この場合、1つの光を照明光として用いるので、光源装置400の構成が簡素化する他、複数のカラー画像データを生成する必要が無いので、プロセッサ200における各部分の構成が簡素化する。

この場合、ヘモグロビン量算出部510aは、カラー画像データから抽出される3つの光成分の波長帯域に対応した対応成分を用いて第1比率を求め、この第1比率を、後述する感度比 $G2$ で補正し、第1補正比率を求めることができる。

例えば、1つの光に、450～500 nmの波長帯域の光成分（青光成分）、525～582 nmの波長帯域の光成分（緑光成分）、620～670 nmの波長帯域の光成分（赤光成分）を含ませる。このような光で得られたカラー画像データを、図1に示すプレ画像処理部504にてマトリックス演算を行って上記波長帯域に対応したカラー画像データの3つの対応成分を求めることができる。この場合、一実施形態によれば、ヘモグロビンの量を求めるための指標となる第1比率は、緑光成分に対応した対応成分（525～582 nmの波長帯域の成分）の、3つの対応成分から得られる合成した対応成分（例えば、3つの対応成分の値を加重平均した値を有する対応成分）に対する比率とすることができる。さらに、酸素飽和度 Sat を求めるための指標となる第2比率は、青光成分に対応した対応成分（450～500 nm

mの波長帯域の成分)の、緑光成分に対応した対応成分(525~582nmの波長帯域の成分)に対する比率とすることができる。

[0083] 以下、第1比率及び第2比率の補正について、白色光WL(第1の光)、Wide光(第2の光)、及びNarrow光(第3の光)を照明光とした実施形態に基づいて説明する。

[0084] (第1比率の補正:光強度)

上述した実施形態では、波長帯域の異なる白色光WL(第1の光)及びWide光(第2の光)で照明された生体組織Tの撮像画像のカラー画像データの成分間の第1比率である比率Wide(Yh)/WL(R)またはWide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}に基づいて生体組織Tのヘモグロビンの量を算出するので、信頼性のあるヘモグロビンの量を算出するには、波長帯域の異なる2つの光の光強度の比は所定の値になっていること、すなわち、光強度の比は複数の内視鏡システム間でばらつきがなく一定であることが好ましい。しかし、白色光WL(第1の光)の光強度とWide光(第2の光)の光強度の比は内視鏡システム毎に製造誤差等によりわずかにばらついている場合がある。このため、第1比率Wide(Yh)/WL(R)またはWide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}に基づいて算出されるヘモグロビンの量は、複数の内視鏡システム間でばらつき易い。この場合、白色光WL(第1の光)の光強度とWide光(第2の光)の光強度のばらつきにあわせてヘモグロビンの量を算出するために用いる参照テーブルを修正することでヘモグロビンの算出結果の、内視鏡システム間のばらつきを抑えることはできる。しかし、内視鏡システム毎に参照テーブルを作成し直すことは煩雑である。このため、特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、第1比率である比率Wide(Yh)/WL(R)またはWide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}を補正する。具体的には、白色光WL(第1の光)の光強度とWide光(第2の光)の光強度との比率である第1光強度比G1を予め測定してその結果をメモリ512に記憶しておく。ヘモグロビン量算出部510aは、第1比率を用いてヘモグロビン

の量を算出するとき、第1比率である比率 $Wide(Yh) / WL(R)$ または $Wide(Yh) / \{WL(R) + WL(G)\}$ を、第1光強度比 $G1$ を用いて補正した(割り算した)第1補正比率 $Wide(Yh) / \{WL(R) \cdot G1\}$ または $Wide(Yh) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G1]$ を第1比率の情報として用いて、この第1補正比率に基づいて、参照テーブルを用いて生体組織Tのヘモグロビンの量(第1特徴量)を算出し取得する。なお、比率 $Wide(Yh) / WL(R)$ または $Wide(Yh) / \{WL(R) + WL(G)\}$ は、ヘモグロビンの量に対して感度を有するパラメータである。感度を有するとは、ヘモグロビンの量が増加すると、この変化に応じて比率 $Wide(Yh) / WL(R)$ または $Wide(Yh) / \{WL(R) + WL(G)\}$ も変化することをいう。

[0085] 上述したように、ヘモグロビンの量は、第1補正比率 $Wide(Yh) / \{WL(R) \cdot G1\}$ または $Wide(Yh) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G1]$ に基づいて算出されるので、白色光WL(第1の光)の光強度とWide光(第2の光)の光強度の比が内視鏡システム間でばらついていても、ヘモグロビンの量の算出結果は同じになる。光源装置400では、白色光WLとWide光は1つの光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ415、418を透過した透過光であるので、白色光WL(第1の光)の光強度とWide光(第2の光強度)の光強度の比のばらつきは、光学フィルタ415の光透過率及び光学フィルタ418の光透過率のばらつきや回転フィルタ410の窓414a及び窓414cの大きさ(開口の大きさ)のばらつきに起因する。

[0086] メモリ512に記憶される第1光強度比 $G1$ は、白色光WL(第1の光)及びWide光(第2の光)で照明した基準被写体を撮像素子141あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比あるいはこの比に定数倍した値であることが好ましい。より具体的には、第1光強度比 $G1$ は、Wide光(第2の光)で照明した基準被写体を撮像素子141あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した

基準被写体におけるカラー画像データの一成分の値を、白色光WL（第1の光）で照明した基準被写体を撮像素子141あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの一成分の値で割った値、あるいはその値を定数倍した値である。

したがって、一実施形態によれば、第1光強度比G1は、白色光WL（第1の光）とWide光（第2の光）の光強度がばらついても、第1比率の値が、予め定めた光強度の白色光WLとWide光に対応したカラー画像データの一成分から得えられる第1比率の値になるように第1比率を補正する係数である。例えば、白色光WL（第1の光）で照明された基準被写体の撮像により得られたカラー画像データの一成分の値に対してWide光（第2の光）で照明された基準被写体の撮像により得られたカラー画像データの一成分の値が10分の1である場合、第1光強度比G1は、例えば10分の1あるいは10分の1を定数倍（例えばa倍）した値とする。このような白色光WL及びWide光を用いて被写体を撮像することにより得られる第1比率は、補正のために第1光強度比G1で除算されるので、第1比率には、例えば10倍あるいは10倍を定数倍（例えば、 $1/a$ 倍）した値が乗算される。ここで、カラー画像データの一成分とは、波長帯域R0を波長帯域として含むカラー画像データのG成分でもよいが、輝度成分であることが、正確に光強度の比率を取得する点から好ましい。基準被写体は、複数の内視鏡システム間の製品のばらつきを抑制するための検査を行うときに複数の内視鏡システムに共通して用いるように定められた被写体であればよく、例えばホワイトバランスのために用いる基準白色板でもよいし、予め特定された生体組織や試料であってもよい。ここで、第1補正比率 $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G1\}$ または $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G1]$ は、輝度成分と、R成分あるいはR成分とG成分の合計成分との比率であるので、撮像素子141の受光素子の撮像感度（同じ光強度の光で照明された被写体の撮像画像データの値）が複数の内視鏡システム間でばらついている場合、第1補正比率 $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G1\}$ または

$Wide(Yh) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G1]$ も複数の内視鏡システム間でばらつき易い。このため、複数の内視鏡システムを検査する場合、撮像素子の撮像感度を揃えるために、撮像素子141に代えて、内視鏡システムの検査を行うときに共通に用いる、撮像感度が目標感度になっていることが保証された基準撮像素子を用いることが好ましい。撮像素子141の撮像感度が目標感度に一致している場合、撮像素子141を用いることもできる。

[0087] なお、第1光強度比G1は、第1の光で照明した基準被写体のカラー画像データ（第1のカラー画像データ）の輝度成分の値と、第2の光で照明した基準被写体のカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分の値との比を所定値、例えば1.0にする比であることが好ましい。

これにより、第1の光と第2の光の光強度の比が内視鏡システム間でばらついている場合でも、図5に示すように第1補正比率とヘモグロビンの量の対応関係を用いて、内視鏡システム間でばらつきがないヘモグロビンの量を算出することができる。図5に示すように第1補正比率とヘモグロビンの量の対応関係を表した参照テーブルがメモリ512に記憶される。図5は、本実施形態で用いるヘモグロビンの量と第1補正比率の対応関係の一例を示す図である。

