

(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
2019年11月21日(21.11.2019)



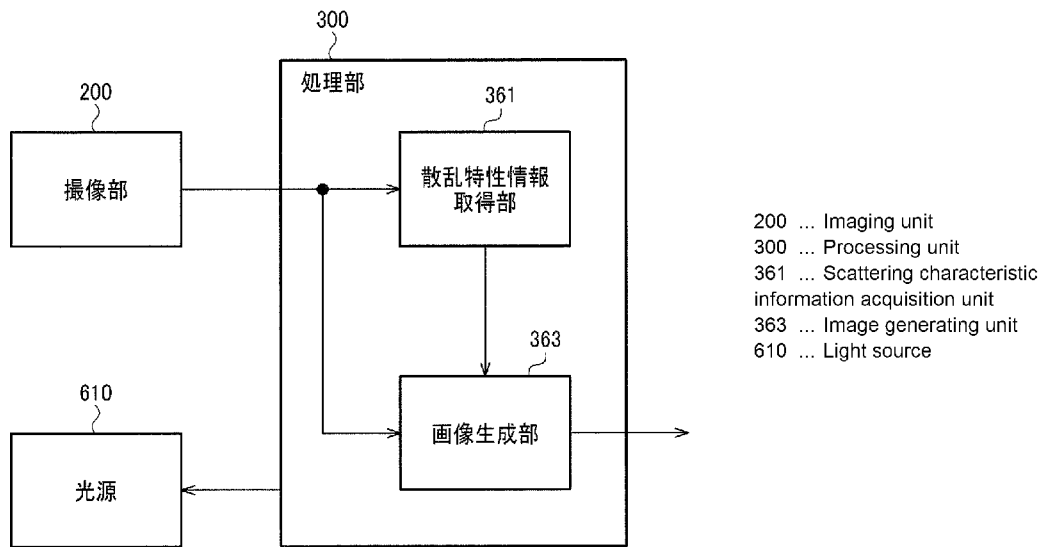
(10) 国際公開番号

WO 2019/220583 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01) *A61B 1/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/019038
- (22) 国際出願日: 2018年5月17日(17.05.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (**OLYMPUS CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2-9-51番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 高橋 順平 (**TAKAHASHI Junpei**). 伊藤 遼佑 (**ITO Ryosuke**). 谷川 洋平 (**TANIKAWA Yohei**). 塚越 貴之 (**TSUKAGOSHI Takayuki**). 庄野 裕基 (**SHONO Yuki**).
- (74) 代理人: 竹腰 昇, 外 (**TAKEKOSHI Noboru et al.**); 〒1010063 東京都千代田区神田淡路町2-8 プロステック淡路町3階 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, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,

(54) **Title:** ENDOSCOPE DEVICE, ENDOSCOPE DEVICE OPERATION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法及びプログラム



(57) **Abstract:** An endoscope device 12 includes: a light source 610 for outputting light in a first wavelength band included in a blue wavelength band, light in a first narrow band included in a green wavelength band, and light in a second narrow band in which the absorption coefficient of hemoglobin is the same as in the first narrow band; an imaging unit 200 for acquiring a first image as an image of a subject in the first wavelength band, a first narrow-band image as an image of the subject in the first narrow band, and a second narrow-band image as an image of the subject in the second narrow band; a scattering characteristic information acquisition unit 361 for acquiring scattering characteristic information on the basis of the result of comparing the first narrow-band image and the second narrow-band image; and an image generating unit 363

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:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

for generating an observation image using the first image, the first narrow-band image, and the scattering characteristic information.

(57) 要約: 内視鏡装置 12 は、青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とを出力する光源 610 と、第1波長帯域における被写体の画像である第1画像と、第1狭帯域における被写体の画像である第1狭帯域画像と、第2狭帯域における被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得する撮像部 200 と、第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の比較結果に基づいて散乱特性情報を取得する散乱特性情報取得部 361 と、画像生成部 363 は、第1画像、第1狭帯域画像、及び散乱特性情報を用いて観察画像を生成する画像生成部 363 と、を含む。

明 細 書

発明の名称：内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法及びプログラム
技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法及びプログラム等に関する。

背景技術

[0002] 従来から内視鏡装置を用いて、例えば消化管又は膀胱内等の観察が行われている。また、ヘモグロビンの吸光係数が高い狭帯域光を照明光として生体に照射することで、ヘモグロビンが多く存在する領域を視認しやすくする N B I (Narrow Band Imaging) が知られている。N B I を用いることで、炎症及び早期癌等がブラウニッシュエリア（茶色がかった領域）として見え、炎症及び早期癌等の視認性が高くなる。N B I の技術は、例えば特許文献 1 に開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開 2 0 0 6 - 6 8 1 1 3 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 炎症は充血しているためヘモグロビンが多い領域となっており、早期癌は毛細血管の密度が高いためヘモグロビンが多い領域となっている。このため、従来の N B I では、炎症及び早期癌はいずれもブラウニッシュエリアとして視認され、炎症と早期癌を識別することが困難である。なお、炎症に限らず、出血等のヘモグロビンが多い領域であればブラウニッシュエリアとして視認される可能性があり、従来の N B I では早期癌を早期癌以外のブラウニッシュエリアと区別することが困難である。