[0088] （第1比率の補正：撮像感度）

上述の実施形態では、波長帯域の異なる白色光WL（第1の光）及びWide光（第2の光）で照明された生体組織Tを撮像素子141で撮像して生成された撮像画像のカラー画像データの成分間の第1比率に基づいて生体組織Tのヘモグロビンの量を算出するので、撮像素子141の撮像感度が検査する複数の内視鏡システム間でばらついていると、第1比率に基づいて算出されるヘモグロビンの量も、複数の内視鏡システム間でばらつき易い。この場合、撮像素子141の撮像感度のばらつきにあわせてヘモグロビンの算出に用いる参照テーブルを内視鏡システム毎に個別に補正することでヘモグロビンの算出結果の、複数の内視鏡システム間のばらつきを抑えることはでき

るが、内視鏡システム毎に参照テーブルを作成し直すことは煩雑である。このため、特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、第1比率である比率 $Wide(Yh) / WL(R)$ または $Wide(Yh) / \{WL(R) + WL(G)\}$ を補正する。具体的には、撮像素子141における、白色光WL(第1の光)の撮像感度と、撮像素子141における、Wide光(第2の光)の撮像感度との感度比を予め測定してその結果をメモリ512に記憶しておく。特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、記憶した感度比G2を用いてヘモグロビンの量を算出するとき、第1比率である比率 $Wide(Yh) / WL(R)$ または $Wide(Yh) / \{WL(R) + WL(G)\}$ を、感度比G2を用いて補正した(割り算した)第1補正比率 $Wide(Yh) / \{WL(R) \cdot G2\}$ または $Wide(Yh) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G2]$ に基づいて、参照テーブルを用いて生体組織Tのヘモグロビンの量(第1特徴量)を算出し取得する。これにより、撮像素子141の撮像感度が内視鏡システム間でばらついても、ばらつきの少ないヘモグロビンの量を算出することができる。撮像感度とは、同じ光強度の光を撮像素子141で同じ時間受光したときのカラー画像データの値をいう。上述の実施形態では、ヘモグロビンの量を算出するために第1比率を用いるので、撮像感度として、白色光WL(第1の光)の撮像感度と、撮像素子141における、Wide光(第2の光)の撮像感度との感度比G2を用いればよい。感度比G2として、第1比率に用いるカラー画像データの成分に対応させてカラー画像データの輝度成分とR成分、G成分を用いるが、どの成分を用いるかは、特に制限されない。

[0089] このような感度比G2を用いた第1比率の上記補正は、白色光WL(第1の光)の光強度とWide光(第2の光)の光強度の強度比率が目標値にある条件で行われることが好ましい。しかし、光強度の強度比は、上述したように内視鏡システム間でばらつき、一定でない場合が多い。この場合、本実施形態の特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、上述の第1光強度比G1をメモリ512に予め記憶しておき、この第1光強度比G1

と感度比 G_2 を用いて、第1比率である比率 $Wide(Y_h) / WL(R)$ または $Wide(Y_h) / \{WL(R) + WL(G)\}$ を、第1光強度比 G_1 及び感度比 G_2 を用いて補正した（割り算した）第1補正比率 $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G_1 \cdot G_2\}$ または $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G_1 \cdot G_2]$ に基づいて、参照テーブルを用いて生体組織Tのヘモグロビンの量（第1特徴量）を算出し取得することが好ましい。なお、第1光強度比 G_1 が1.0である場合、感度比 G_2 のみを用いて、第1補正比率 $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G_2\}$ または $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G_2]$ に基づいて、参照テーブルを用いて生体組織Tのヘモグロビンの量（第1特徴量）を算出し取得することができる。

なお、感度比 G_2 は、白色光 WL （第1の光）及び $Wide$ 光（第2の光）で照明した基準被写体を撮像素子141で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比を、第1光強度比 G_1 を用いて補正した比であることが好ましい。例えば、白色光 WL （第1の光）で照明したヘモグロビンの量が0の基準被写体を撮像素子141で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データのR成分 $WL(R)$ あるいはR成分とG成分の合計成分 $WL(R) + WL(G)$ と、 $Wide$ 光（第2の光）で照明したヘモグロビンの量が0の基準被写体を撮像素子141で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの輝度成分 $Wide(Y_h)$ との比を $Wide(Y_h) / WL(R)$ あるいは $Wide(Y_h) / \{WL(R) + WL(G)\}$ としたとき、感度比 G_2 は、 $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G_1 \cdot 0.6\}$ あるいは $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G_1 \cdot 0.6]$ と定める。なお、第1光強度比 G_1 が1.0である場合、感度比 G_2 は、 $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot 0.6\}$ あるいは $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot 0.6]$ と定めることができる。ここで、上記式において0.6を用いるのは、ヘモグロビンの量が0のときの第1補正比率の値を図5に示すように、0.6

とするためである。これにより、図5に示すように、上記撮像感度が内視鏡システム間でばらついている場合でも、ヘモグロビンの量が0のときの第1補正比率を0.6に揃えることができ、複数の内視鏡システム間で共通した参照テーブルを用いて、内視鏡システム間でばらつきのないヘモグロビンの量を算出することができる。

このように、感度比G2は、第1比率の値が基準値、例えば0.6として既知である基準被写体、例えばヘモグロビンの色素と同じ色成分を有さない基準板を撮像素子104で撮像したときに得られる第1補正比率の値が基準被写体の基準値、例えば0.6になるように設定された比である、ことが好ましい。

上記補正対象の第1比率では、第2のカラー画像データの成分として輝度成分を用いるが、波長帯域R0を波長帯域として含むG成分を用いることもできる。

[0090] 上述の撮像素子141の撮像感度のばらつきの問題は、波長帯域の異なる2つの光を照明光として用いる場合に限定されない。例えば、異なる波長帯域の光成分を含んだ光を用いてカラー画像データを生成し、カラー画像データから上記光成分の波長帯域に対応するカラー画像データの対応成分に基づいて第1比率を求めて、ヘモグロビンの量を算出する場合にもばらつきの問題は問題が生じる。

一実施形態によれば、メモリ512は、撮像素子141における光に含まれる光成分の異なる波長帯域の間の撮像感度の比である感度比を予め記憶しておく。このとき、特徴量取得部510は、カラー画像データの光成分の波長帯域に対応した対応成分の比率のうち、ヘモグロビンの量に対して感度を有する第1比率を、感度比を用いて補正した第1補正比率に基づいて、ヘモグロビンの量を取得することが好ましい。

[0091] (第2比率の補正：光強度)

上述した実施形態では、波長帯域の異なるWide光(第2の光)及びNarrow光(第3の光)で照明された生体組織Tの撮像画像のカラー画像

データの成分間の第2比率である比率 $Narrow(Yh) / Wide(Yh)$ とヘモグロビンの量に基づいて生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出するので、信頼性のある酸素飽和度 Sat を算出するには、波長帯域の異なる上記 $Wide$ 光（第2の光）及び $Narrow$ 光（第3の光）の光強度の比は所定の値になっていること、すなわち、光強度の比は複数の内視鏡システム間でばらつきがなく一定であることが好ましい。しかし、 $Wide$ 光（第2の光）の光強度と $Narrow$ 光（第3の光）の光強度の比は内視鏡システム毎に製造誤差等によりわずかにばらついている場合がある。このため、第2比率 $Narrow(Yh) / Wide(Yh)$ に基づいて算出される酸素飽和度 Sat は、複数の内視鏡システム間でばらつき易い。この場合、 $Wide$ 光（第2の光）の光強度と $Narrow$ 光（第3の光）の光強度のばらつきにあわせて酸素飽和度 Sat を算出するために用いる第2比率の下限值及び上限値を修正することで酸素飽和度 Sat の算出結果の、内視鏡システム間のばらつきを抑えることはできる。しかし、上記下限値及び上限値を内視鏡システム毎に作成し直すことは煩雑である。このため、本実施形態の特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、第2比率である比率 $Narrow(Yh) / Wide(Yh)$ を補正する。具体的には、 $Wide$ 光（第2の光）の光強度と $Narrow$ 光（第3の光）の光強度との比である第2光強度比 $G3$ を予め測定してその結果をメモリ512に記憶しておく。特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、第2比率を用いて酸素飽和度 Sat を算出するとき、第2比率である比率 $Narrow(Yh) / Wide(Yh)$ を、第2光強度比 $G3$ を用いて補正した（割り算した）第2補正比率 $Narrow(Yh) / \{Wide(Yh) \cdot G3\}$ に基づいて、上限値及び下限値を用いて生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度 Sat （第2特徴量）を算出し取得する。なお、比率 $Narrow(Yh) / Wide(Yh)$ は、ヘモグロビンの酸素飽和度 Sat に対して感度を有するパラメータである。感度を有するとは、ヘモグロビンの酸素飽和度 Sat が変化すると、この変化に応じて比率 $Narrow(Yh) /$