[0005] 本発明の幾つかの態様によれば、N B I において早期癌を早期癌以外のブラウニッシュエリアと区別できる内視鏡装置、内視鏡装置の作動方法及びプ

ログラム等を提供できる。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の一態様は、青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が前記第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とを、照明光として出力する光源と、前記照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像することで、前記第1波長帯域における前記被写体の画像である第1画像と、前記第1狭帯域における前記被写体の画像である第1狭帯域画像と、前記第2狭帯域における前記被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得する撮像部と、前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、前記被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得する散乱特性情報取得部と、前記第1画像、前記第1狭帯域画像、及び前記散乱特性情報を用いて観察画像を生成する画像生成部と、を含む内視鏡装置に係る。

[0007] 本発明の一態様によれば、第1画像、第1狭帯域画像及び散乱特性情報を用いて観察画像を生成することで、散乱特性情報に基づく強調処理を観察画像に対して行うことができる。このとき、第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の比較結果に基づいて散乱特性情報を取得することで、第1狭帯域における散乱係数と第2狭帯域における散乱係数の比較結果を散乱特性情報として取得できる。第1、第2狭帯域においてヘモグロビンの吸光係数は同一なので、ヘモグロビンの影響を受けずに散乱特性情報を取得できる。早期癌の方が炎症部位よりも散乱係数の勾配が大きいため、散乱特性情報を用いることで早期癌と炎症部位と識別できるようになる。

[0008] また本発明の他の態様は、青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が前記第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とを、照明光として出力し、前記照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像することで、前記第1波長帯域における前記被写体の画像である第1画像と、前記第1狭帯域における前記被写体の画像である第1狭帯域画像と、前記第2狭帯域における前記被写体の

画像である第2狭帯域画像とを取得し、前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、前記被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得し、前記第1画像、前記第1狭帯域画像、及び前記散乱特性情報を用いて観察画像を生成する内視鏡装置の作動方法に係る。

[0009] また本発明の更に他の態様は、青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が前記第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とが、照明光として出力されるときに、前記照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像することで、前記第1波長帯域における前記被写体の画像である第1画像と、前記第1狭帯域における前記被写体の画像である第1狭帯域画像と、前記第2狭帯域における前記被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得し、前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、前記被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得し、前記第1画像、前記第1狭帯域画像、及び前記散乱特性情報を用いて観察画像を生成するステップを、コンピュータに実行させるプログラムに係る。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]従来のNB-I技術を説明する図。

[図2]内視鏡装置の構成例。

[図3]内視鏡装置の詳細な構成例。

[図4]本実施形態のNB-I観察において用いる狭帯域光を説明する図。

[図5]ヘモグロビンの吸光特性と被写体の散乱特性。

[図6]散乱特性情報を取得する手法を説明する図。

[図7]内視鏡装置が行う処理の手順を示すフローチャート。

[図8]強調量制御係数の第1特性例。

[図9]強調量制御係数の第2特性例。

[図10]狭帯域光の第1の変形例。

[図11]狭帯域光の第2の変形例。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

[0012] 1. 内視鏡装置

図1は、従来のNB I技術を説明する図である。図1においてHbO₂は酸化ヘモグロビンの吸光特性を示し、Hbは還元ヘモグロビンの吸光特性を示す。吸光特性は、吸光係数の周波数特性である。

[0013] 図1に示すように、内視鏡装置の光源は、波長410nmを中心とする狭帯域光NBと波長540nmを中心とする狭帯域光NGとを出力する。狭帯域光NBは例えば波長帯域390nm～445nmの光であり、狭帯域光NGは例えば530nm～550nmの光である。これらの狭帯域光は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい特性を有する。内視鏡装置の撮像部は、狭帯域光NB、NGにより照明された被写体を撮像する。例えばカラー撮像素子を用いてRGB画像を撮像した場合、狭帯域光NBの被写体像がBチャンネル画像として得られ、狭帯域光NGの被写体像がGチャンネル画像として得られる。このBチャンネルをGチャンネル及びBチャンネルに入力し、GチャンネルをRチャンネルに入力することで、NB I画像を生成する。

[0014] ヘモグロビンの吸光係数は、波長540nmよりも波長410nmの方が大きい。このため、ヘモグロビン密度が高い血管等の領域において、狭帯域光NBの吸収量が狭帯域光NGの吸収量に比べて相対的に大きくなる。吸収量が多い波長では被写体が暗く写るので、NB I画像においてG、BチャンネルがRチャンネルに比べて相対的に暗くなる。これにより、NB I画像において、ヘモグロビン密度が高い血管等の領域が茶褐色に見える。この茶褐色に見える領域をブラウニッシュエリアと呼ぶ。内視鏡診断の分野では、このNB I画像により粘膜表層の毛細血管や粘膜微細模様の強調表示を実現する。NB I画像は、例えば食道、大腸又は胃等の癌の診断において用いられる。

- [0015] しかしながら、従来のNB I技術では、ヘモグロビン密度が高い領域であればブラウニッシュエリアとして表示されてしまうため、NB I画像において癌と癌以外のブラウニッシュエリアとを識別することが困難である。例えば、粘膜等が炎症を起こしている領域は、NB I画像においてブラウニッシュエリアとなる場合がある。この場合、NB I画像において炎症と癌のいずれもブラウニッシュエリアとして強調表示されてしまう。
- [0016] 図2は、内視鏡装置12の構成例である。内視鏡装置12は処理部300と撮像部200と光源610とを含む。内視鏡装置12は内視鏡システムとも呼ぶ。処理部300は例えば処理装置又は制御装置である。撮像部200はイメージャである。なお、撮像部200は着脱可能であってもよい。
- [0017] 光源610は、青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とを、照明光として出力する。例えば図4において、第1波長帯域の光は狭帯域光NBであり、第1狭帯域の光は狭帯域光NG1であり、第2狭帯域の光は狭帯域光NG2である。
- [0018] 撮像部200は、照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像する。撮像部200は、第1波長帯域における被写体の画像である第1画像と、第1狭帯域における被写体の画像である第1狭帯域画像と、第2狭帯域における被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得する。
- [0019] 処理部300は、散乱特性情報取得部361と画像生成部363とを含む。
- [0020] 散乱特性情報取得部361は、第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得する。例えば図4においてNG1画像が第1狭帯域光画像であり、NG2画像が第2狭帯域光画像である。NG1画像の画素値は第1狭帯域における散乱係数を表し、NG2画像の画素値は第2狭帯域における散乱係数を表す。このため、NG1画像の画素値とNG2の画素値を比較することで、散乱特性情報を取得できる。

[0021] 画像生成部363は、第1画像、第1狭帯域画像、及び散乱特性情報を用いて観察画像を生成する。図7のステップS14、S15において説明するように、NB画像、NG1画像から観察画像を生成し、その観察画像を散乱特性情報に基づいて強調処理し、その強調処理後の観察画像を最終的な観察画像として出力する。図4においてNB画像が第1画像である。

[0022] 本実施形態によれば、第1画像（NB画像）及び第1狭帯域画像（NG1画像）を用いて観察画像を生成することで、観察画像としてNB1画像を生成できる。そして散乱特性情報を用いることで、散乱特性情報に基づく強調処理をNB1画像に対して行うことができる。このとき、第1狭帯域画像（NG1画像）と第2狭帯域画像（NG2画像）の比較結果に基づいて散乱特性情報を取得することで、第1狭帯域における散乱係数と第2狭帯域における散乱係数の比較結果を散乱特性情報として取得できる。第1、第2狭帯域においてヘモグロビンの吸光係数は同一なので、ヘモグロビンの影響を受けずに散乱特性情報を取得できる。図6において説明するように、早期癌の方が炎症部位よりも散乱係数の勾配が大きい。このため、上記の散乱特性情報は、早期癌の領域とそれ以外の領域で異なった値となり、その散乱特性情報に基づいて観察画像を強調処理することで、早期癌をそれ以外の領域よりも強調することができる。これにより、NB1画像において共にブラウニッシュエリアとして表示される早期癌と炎症部位とを、強調処理により識別できる。

[0023] また散乱特性情報取得部361は、第1狭帯域における散乱特性と第2狭帯域における散乱特性の間の変化量を、散乱特性情報として取得する。

[0024] 例えば図6において、NG1画像の画素値とNG2の画素値の差は散乱係数の勾配を表す。この勾配は、第1狭帯域における散乱特性と第2狭帯域における散乱特性の間の変化量である。この早期癌における勾配 Δs_1 は炎症部位における勾配 Δs_2 よりも大きい。

[0025] 本実施形態によれば、第1狭帯域における散乱特性と第2狭帯域における散乱特性の間の変化量を取得することで、その変化量に応じた強調処理を観

察画像に対して実施できる。早期癌と炎症部位では散乱特性の変化量が異なるので、早期癌を炎症部位に比べて強調できる。

[0026] また散乱特性は、被写体が含む細胞核の散乱特性である。

[0027] 図5において説明するように、生体内において細胞核を散乱体とするミー散乱が支配的である。ミー散乱は散乱体が大きいほど散乱係数が大きくなる。このため、上記の散乱特性情報を取得することで、早期癌と炎症部位とを識別することが可能となる。

[0028] また散乱特性情報取得部361は、第1狭帯域画像の画素値と第2狭帯域画像の画素値の比に基づいて、散乱特性情報を取得する。

[0029] 下式(1)において説明するように、NG1画像の画素値PNG1とNG2画像の画素値PNG2の比($\text{PNG1} / \text{PNG2}$)に基づいて、散乱特性情報を取得する。

[0030] 上述したように、第1狭帯域画像(NG1画像)の画素値は第1狭帯域における散乱係数を表し、第2狭帯域画像(NG2画像)の画素値は第2狭帯域における散乱係数を表す。即ち、第1狭帯域画像の画素値と第2狭帯域画像の画素値の比は、第1狭帯域における散乱特性と第2狭帯域における散乱特性の間の変化量である。このため、第1狭帯域画像の画素値と第2狭帯域画像の画素値の比に基づいて、散乱特性情報を取得できる。