Wide (Yh) も変化することをいう。

[0092] 上述したように、酸素飽和度 Sat は、第2補正比率 Narrow (Yh) $\div$ {Wide (Yh) $\cdot$ G3} に基づいて算出されるので、Wide 光 (第2の光) の光強度と Narrow 光 (第3の光) の光強度の比が内視鏡システム間でばらついても、同じ酸素飽和度 Sat を算出することができる。本実施形態の光源装置400では、Wide 光と Narrow 光は1つの光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ415, 416を透過した透過光であるので、Wide 光の光強度と Narrow 光の光強度の比のばらつきは、光学フィルタ415及び光学フィルタ416の光透過率のばらつきや回転フィルタ410の窓414a及び窓414bの大きさ(開口の大きさ)のばらつきに起因する。

[0093] メモリ512に記憶される第2光強度比G3は、Wide 光 (第2の光) 及び Narrow 光 (第3の光) で照明した基準被写体を撮像素子141あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比であることが好ましい。より具体的には、第2光強度比G3は、Narrow 光 (第3の光) で照明した基準被写体を撮像素子141あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの一成分の値を、Wide 光 (第2の光) で照明した基準被写体を撮像素子141あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した基準被写体におけるカラー画像データの一成分の値で割った値、あるいはその値を定数倍した値である。

したがって、一実施形態によれば、第2光強度比G3は、Wide 光 (第2の光) と Narrow 光 (第3の光) の光強度がばらついても、第2比率の値が、予め定めた光強度のWide 光と Narrow 光に対応したカラー画像データの一成分から得えられる第2比率の値になるように第2比率を補正する係数である。例えば、Wide 光 (第2の光) で照明された基準被写体の撮像により得られたカラー画像データの一成分の値に対して Narrow 光 (第3の光) で照明された基準被写体の撮像により得られたカラー画像

データの一成分の値が10分の1である場合、第2光強度比 G_3 は、例えば10分の1あるいは10分の1を定数倍（例えば a 倍）した値とする。このようなWide光及びNarrow光を用いて被写体を撮像することにより得られる第2比率は、補正のために第2光強度比 G_3 で除算するので、第2比率には、例えば10倍あるいは10倍の定数倍（例えば $1/a$ 倍）した値が乗算される。ここで、カラー画像データの一成分とは、波長帯域 R_0 を波長帯域として含むカラー画像データの G 成分でもよいが、輝度成分であることが、正確に光強度の比率を取得する点から好ましい。基準被写体は、複数の内視鏡システム間の製品のばらつきを抑制するための検査を行うときに複数の内視鏡システムに共通して用いるように定められた被写体であればよく、例えばホワイトバランスのために用いる基準白色板でもよいし、予め特定された生体組織や試料であってもよい。

[0094] 具体的には、Wide光（第2の光）及びNarrow光（第3の光）で照明した、酸素飽和度 $Sat = 0\%$ の基準被写体におけるカラー画像データの輝度成分の比が0.49（図6において、第2補正比率0.49において、酸素飽和度 Sat を0%とする）となるように、第2光強度比 G_3 を定めることが好ましい。具体的には、Wide光（第2の光）及びNarrow光（第3の光）で照明した上記基準被写体におけるカラー画像データの輝度成分の比を $Narrow(Y_h) / Wide(Y_h)$ としたとき、第2光強度比 G_3 を、 $Narrow(Y_h) / \{Wide(Y_h) \cdot 0.49\}$ と定める。これにより、図6に示すように、Wide光（第2の光）の光強度とNarrow光（第3の光）の光強度の比が内視鏡システム間でばらついていても、酸素飽和度 $Sat = 0\%$ のときの第2補正比率を0.49に揃えることができ、内視鏡システム間でばらつきのないヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出することができる。図6は、一実施形態で用いるヘモグロビンの酸素飽和度 Sat と第2補正比率の対応関係の一例を示す図である。

[0095] また、第2補正比率 $Narrow(Y_h) / \{Wide(Y_h) \cdot G_3\}$ は、2つの輝度成分の比率であるので、撮像素子141の受光素子の撮像感

度（同じ光強度の光で照明された被写体の撮像画像データの値）が複数の内視鏡システム間でばらついている場合、第2補正比率 $Narrow(Y_h)$ / $\{Wide(Y_h) \cdot G3\}$ も複数の内視鏡システム間でばらつき易い。このため、複数の内視鏡システムを検査する場合、撮像素子の撮像感度を揃えるために、撮像素子141に代えて、内視鏡システムの検査を行うときに共通に用いる、撮像感度が目標感度であることが保証されている基準撮像素子を用いることが好ましい。撮像素子141の撮像感度が目標感度に一致している場合、撮像素子141を用いることもできる。

[0096] 特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、第2比率を、第2光強度比 $G3$ を用いて補正した第2補正比率と、ヘモグロビンの量とに基づいて、ヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出するが、このときに用いるヘモグロビンの量を算出する際、第1光強度比 $G1$ を用いて補正した第1補正比率に基づいて、あるいは、感度比 $G2$ を用いて補正した第1補正比率に基づいて、あるいは、第1光強度比 $G1$ 及び感度比 $G2$ を用いて補正した第1補正比率に基づいて、ヘモグロビンの量を算出することが好ましい。

[0097] （特徴量算出方法1）

このような内視鏡システム1では、以下の特徴量の算出が行われる。

光源装置430から電子内視鏡100の挿入管110を通して出射した波長帯域の異なる白色光 WL （第1の光）と $Wide$ 光（第2の光）で生体組織 T を照明する。

このとき、白色光 WL （第1の光）で照明された生体組織 T を撮像素子141で撮像することにより第1のカラー画像データを生成し、 $Wide$ 光（第2の光）で照明された生体組織 T を撮像素子141で撮像することにより第2のカラー画像データを生成する。

プロセッサ200の特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、生体組織 T の第1のカラー画像データの複数の成分と生体組織 T の第2のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、生体組織 T のヘモグロビンの量（第1特徴量）に対して感度を有する第1比率、例えば比率 $Wide$

$(Y_h) / WL(R)$ または $Wide(Y_h) / \{WL(R) + WL(G)\}$ を、予め取得した、白色光WL（第1の光）の光強度とWide光（第2の光）の光強度との比である第1光強度比G1を用いて補正した第1補正比率、例えば $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G1\}$ または $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G1]$ を生成する。

特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、さらに、生成した第1補正比率に基づいて、生体組織Tのヘモグロビンの量（第1特徴量）を、例えば図5に示すような関係を表した参照テーブルを用いて算出する。

[0098]（特徴量算出方法2）

また、内視鏡システム1では、特徴量算出方法1と異なる以下の特徴量の算出が行われる。

光源装置430から電子内視鏡100の挿入管110を通して出射した波長帯域の異なる白色光WL（第1の光）とWide光（第2の光）で生体組織Tを照明する。

このとき、白色光WL（第1の光）で照明された生体組織Tを撮像素子141で撮像することにより第1のカラー画像データを生成し、Wide光（第2の光）で照明された生体組織Tを撮像素子141で撮像することにより第2のカラー画像データを生成する。