[0031] また散乱特性情報取得部361は、第1狭帯域画像の画素値と第2狭帯域画像の画素値の減算結果に基づいて、散乱特性情報を取得する。

[0032] 下式(3)において説明するように、NG1画像の画素値PNG1とNG2画像の画素値PNG2の差($\text{PNG1} - \text{PNG2}$)に基づいて、散乱特性情報を取得する。

[0033] 第1狭帯域画像の画素値と第2狭帯域画像の画素値の減算結果は、第1狭帯域における散乱特性と第2狭帯域における散乱特性の間の変化量である。このため、第1狭帯域画像の画素値と第2狭帯域画像の画素値の減算結果比に基づいて、散乱特性情報を取得できる。

[0034] また散乱特性情報取得部361は、第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像に

対して補正処理を行い、補正処理後の第1狭帯域画像と第2狭帯域画像に基づいて散乱特性情報を取得する。

[0035] この補正処理は、例えば図7のステップS11において行われる。ステップS11では第1狭帯域画像と第2狭帯域画像から散乱特性情報を求める処理を説明しているが、その処理の前に、第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像に対して補正処理を行う。

[0036] 例えば第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像のノイズ等によって、散乱特性情報の品質が低下した場合、その散乱特性情報を用いて強調処理を行うと、その強調処理後の画像の品質が低下する可能性がある。この点、本実施形態によれば、補正処理後の第1狭帯域画像と第2狭帯域画像に基づいて散乱特性情報を取得するので、散乱特性情報の品質を向上できる。

[0037] また散乱特性情報に対する補正処理は、第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の間を位置合わせする位置合わせ処理、又は第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像の明るさを補正する明るさ補正処理、又は第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像からノイズを低減するノイズ低減処理である。

[0038] 面順次方式において第1狭帯域画像の撮像タイミングと第2狭帯域画像の撮像タイミングは異なっている。このためスコープ又は被写体が動いた場合には第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の間に位置ずれが生じる。この位置ずれを位置合わせによって補正する。

[0039] また内視鏡装置12では画像の明るさを一定に保つ調光制御を行う。調光制御では照明光の明るさを制御するため、第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の明るさが異なる場合がある。また、面順次方式により撮像する場合、位置ずれにより第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の明るさが異なる場合がある。狭帯域光NG1、NG2はヘモグロビンの吸光係数が同じであるが、上記の理由により画像の明るさが異なった場合、散乱特性情報がヘモグロビンの影響を受けてしまい、正確な散乱情報を取得できない。本実施形態では、第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像の明るさを補正することで、第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像の明るさを同じにする。例えば、画像全体における輝度

値の平均値を同じにする。これにより、ヘモグロビンの影響を受けない散乱特性情報を取得できる。

[0040] また第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像がノイズを含むと、それらの画像から生成する散乱特性情報にもノイズが生じる。この散乱特性情報に基づいて強調処理を行うと、例えば早期癌等の強調領域にノイズが発生する。本実施形態では、第1狭帯域画像及び第2狭帯域画像からノイズを低減することで、強調領域のノイズを低減できる。ノイズ低減処理は、例えば画像に対するローパスフィルター処理である。

[0041] また散乱特性情報取得部361は、第1狭帯域における散乱特性と第2狭帯域における散乱特性の間の変化量を画素値とする散乱特性画像を、散乱特性情報として取得し、取得した散乱特性画像に対して補正処理を行う。画像生成部363は、補正処理後の散乱特性画像を用いて観察画像を生成する。

[0042] 散乱特性画像は、例えば下式(1)のPSIを画素値とする画像である。なお、散乱特性画像は、散乱特性情報が2次元の各位置で取得されるという意味である。即ち、観察画像の各画素位置に対して変化量が割り当てられているという意味であり、基本的には内部処理に用いるデータであって、表示用の画像ではない。

[0043] 本実施形態によれば、2次元情報である散乱特性画像を取得することで、撮像画像内の各位置における散乱特性を取得できる。これにより、早期癌の散乱特性を示す領域に対して散乱特性情報に基づく強調処理を行うことができる。また、散乱特性画像の品質は、その散乱特性画像に基づく強調処理に対して影響を与える。本実施形態によれば、補正処理後の散乱特性情報に基づいて強調処理が行われるので、強調処理の品質を向上できる。

[0044] また散乱特性画像に対する補正処理は、散乱特性画像からノイズを低減するノイズ低減処理、又は散乱特性画像を2値化する2値化処理である。

[0045] ノイズを含む散乱特性情報に基づいて強調処理を行うと、例えば早期癌等の強調領域にノイズが発生する。本実施形態では、散乱特性画像からノイズを低減することで、強調領域のノイズを低減できる。ノイズ低減処理は、例

例えば画像に対するローパスフィルター処理である。

[0046] また2値化処理において、例えば散乱特性画像の画素値が閾値より大きい場合に画素値を「1」とし、散乱特性画像の画素値が閾値より小さい場合に画素値を「0」とする。なお、2値化の値は1、0に限定されない。これにより、早期癌以外の領域では画素値が「0」となるので、早期癌以外の領域が強調されなくなる。これにより、早期癌の領域を明瞭に強調できる。また、強調する必要がない早期癌以外の領域において強調量を抑制することで、強調処理によるノイズの増加を防ぐことができる。

[0047] また画像生成部363は、第1画像及び第1狭帯域画像から観察画像を生成し、ヘモグロビンの含有量に応じて制御した強調量の強調処理を、観察画像に対して行う。

[0048] 具体的には、図7のステップS13において説明するように、R画素値／G画素値が大きいほど強調量制御係数を大きくする。例えば毛細血管の密度が高い領域等、ヘモグロビンの含有量が多い領域は、R画素値が大きいブラウニッシュエリアである。R画素値／G画素値を指標とすることで、ブラウニッシュエリア以外の領域における強調量を相対的に小さくできる。ブラウニッシュエリア以外の領域を強調してもノイズが増えるだけなので、ブラウニッシュエリア以外の領域において強調量を抑制することで、ノイズを低減できる。

[0049] また画像生成部363は、観察画像においてヘモグロビンの含有量が多い領域ほど、強調量を大きくする。

[0050] 上述の通り、ヘモグロビンの含有量が多いほどR画素値／G画素値が大きくなる。図8に示すように、R画素値／G画素値を指標として、その指標が大きいほど強調量制御係数を大きくし、その制御量制御係数を散乱特性画像の画素値に乗算する。下式(7)で説明するように、制御量制御係数を散乱特性画像の画素値に乗算した値EAMによって強調処理を行う。

[0051] 強調を行いたい早期癌はブラウニッシュエリアであり、ヘモグロビンの含有量が多い。このため、観察画像においてヘモグロビンの含有量が多い領域

ほど、強調量を大きくすることで、ブラウニッシュエリアである早期癌を強調できる。また相対的に、ブラウニッシュエリア以外の領域における強調を抑制できる。

[0052] また画像生成部363は、第1画像及び第1狭帯域画像から観察画像を生成し、観察シーンに応じて強調量又は内容を制御した強調処理を、観察画像に対して行う。

[0053] 観察シーンは、例えば内視鏡装置に設定された観察モード、又は画像内における被写体の状態、又はユーザが用いている観察手法である。観察シーンが異なれば、必要となる強調処理の内容又は強調量が異なる。本実施形態によれば、観察シーンに応じて適切な内容又は強調量の強調処理を行うことができる。

[0054] また画像生成部363は、第1モードにおいて、第1画像及び第1狭帯域画像から観察画像を生成し、観察画像に対して第1内容の強調処理を行う。画像生成部363は、第2のモードにおいて、白色光の波長帯域における被写体の画像である第2観察画像を生成し、第2観察画像に対して、第1内容とは異なる第2内容の強調処理を行う。

[0055] 第1モードはNBモードであり、NBモードにおける観察画像はNB画像である。第2モードは白色光モードであり、白色光モードにおける観察画像は白色光画像である。例えば、NBモードと白色光モードで強調する色（チャンネル）を変える。又は、NBモードでは、散乱特性情報に基づいて、ブラウニッシュエリアのうち散乱係数が大きい領域を強調し、白色光モードでは、強調処理をオフ状態にしてもよい。或いは白色光モードでは、ブラウニッシュエリアに対する強調ではなくエッジ強調等の別の強調を行ってもよい。観察モード（照明モード）が異なれば、必要となる強調処理の内容又は強調量が異なる。本実施形態によれば、観察モードに応じて適切な内容の強調処理を行うことができる。

[0056] また画像生成部363は、画像生成部363は、被写体の動き量が大きいほど、強調量を小さくする。

- [0057] 具体的には、図9に示すように、フレーム間の動き量を指標として、その指標が大きいほど強調量制御係数を小さくし、その制御量制御係数を散乱特性画像の画素値に乗算する。下式(7)で説明するように、制御量制御係数を散乱特性画像の画素値に乗算した値EAMによって強調処理を行う。
- [0058] 被写体の動きが大きい場合、シーンチェンジしていると考えられるが、シーンチェンジ中は強調を行う必要性が低い。また、強調処理はノイズを増加させる。本実施形態によれば、被写体の動き量が大きい場合に強調を抑制することで、シーンチェンジにおいてノイズを抑制できる。
- [0059] また画像生成部363は、被写体を拡大撮影する拡大観察時において、拡大観察以外のときに比べて強調量を小さくする。また拡大観察時において、画像生成部363は、観察画像からノイズを低減するノイズ低減処理を行ってもよい。
- [0060] 図3で後述するように、対物レンズの焦点距離を制御するフォーカス制御信号FDIに基づいて焦点距離を知ることができる。拡大観察において焦点距離は短いので、フォーカス制御信号FDIに基づいて焦点距離が短いと判定されたときに拡大観察と判定する。拡大観察では被写体を精査するので、基本的には強調を行わない方がよい。本実施形態によれば、拡大観察時において強調量を小さくすることで、精査における被写体の視認性を向上できる。またノイズ低減処理を行うことで、拡大観察においてノイズ低減された画像を提示できる。
- [0061] また画像生成部363は、観察画像において生体以外が写る領域に対する強調量を、観察画像において生体が写る領域に対する強調量よりも小さくする。
- [0062] 生体以外の被写体は例えば処置具である。生体は基本的にエッジ成分が小さいので、生体以外の被写体は相対的にエッジ成分が大きい。図9に示すように、観察画像のエッジ成分を指標として、指標が大きいほど強調量制御係数を小さくし、その制御量制御係数を散乱特性画像の画素値に乗算する。下式(7)で説明するように、制御量制御係数を散乱特性画像の画素値に乗算