プロセッサ200の特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、生体組織Tの第1のカラー画像データの複数の成分と生体組織Tの第2のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、生体組織Tのヘモグロビンの量（第1特徴量）に対して感度を有する第1比率、例えば比率 $Wide(Y_h) / WL(R)$ または $Wide(Y_h) / \{WL(R) + WL(G)\}$ を、予め取得した、撮像素子141における白色光WL（第1の光）の撮像感度とWide光（第2の光）の撮像感度との比である感度比G2を用いて補正した第1補正比率、例えば $Wide(Y_h) / \{WL(R) \cdot G2\}$ または $Wide(Y_h) / [\{WL(R) + WL(G)\} \cdot G2]$ を生成する。

特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、さらに、生成した第1補正比率に基づいて、生体組織Tのヘモグロビンの量（第1特徴量）を、例えば図5に示すような関係を表した参照テーブルを用いて算出する。

[0099]（特徴量算出方法3）

さらに、内視鏡システム1では、特徴量算出方法1、2と異なる以下の特徴量の算出が行われる。

光源装置430から電子内視鏡100の挿入管110を通して出射した波長帯域の異なる白色光WL（第1の光）、Wide光（第2の光）、及びNarrow光（第3の光）で生体組織Tを照明する。

次に、Wide光（第2の光）で照明された生体組織Tを撮像素子141で撮像することにより第2のカラー画像データを生成し、Narrow光（第3の光）で照明された生体組織Tを撮像することにより第3のカラー画像データを生成する。

プロセッサ200の特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、生体組織Tの第2のカラー画像データの複数の成分と生体組織Tの第3のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度Sat（第2特徴量）に対して感度を有する第2比率、例えば $Narrow(Yh) / Wide(Yh)$ を、予め取得した、Wide光（第2の光）の光強度とNarrow光（第3の光）の光強度との比である第2光強度比G3を用いて補正した第2補正比率、例えば $Narrow(Yh) / \{Wide(Yh) \cdot G3\}$ を生成する。

特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、さらに、第2補正比率に基づいて、生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度Sat（第2特徴量）を算出する。

このとき、白色光WL（第1の光）は、Wide光（第2の光）とともに、ヘモグロビンの量に対して感度を有する上記第1比率、例えば比率 $Wide(Yh) / WL(R)$ または $Wide(Yh) / \{WL(R) + WL(G)\}$ をヘモグロビン量算出部510aで求めるために用いられる。この第1

比率は、特量算出方法 1, 2 によりヘモグロビンの量を求めるために用いられる。酸素飽和度算出部 510b は、このヘモグロビンの量を、ヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出するために用いる。

[0100] 上述した特徴量算出方法 1～3 に加えて、以下の特徴量の算出も一実施形態として行うことができる。

すなわち、光源装置 400 は、波長帯域の異なる少なくとも 2 つの光成分を有する光で生体組織を照明する。照明された生体組織を撮像素子 104 で撮像することにより、画像処理部 500 は、カラー画像データを生成する。このとき、特徴量取得部 510、より具体的には、ヘモグロビン量算出部 510a は、生体組織のカラー画像データの光成分の波長帯域に対応した対応成分の比率のうち、生体組織のヘモグロビンの量に対して感度を有する第 1 比率を、予め取得した、撮像素子 104 における光成分の異なる波長帯域の間の撮像感度の比である感度比 $G3$ を用いて補正した第 1 補正比率を生成する。ヘモグロビン量算出部 510a は、生成した第 1 補正比率に基づいて、生体組織のヘモグロビンの量を算出する。

[0101] (内視鏡システムの動作)

内視鏡システム 1 は、通常観察モードと分析モードの 2 つの動作モードを有する。通常観察モードは、光学フィルタ 418 で生成した白色光 WL を用いてカラー画像を撮影する動作モードである。分析モードは、光学フィルタ 415, 416, 418 のそれぞれを透過した $Wide$ 光, $Narrow$ 光、及び白色光 WL を使用して撮像したデジタル画像データに基づいて分析を行い、生体組織 T 中の生体情報の分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）を表示するモードである。内視鏡システム 1 の動作モードは、例えばプロセッサ 200 の操作パネル（不図示）や電子内視鏡 100 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。

[0102] 通常観察モードにおいては、コントローラ 516 は、光源装置 400 内の移動機構を制御して、回転フィルタ 410 を適用位置から退避位置へ移動させる。なお、分析モードでは、回転フィルタ 410 は適用位置に配置される

。また、回転フィルタ410が移動機構を有しない場合は、コントローラ516は、フィルタ制御部420を制御して、光源ランプ430の放射した光が光学フィルタ418に入射する位置で回転フィルタ410を静止させるように構成される。そして、撮像素子141の撮像により生成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、ディスプレイ300に画面表示させる。

[0103] 分析モードにおいては、コントローラ516は、フィルタ制御部420を制御して、回転フィルタ410を一定の回転数で回転駆動させながら、光学フィルタ415、416及び418のそれぞれを透過した光による生体組織Tの撮像を順次行う。そして、各光学フィルタ415及び416のそれぞれで生成したWide光及びNarrow光を用いて取得したデジタル画像データに基づいて生体組織T中の生体情報の分布を示す画像を生成する。画像表示制御部514は、生体情報の分布を示す画像を、光学フィルタ418を用いて取得した通常観察画像と並べた、あるいは重ねた表示画面を生成する。ポスト画像処理部508は、生成した表示画面のデータを更にビデオ信号に変換して、ディスプレイ300が画面表示するようにディスプレイ300に送る。

[0104] 分析モードでは、光源ランプ430からの光の光路を横切る光学フィルタ515、516、518のタイミング、すなわち回転フィルタ410の回転の位相は、フィルタ制御部420でコントローラ516から供給される、撮像素子141の駆動と同期したタイミング信号の位相と比較され調整される。

[0105] 次に、分析モードにおいて実行される分析処理について説明する。図7は、分析処理の手順を表すフローチャートである。

[0106] ユーザ操作によって、分析モードが選択される場合は、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、光源装置400からは、光学フィルタ415、416、418を通過した照明光IL（Wide光、Narrow光、及び白色光WL）が順

次供給され、各照明光 I L を用いた撮像が順次行われる (S 1) 。具体的には、光学フィルタ 4 1 5 , 4 1 6 , 4 1 8 を透過した W i d e 光、N a r r o w 光、白色光 W L を用いて撮像しプレ画像処理された生体組織 T の第 2、第 3、及び第 1 のカラー画像データの R 成分、G 成分、及び B 成分のデータはメモリ 5 1 2 に記憶される。白色光 W L は、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らない。白色光 W L は、例えば、基準色である R (赤) 、G (緑) 、B (青) 等、特定の波長帯域の光を含むものであればよい。つまり、白色光 W L 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含まれる。

[0107] 次に、特徴量取得部 5 1 0 は、白色光 W L の第 1 のカラー画像データをメモリ 5 1 2 から呼び出して、第 1 のカラー画像データの画素から、以下の分析処理 (処理 S 3 - S 8) の対象とする画素を選別する画素選別処理 S 2 を行う。生体組織 T 中の血液を含んでいない箇所や、生体組織 T 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操作者に提供すると、操作者による判断の妨げとなるだけでなく、特徴量取得部 5 1 0 に無用な負荷を与えて処理速度を低下させる。そこで、図 7 に示す分析処理では、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。

[0108] 具体的には、画素選別処理 S 2 では、以下の 3 つの条件式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。

[0109] 式 (4) :

[数4]

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

[0110] 式 (5) :

[数5]

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

[0111] 式 (6) :

[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。

[0112] 上記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を行ってもよい。

[0113] 次に、特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、第1のカラー画像データ、第2のカラー画像データをメモリ512から呼び出して、選別された画素に対して第1分析処理（S3）を行う。具体的には、ヘモグロビン量算出部510aは、第1のカラー画像データのR成分WL（R）、あるいはR成分とG成分の合計成分WL（R）+WL（G）を求め、さらに、第2のカラー画像データの輝度成分Wide（Yh）を求め、第1比率を求める。さらに、ヘモグロビン量算出部510aは、メモリ512に記憶されている第1光強度比G1及び感度比G2の少なくとも一方を用いて、第1補正比率を算出し、この第1補正比率に基づいて、メモリ512に記憶されている参照テーブルを参照することにより、生体組織Tのヘモグロビンの量を算出し、取得する。

[0114] 次に、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、選別された画素に対して第2分析処理S4を行う。具体的には、酸素飽和度算出部510bは、第2のカラー画像データの輝度成分Wide（Yh）を求め、さらに

、第3のカラー画像データの輝度成分 $Narrow(Yh)$ を求め、第2比率を求める。さらに、酸素飽和度算出部510bは、メモリ512に記憶されている第2光強度比 $G3$ を用いて、第2補正比率を算出し、この第2補正比率に基づいて、メモリ512に記憶されている上限値及び下限値を呼び出し、生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度 Sat を算出し、取得する。

算出した酸素飽和度 Sat の分布画像、及びヘモグロビンの量の分布画像のデータは、第1のカラー画像データとともに画像表示制御部514に送られる。

[0115] 画像表示制御部514は、操作者からの入力指示を、コントローラ516を介して受け、生体情報画像データを生成する(S5)。さらに、ポスト画像処理部508は、生体情報画像データを信号処理(γ 補正等)してディスプレイ表示用の画面データを生成する。生成された画面データはディスプレイ300に送られ、ディスプレイ300は、生体情報画像を表示する。画像表示制御部514は、操作者の入力指示に応じて、ヘモグロビンの量の分布画像や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、ヘモグロビンの量の分布画像、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重ねて表示した表示画面等の、種々の画面データを生成することができる。

[0116] 図8は、ディスプレイ300が表示する画像の一例を示す図である。図8は、上述の処理により取得した酸素飽和度 Sat から生成された酸素飽和度分布画像(2次元表示)の表示例である。白色光WLを照明光としたときの通常観察画像(図8中の左側)と、酸素飽和度分布画像(図8中の右側)を並列して表示している。酸素飽和度分布画像は、酸素飽和度に応じて色相が変化するグラデーション表示になっている。この酸素飽和度分布画像を用いて、酸素飽和度の高い部分や低い部分を特定することができる。

[0117] 悪性腫瘍の病変部では、血管新生により正常な生体組織よりもヘモグロビンの量が多く、かつ、酸素の代謝が顕著であるため酸素飽和度 Sat は正常な生体組織よりも低いことが知られている。このため、ヘモグロビンの量の

分布画像や酸素飽和度分布画像を表示することは重要である。画像表示制御部514は、これらの分布画像の所定の条件を満たす画素に対して強調表示処理を施して表示してもよい。

[0118] 本実施形態では、内視鏡システム1を用いて精度の高い診断を行うために、酸素飽和度Satの分布を示す酸素飽和度分布画像は高画質であることが求められる。このため、酸素飽和度分布画像は、好ましくは100万画素以上、より好ましくは200万画素以上、さらに好ましくは800万画素以上である。一方、取り扱う画像の画素数が多くなる程、プロセッサ200の演算回路は大きくなり、処理負荷も大きくなる傾向にある。特に、100万画素以上の高画素（高画質）では上記傾向は顕著である。本実施形態では、上述したように、ヘモグロビンの量や酸素飽和度Satとカラー画像データを関連付けた参照テーブルや対応関係の情報を予め設けておき、この参照テーブル及び対応関係を用いてヘモグロビンの量及び酸素飽和度Satを算出するので、上述の実施形態は、カラー画像データの取得の度にヘモグロビンの量及び酸素飽和度Satを、参照テーブル及び対応関係を用いずに算出する場合に比べて効率よくヘモグロビンの量及び酸素飽和度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。

[0119] 以上が実施形態を説明したが、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。

符号の説明

- [0120] 1 内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 110 挿入管
- 111 挿入管先端部
- 121 対物レンズ群
- 131 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	ディスプレイ
4 0 0	光源装置
4 1 0	回転フィルタ
4 2 0	フィルタ制御部
4 3 0	光源ランプ
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 0 2	A／D変換回路
5 0 4	プレ画像処理部
5 0 6	フレームメモリ部
5 0 8	ポスト画像処理部
5 1 0	特徴量取得部
5 1 2	メモリ
5 1 4	画像表示制御部
5 1 6	コントローラ

請求の範囲

- [請求項1] 波長帯域の異なる少なくとも第1の光と第2の光を出射するように構成された光源装置と、
- 前記第1の光で照明された生体組織を撮像することにより第1のカラー画像データを生成し、前記第2の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第2の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含む内視鏡と、
- 前記第1の光の光強度と前記第2の光の光強度との比である第1光強度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記第1のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第2のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、前記第1光強度比を用いて補正した第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を取得するように構成された特徴量取得部と、を含むプロセッサと、
- を備えることを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項2] 前記第1光強度比は、前記第1の光及び前記第2の光で照明した基準被写体を前記撮像素子あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した前記基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比である、請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記第1光強度比は、前記基準被写体における前記第1のカラー画像データの輝度成分の値と前記第2のカラー画像データの輝度成分の値との比を所定値にする比である、請求項1または2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 波長帯域の異なる少なくとも2つの光成分を有する光を出射するように構成された光源装置と、
- 前記照明された生体組織を撮像することにより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含む内視鏡と、
- 前記撮像素子における前記光成分の異なる波長帯域の間の撮像感度

の比である感度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記カラー画像データの前記光成分の波長帯域に対応した対応成分の比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、前記感度比を用いて補正した第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を取得する特徴量取得部と、を含むプロセッサと、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

[請求項5] 波長帯域の異なる少なくとも第1の光と第2の光を出射する光源装置と、

前記第1の光で照明された生体組織を撮像することにより第1のカラー画像データを生成し、前記第2の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第2のカラー画像データを生成する撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記撮像素子における前記第1の光の撮像感度と前記第2の光の撮像感度との比である感度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記第1のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第2のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、前記感度比を用いて補正した第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を取得する特徴量取得部と、を含むプロセッサと、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

[請求項6] 前記記憶部は、前記第1の光の光強度と前記第2の光の光強度との第1光強度比を記憶しており、

前記感度比は、前記第1の光及び前記第2の光で照明した基準被写体を前記撮像素子で撮像することで生成した前記基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比を、前記第1光強度比を用いて補正した比である、請求項5に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記特徴量取得部は、前記第1比率を、前記感度比及び前記第1光強度比を用いて補正することにより前記第1補正比率を取得する、請

求項 6 に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記感度比は、前記第 1 比率の値が基準値として既知である基準被写体を前記撮像素子で撮像したときに得られる前記第 1 補正比率の値が前記基準被写体の前記基準値になるように設定された比である、請求項 4 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 波長帯域の異なる第 1 の光、第 2 の光、及び第 3 の光を出射するように構成された光源装置と、

前記第 2 の光で照明された生体組織を撮像することにより第 2 のカラー画像データを生成し、前記第 3 の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第 3 の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含む内視鏡と、

前記第 2 の光の光強度と前記第 3 の光の光強度との比である第 2 光強度比を記憶した記憶部と、前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 3 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 2 特徴量に対して感度を有する第 2 比率を、前記第 2 光強度比を用いて補正した第 2 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得するように構成された特徴量取得部と、を含むプロセッサと、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

[請求項10] 前記第 2 光強度比は、前記第 2 の光及び前記第 3 の光で照明した基準被写体を前記撮像素子あるいは基準撮像素子で撮像することで生成した前記基準被写体におけるカラー画像データの一成分の比である、請求項 9 に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 前記撮像部は、前記第 1 の光で照明された生体組織を前記撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成するように構成され、

前記記憶部は、前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との比である第 1 光強度比を記憶しており、

前記特徴量取得部は、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記第 1 光強度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得するように構成された第 1 部分と、前記第 1 特徴量と前記第 2 補正比率に基づいて前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得するように構成された第 2 部分と、を有する、請求項 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

[請求項12]

前記撮像部は、前記第 1 の光で照明された生体組織を前記撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、

前記記憶部は、前記撮像素子における前記第 1 の光の撮像感度と前記第 2 の光の撮像感度との比である感度比を記憶しており、

前記特徴量取得部は、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記感度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得する第 1 部分と、前記第 1 特徴量と前記第 2 補正比率に基づいて前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得する第 2 部分と、を有する、請求項 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