した値 E A M によって強調処理を行う。

[0063] ブラウニッシュエリアは生体内の領域であるため、強調したい領域は生体領域である。本実施形態によれば、生体以外が写る領域に対する強調量を小さくすることで、強調する必要がない被写体外の領域に対する強調を抑えることができる。

[0064] また画像生成部 363 は、観察画像を構成する複数のチャンネル画像のうち特定のチャンネル画像に対して強調処理を行う。

[0065] 例えば下式 (6) ~ (8) では、G チャンネルの画像に対して強調処理を行っている。なお、特定のチャンネルは G チャンネルに限定されず、R G B チャンネルのうち 1 又は 2 のチャンネルであればよい。

[0066] 特定のチャンネルに対して強調処理を行うことで、ブラウニッシュエリアにおいて散乱特性情報に応じて色が変化する。具体的には、散乱係数が大きい早期癌の色が変化する。炎症部位と早期癌は同じブラウニッシュエリアに見えるが、早期癌の色が変化することで、炎症部位と早期癌を識別できる。

[0067] また画像生成部 363 は、散乱特性情報に基づいて観察画像に対して色変換処理を行う。

[0068] 例えば上記のように G チャンネルに対して散乱特性情報を乗算することで、色が変化する。なお、色変換処理はこれに限定されない。例えば、散乱特性情報に応じて観察画像の色相を変換してもよい。

[0069] 散乱特性情報に基づいて色変換処理を行うことで、ブラウニッシュエリアにおいて散乱特性情報に応じて色が変化する。具体的には、散乱係数が大きい早期癌の色が変化する。炎症部位と早期癌は同じブラウニッシュエリアに見えるが、早期癌の色が変化することで、炎症部位と早期癌を識別できる。

[0070] また第 1 狭帯域の光は、ヘモグロビンの吸光係数が極大値となる波長の光である。

[0071] 例えば図 4 に示すように、緑色の波長帯域に存在する 2 つの極大値のうち一方を第 1 狭帯域として設定する。極大値は、ヘモグロビンの吸光特性において局所的な最大値のことである。

- [0072] NB画像（第1画像）とNG1画像（第1狭帯域画像）からNB1画像を生成する。ヘモグロビンの吸光係数が極大値となる波長を第1狭帯域とすることで、ヘモグロビンの含有量に対して明るさの変化が大きいNB1画像を生成できる。
- [0073] また第1狭帯域の光は、波長540nmの光である。第2狭帯域の光は、波長570nm又は450nmの光である。
- [0074] 図4には、第2狭帯域が波長570nmである場合を示す。図10には、第2狭帯域が波長450nmである場合を示す。
- [0075] 波長570nm、450nmにおけるヘモグロビンの吸光係数は、波長540nmにおけるヘモグロビンの吸光係数と同じである。即ち、これらの波長を第2狭帯域とすることで、第1狭帯域と第2狭帯域におけるヘモグロビンの吸光係数を同じにできる。
- [0076] また第1狭帯域の光は、ヘモグロビンの吸光係数が極小値となる波長の光である。
- [0077] 極小値は、ヘモグロビンの吸光特性において局所的な最小値のことである。第1狭帯域と第2狭帯域におけるヘモグロビンの吸光係数が同じであれば、ヘモグロビンの吸光係数が極小値となる波長を第1狭帯域としてもよい。
- [0078] また第1狭帯域の光は、波長500nmの光である。第2狭帯域の光は、波長530nmの光である。
- [0079] 図11には、第1狭帯域が波長500nmであり、第2狭帯域が波長530nmである場合を示す。これは、ヘモグロビンの吸光係数が極小値となる波長を第1狭帯域とした場合の一例である。NB1画像を生成するために第1狭帯域は緑色の波長帯域に属することが望ましいが、本実施形態によれば、その条件を満たすことができる。
- [0080] なお、本実施形態の内視鏡装置12は以下のように構成されてもよい。即ち、処理部300は、情報を記憶するメモリと、メモリに記憶された情報に基づいて動作するプロセッサと、を含む。情報は、例えばプログラムや各種のデータである。光源610は第1波長帯域の光と第1狭帯域の光と第2狭

帯域の光とを、照明光として出力する。撮像部200は、第1画像と第1狭帯域画像と第2狭帯域画像とを取得する。プロセッサは、散乱特性情報取得処理と画像生成処理とを行う。散乱特性情報取得処理は、第1狭帯域画像と第2狭帯域画像の比較結果に基づいて散乱特性情報を取得する。画像生成処理は、第1画像、第1狭帯域画像、及び散乱特性情報を用いて観察画像を生成する。