[請求項13]

前記撮像部は、前記第 1 の光で照明された生体組織を前記撮像素子で撮像することにより第 1 のカラー画像データを生成し、

前記記憶部は、前記第 1 の光の光強度と前記第 2 の光の光強度との比である第 1 光強度比、及び前記撮像素子における前記第 1 の光の撮像感度と前記第 2 の光の撮像感度との比である感度比を記憶しており、

前記特徴量取得部は、前記生体組織の前記第 1 のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第 2 のカラー画像データの複数の

成分との比率のうち、前記生体組織の第 1 特徴量に対して感度を有する第 1 比率を、前記感度比及び前記第 1 光強度比を用いて補正した第 1 補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第 1 特徴量を取得する第 1 部分と、前記第 1 特徴量と前記第 2 補正比率に基づいて前記生体組織の前記第 2 特徴量を取得する第 2 部分と、を有する、請求項 9 または 10 に記載の内視鏡システム。

[請求項14] 前記感度比は、前記第 1 比率の値が基準値として既知である基準被写体を前記撮像素子で撮像したときに得られる前記第 1 補正比率の値が前記基準被写体の前記基準値になるように設定された比である、請求項 12 または 13 に記載の内視鏡システム。

[請求項15] 前記第 1 特徴量は、前記生体組織におけるヘモグロビンの量であり、
前記第 1 比率は、前記第 2 のカラー画像データの輝度成分と、前記第 1 のカラー画像データの R 成分、あるいは R 成分及び G 成分の合計成分との比率である、請求項 1～8 及び請求項 11～13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

[請求項16] 前記第 2 特徴量は、前記生体組織におけるヘモグロビンの酸素飽和度であり、
前記第 2 比率は、前記第 3 のカラー画像データの輝度成分と、前記第 2 のカラー画像データの輝度成分との比率である、請求項 9～15 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

[請求項17] 前記第 3 の光の波長帯域は、前記第 2 の光の波長帯域に含まれる、請求項 9～16 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 の光の波長帯域は、前記第 2 のカラー画像データの成分の 1 つが、前記生体組織のヘモグロビンの量の変化に対して感度を有するが、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含む、請求項 1～17 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

- [請求項19] 前記第3の光の波長帯域は、前記第3のカラー画像データの成分の1つが、前記生体組織の酸素飽和度の変化に対して感度を有するような波長帯域を含む、請求項9～18のいずれか1項に記載の内視鏡システム。
- [請求項20] 前記光源装置は、複数の光学フィルタを光路中で順次切り替えることにより波長帯域の異なる光を出射する構成を備える、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の光は、前記光学フィルタの1つで、前記第1の光の波長帯域のうち、500nm～600nmの範囲内の第1波長帯域を透過させた前記第1の光の濾過光であり、前記第3の光は、前記光学フィルタの1つで、前記第1波長帯域の範囲内の前記第1波長帯域より狭い第2波長帯域を透過させた前記第1の光の濾過光である、請求項20に記載の内視鏡システム。
- [請求項22] 波長帯域の異なる少なくとも第1の光と第2の光で生体組織を照明するステップと、
前記第1の光で照明された生体組織を撮像することにより第1のカラー画像データを生成し、前記第2の光で照明された前記生体組織を撮像素子で撮像することにより第2のカラー画像データを生成するステップと、
前記生体組織の前記第1のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第2のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、予め取得した、前記第1の光の光強度と前記第2の光の光強度との比である第1光強度比を用いて補正した第1補正比率を生成するステップと、
前記第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を算出するステップと、
を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。
- [請求項23] 波長帯域の異なる少なくとも第1の光と第2の光で生体組織を照明

するステップと、

前記第1の光で照明された生体組織を撮像素子で撮像することにより第1のカラー画像データを生成し、前記第2の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第2のカラー画像データを生成するステップと、

前記生体組織の前記第1のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第2のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、予め取得した、前記撮像素子における前記第1の光の撮像感度と前記第2の光の撮像感度との比である感度比を用いて補正した第1補正比率を生成するステップと、

前記第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を算出するステップと、

を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

[請求項24]

波長帯域の異なる少なくとも2つの光成分を有する光で生体組織を照明するステップと、

前記光で照明された生体組織を撮像素子で撮像することによりカラー画像データを生成するステップと、

前記生体組織の前記カラー画像データの前記光成分の波長帯域に対応した対応成分の比率のうち、前記生体組織の第1特徴量に対して感度を有する第1比率を、予め取得した、前記撮像素子における前記光成分の異なる波長帯域の間の撮像感度の比である感度比を用いて補正した第1補正比率を生成するステップと、

前記第1補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第1特徴量を算出するステップと、を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

[請求項25]

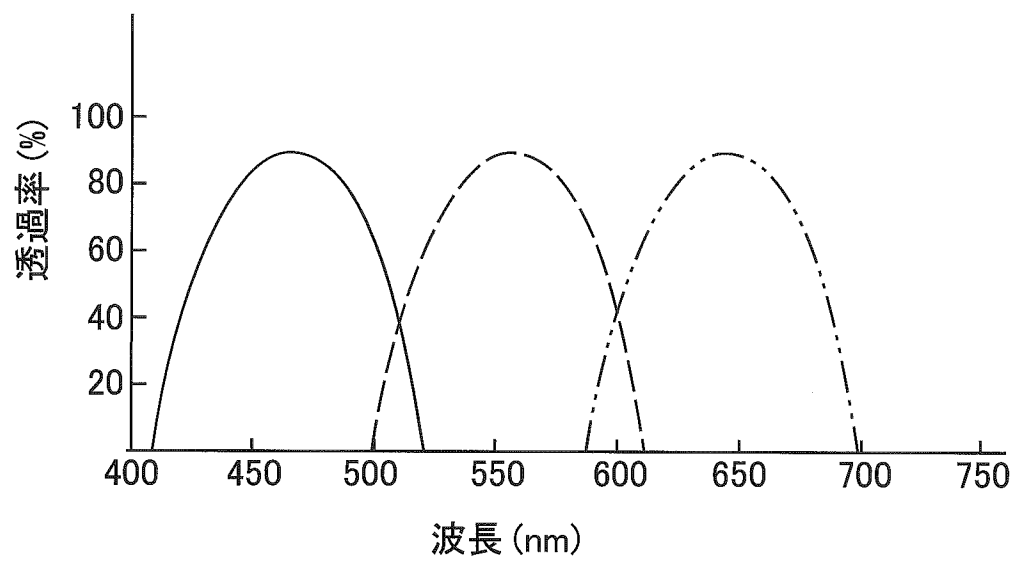
波長帯域の異なる第1の光、第2の光、及び第3の光で生体組織を照明するステップと、

前記第2の光で照明された生体組織を撮像素子で撮像することにより第2のカラー画像データを生成し、前記第3の光で照明された前記生体組織を撮像することにより第3のカラー画像データを生成するステップと、

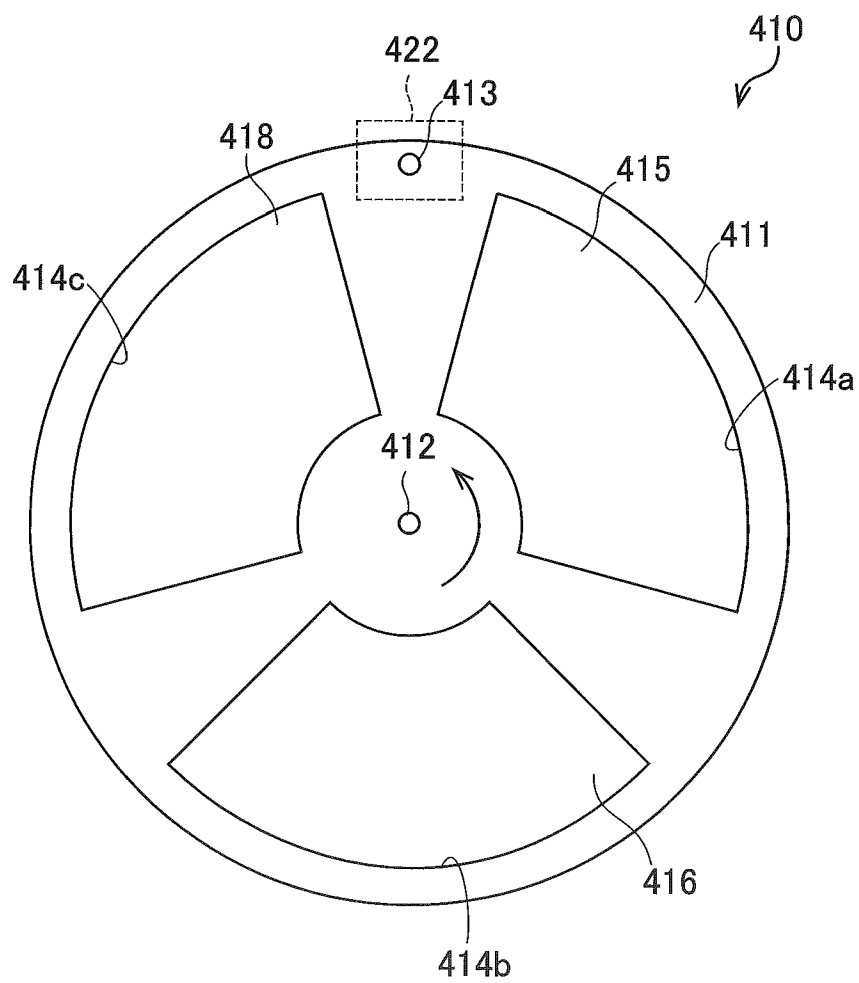
前記生体組織の前記第2のカラー画像データの複数の成分と前記生体組織の前記第3のカラー画像データの複数の成分との比率のうち、前記生体組織の第2特徴量に対して感度を有する第2比率を、予め取得した、前記第2の光の光強度と前記第3の光の光強度との比である第2光強度比を用いて補正した第2補正比率を生成するステップと、

前記第2補正比率に基づいて、前記生体組織の前記第2特徴量を算出するステップと、を備えることを特徴とする生体組織の特徴量算出方法。

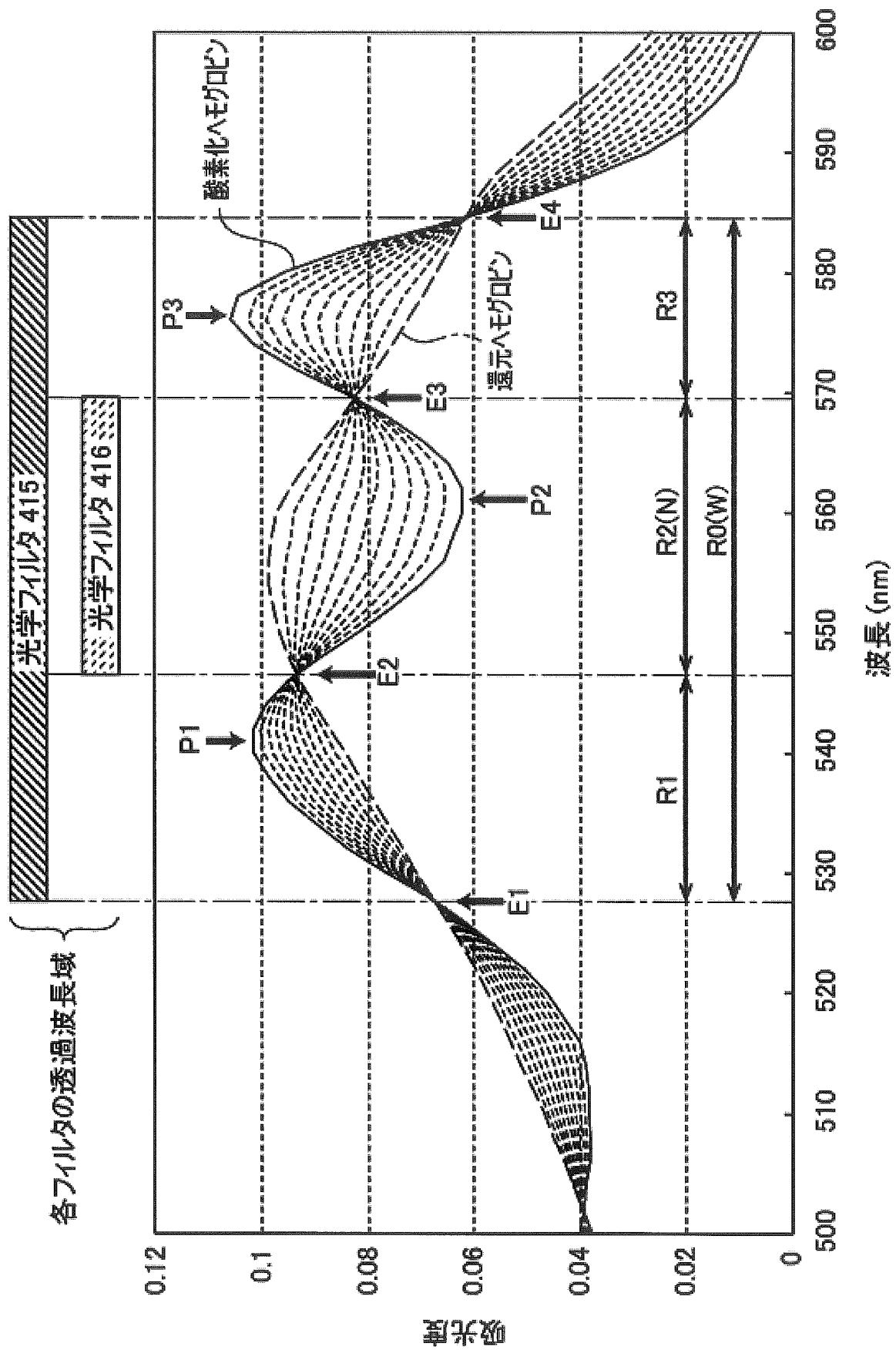
[図2]



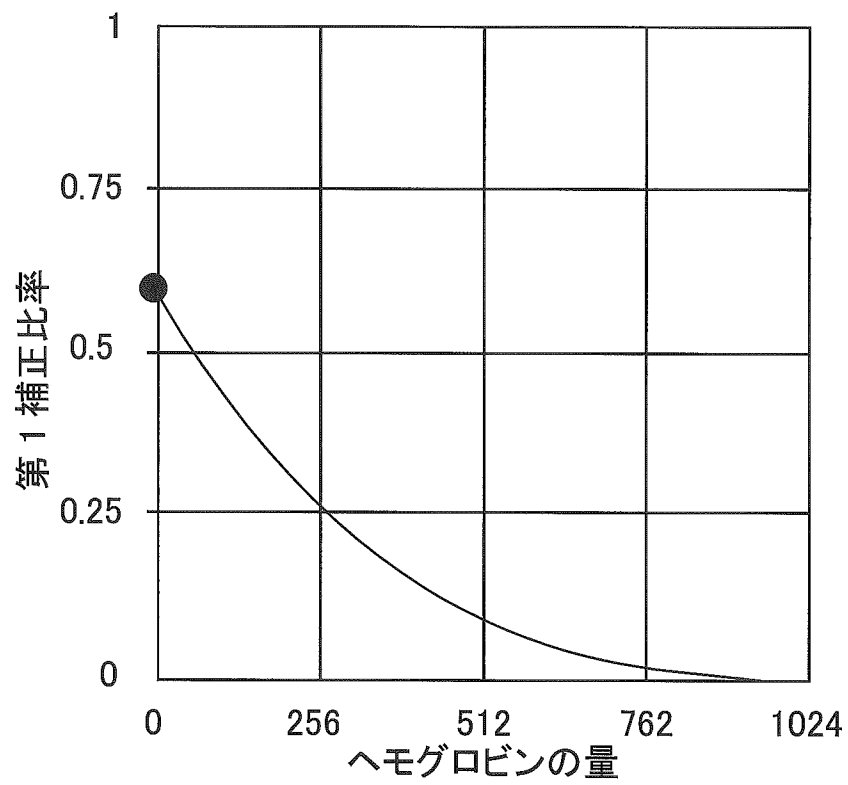
[図3]