[0081] プロセッサは、例えば各部の機能が個別のハードウェアで実現されてもよいし、或いは各部の機能が一体のハードウェアで実現されてもよい。例えば、プロセッサはハードウェアを含み、そのハードウェアは、デジタル信号を処理する回路及びアナログ信号を処理する回路の少なくとも一方を含むことができる。例えば、プロセッサは、回路基板に実装された1又は複数の回路装置や、1又は複数の回路素子で構成することができる。回路装置は例えばIC等である。回路素子は例えば抵抗、キャパシター等である。プロセッサは、例えばCPU (Central Processing Unit) であってもよい。ただし、プロセッサはCPUに限定されるものではなく、GPU (Graphics Processing Unit)、或いはDSP (Digital Signal Processor) 等、各種のプロセッサを用いることが可能である。またプロセッサはASICによるハードウェア回路でもよい。またプロセッサは、アナログ信号を処理するアンプ回路やフィルタ回路等を含んでもよい。メモリは、SRAM、DRAMなどの半導体メモリであってもよいし、レジスタであってもよいし、ハードディスク装置等の磁気記憶装置であってもよいし、光学ディスク装置等の光学式記憶装置であってもよい。例えば、メモリはコンピュータにより読み取り可能な命令を格納しており、当該命令をプロセッサが実行することで、処理部300の各部の機能が処理として実現される。ここでの命令は、プログラムを構成する命令セットの命令でもよいし、プロセッサのハードウェア回路に対して動作を指示する命令であってもよい。メモリは例えば図3の記憶部320に対応する。処理部300の各部は、制御部340、観察モード切替部342、焦点距離制御部344、演算部360、散乱特性情報取得部361、観察

情報取得部 362、画像生成部 363、強調量制御部 364、強調処理部 365、観察画像生成部 366 である。

[0082] また、本実施形態の処理部 300 の各部は、プロセッサ上で動作するプログラムのモジュールとして実現されてもよい。例えば、散乱特性情報取得部 361 は散乱特性情報取得処理モジュールとして実現され、画像生成部 363 は画像生成処理モジュールとして実現される。

[0083] また、本実施形態の処理部 300 の各部が行う処理を実現するプログラムは、例えばコンピュータにより読み取り可能な媒体である情報記憶媒体に格納できる。情報記憶媒体は、例えば光ディスク、メモリーカード、HDD、或いは半導体メモリなどにより実現できる。半導体メモリは例えばROMである。処理部 300 は、情報記憶媒体に格納されるプログラムに基づいて本実施形態の種々の処理を行う。即ち情報記憶媒体は、処理部 300 の各部としてコンピュータを機能させるためのプログラムを記憶する。コンピュータは、入力装置、処理部、記憶部、出力部を備える装置である。プログラムは、処理部 300 の各部の処理をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

[0084] 2. 詳細な構成例

図 3 は、内視鏡装置 12 の詳細な構成例である。内視鏡装置 12 は、撮像部 200 と処理部 300 と光源部 600 とを含む。光源部 600 は照明装置とも呼ぶ。

[0085] 光源部 600 は、照明光を発生する光源 610 を含む。光源 610 は、例えばLED、レーザー、又はキセノンランプ等である。キセノンランプ等の広帯域な光源を用いる場合、光源部 600 は、狭帯域光を通過させる光学フィルタを含んでもよい。NBIを用いる際には、照明光を光学フィルタへ入射することで狭帯域光を発生させる。不図示のライトガイドが照明光を導光し、その導光された照明光が被写体に照射される。

[0086] 撮像部 200 は、イメージセンサ 220 とレンズ駆動部 240 とを含む。また撮像部 200 は対物レンズを含む。撮像部 200 及びライトガイドはス

コープに含まれ、スコープが生体に挿入されることで生体内が照明されると共に撮像される。イメージセンサ 220 は、対物レンズが結像した被写体像を撮像し、その画像データを出力する。対物レンズはフォーカスレンズを含み、レンズ駆動部 240 は、フォーカスレンズを駆動することで対物レンズのフォーカス位置を変化させる。レンズ駆動部 240 はアクチュエータであり、例えばモータである。

[0087] 撮像方式としては以下の面順次方式を想定できる。即ち、光源部 600 が R 光、G 光、B 光を順次に出力し、撮像部 200 が R 画像、G 画像、B 画像を順次に撮像する。そして、R 画像、G 画像、B 画像が合成されることで白色光画像が得られる。また、光源部 600 が狭帯域光 NB、NG1、NG2 を順次に出力し、撮像部 200 が NB 画像、NG1 画像、NG2 画像を順次に撮像する。NG1、NG2 は、ヘモグロビンの吸光係数が同じ狭帯域光である。詳細は図 4 において後述する。NB 画像、NG1 画像が合成されることで NB1 画像が得られる。また後述するように、NG1 画像、NG2 画像に基づいて散乱特性情報が取得される。なお、図 7 で後述するように、ベイヤ型の撮像素子を用いた場合には、他の撮像方式を用いることが可能である。

[0088] 処理部 300 は、画像処理等の信号処理と、内視鏡装置 12 の制御とを行う。処理部 300 は、制御部 340 と演算部 360 と記憶部 320 とを含む。制御部 340 はコントローラーとも呼び、例えば制御回路である。演算部 360 は例えば演算回路である。或いは制御部 340 及び演算部 360 はプロセッサにより実現されてもよい。