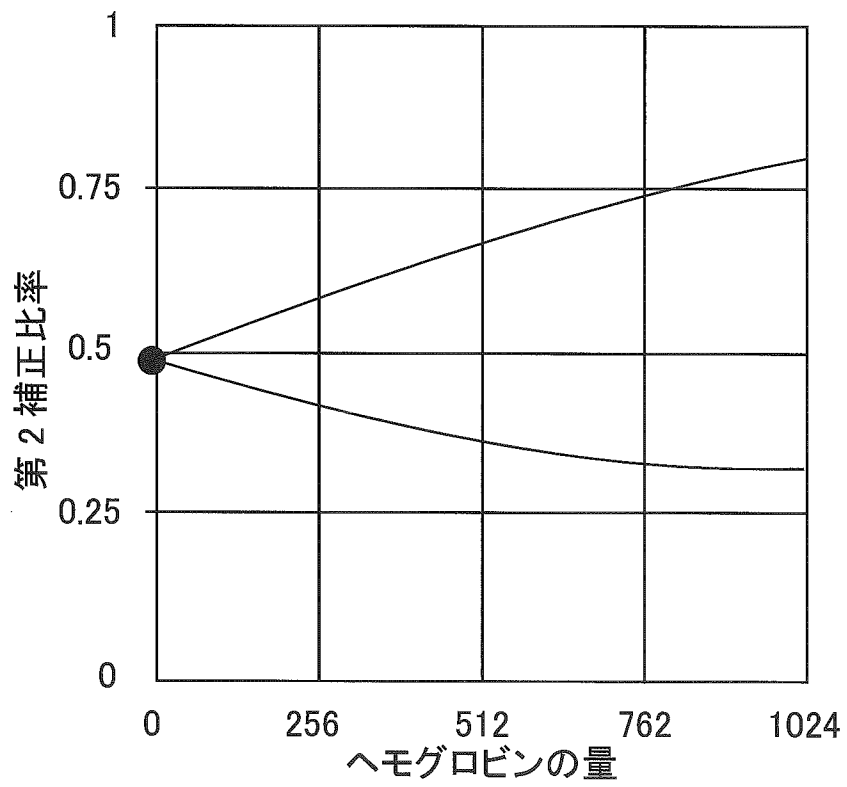
[図4]



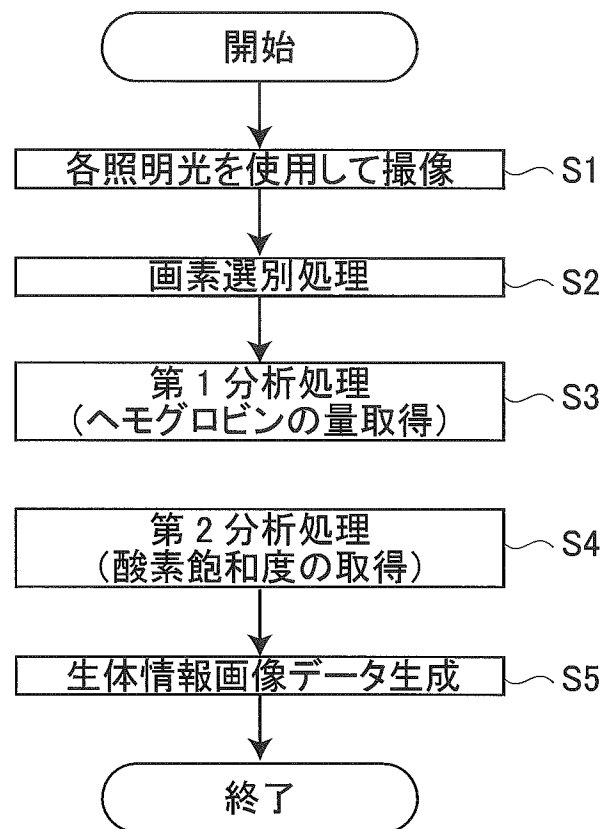
[図5]



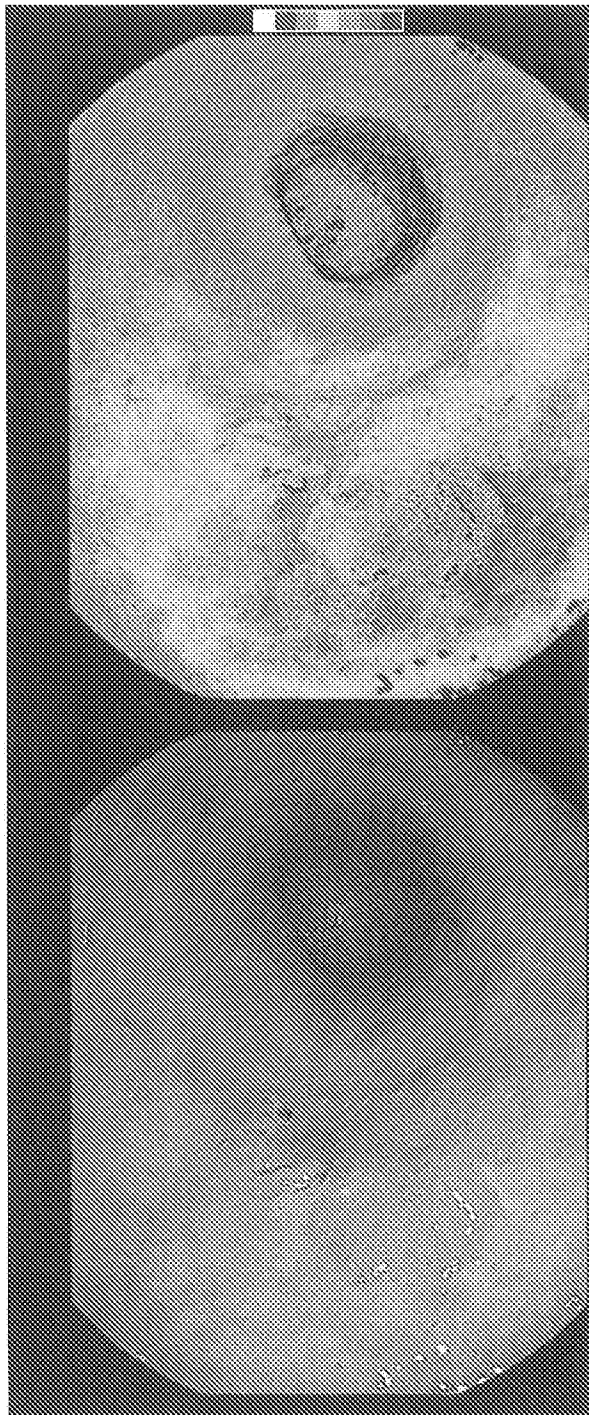
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/031675

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/045(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)

A61B1/045

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 2014/192781 A1 (Hoya Corp.), 04 December 2014 (04.12.2014), paragraphs [0025] to [0094]; fig. 1 to 7 & US 2016/0120449 A1 paragraphs [0032] to [0105]; fig. 1 to 7 & EP 3005933 A1	1-25
X	JP 2016-97067 A (Hoya Corp.), 30 May 2016 (30.05.2016), paragraphs [0034] to [0097], [0111] to [0113]; fig. 1 to 7 & US 2016/0146723 A1 paragraphs [0045] to [0113], [0127] to [0130]; fig. 1 to 7 & EP 3023050 A1	1-25

☐ 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
22 September 2017 (22.09.17)

Date of mailing of the international search report
14 November 2017 (14.11.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/045 (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. A61B1/045

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 2014/192781 A1 (HOYA株式会社) 2014.12.04, [0025] ~ [0094]、図1~7 & US 2016/0120449 A1 [0032]-[0105], FIG. 1-7 & EP 3005933 A1	1-25

☒ 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

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

22.09.2017

国際調査報告の発送日

14.11.2017

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)

山口 裕之

2Q

2913

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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	JP 2016-97067 A (HOYA株式会社) 2016.05.30, 【0034】～【0097】、 【0111】～【0113】、図1～7 & US 2016/0146723 A1 [0045]-[0113], [0127]-[0130], FIG. 1-7 & EP 3023050 A1	1-25