[0089] 制御部 340 は内視鏡装置 12 の各部を制御する。制御部 340 は、観察モードを切り替える観察モード切替部 342 と、対物レンズの焦点距離を制御する焦点距離制御部 344 とを含む。

[0090] 焦点距離制御部 344 はフォーカス制御部とも呼ぶ。観察モード切替部 342 は、観察モードとして白色光モード又は NB1 モードを設定する。例えばユーザがボタン操作等により観察モードを設定し、観察モード切替部 34

2が、その設定された観察モードを指示するモード制御信号MDを出力する。光源610は、モード制御信号MDに基づいて照明光を制御する。

[0091] 焦点距離制御部344は、対物レンズの焦点距離を制御するフォーカス制御信号FDIを出力する。例えば、ユーザがダイヤル操作等により焦点距離を設定し、焦点距離制御部344が、その設定された焦点距離を指示するフォーカス制御信号FDIを出力する。レンズ駆動部240は、フォーカス制御信号FDIに基づいてフォーカスレンズを駆動する。

[0092] 演算部360は、観察画像の生成と、散乱特性に基づく観察画像の強調を行う。演算部360は、散乱特性情報取得部361と観察情報取得部362と画像生成部363とを含む。画像生成部363は、強調量制御部364と強調処理部365と観察画像生成部366とを含む。

[0093] 散乱特性情報取得部361は、NB I画像に基づいて被写体の散乱特性情報を取得する。散乱特性情報は、散乱特性を表す画像であり、その各画素の画素値は被写体の散乱特性を示す値となっている。この画像を散乱特性画像と呼ぶ。散乱特性画像は、癌と癌以外の散乱特性の違いに基づいて生成されており、癌領域の方が癌以外の領域よりも相対的に画素値が大きくなる。

[0094] 観察情報取得部362は、モード制御信号MD及びフォーカス制御信号FDIに基づいて観察情報を取得する。具体的には、モード制御信号MDに基づいて、白色光モード及びNB Iモードのいずれに設定されているかを示す観察情報を取得する。また、フォーカス制御信号FDIに基づいて、スクリーニング観察及び拡大観察のいずれが行われているかを示す観察情報を取得する。スクリーニング観察は、スコープを移動させながら病変の有無等をスクリーニングする観察手法である。スクリーニング観察時には、パンフォーカスが得られる焦点距離、即ち拡大観察時よりも遠点側の焦点距離が設定される。拡大観察は、スコープを被写体に接近させて被写体を拡大することで、被写体を精査する観察手法である。拡大観察時には、近点側の焦点距離が設定される。観察情報取得部362は、フォーカス制御信号FDIが示す焦点距離に基づいてスクリーニング観察か拡大観察かを判定する。

[0095] 画像生成部 363 は、撮像部 200 が撮像した画像から観察画像を生成し、その観察画像を表示装置 400 へ出力する。表示装置 400 は例えば液晶表示装置等である。なお内視鏡装置 12 が表示装置 400 を含んでもよい。観察画像は、ユーザに対して提示される画像であり、観察画像を表示画像とも呼ぶ。画像生成部 363 は、散乱特性情報と観察情報に基づいて、観察画像の生成処理、又は観察画像の強調処理を制御する。画像生成部 363 は、観察モードが白色光モードである場合には、白色光の照明において撮像された画像から観察画像を生成し、観察モードが NBI モードである場合には、狭帯域光の照明において撮像された画像に基づいて観察画像を生成する。画像生成部 363 は、強調量制御部 364 と強調処理部 365 と観察画像生成部 366 とを含む。

[0096] 強調量制御部 364 は、散乱特性情報に基づいて強調処理の強調量を制御する。即ち、撮像画像の各画素における強調量を、その画素における散乱特性画像の画素値に基づいて制御する。観察画像生成部 366 は、撮像画像から観察画像を生成する。白色光モードでは R 画像、G 画像、B 画像を合成することで観察画像を生成し、NBI モードでは NB 画像と NG1 画像を合成することで観察画像を生成する。強調処理部 365 は、強調量制御部 364 が設定した強調量に基づいて、観察画像に対する強調処理を行い、その強調処理後の観察画像を表示装置 400 へ出力する。また強調処理部 365 は、散乱特性情報又は観察情報に基づいて強調処理の内容を制御してもよい。

[0097] 記憶部 320 は、例えば演算部 360 のワーキングメモリーである。或いは、強調処理等の種々の処理に用いられるパラメータを記憶する。或いは、演算部 360 がプロセッサである場合、記憶部 320 は、プロセッサにより実行されるプログラムを記憶する。記憶部 320 は例えば半導体メモリ、又はハードディスクドライブ等である。

[0098] 3. 詳細な構成例の動作

以下、図 3 の内視鏡装置 12 が行う動作を説明する。まず、本実施形態の NBI 観察において早期癌と炎症部位を識別する手法を原理的に説明する。

- [0099] 早期癌では、粘膜内の細胞核が肥大化する。一方、正常粘膜及び炎症部位では、細胞核は肥大化しない。そのため、細胞核を散乱体としたとき、早期癌と炎症では散乱特性が異なる。即ち、散乱体の大きさに依存して、早期癌と炎症では照明光に対する散乱係数が異なっている。
- [0100] 図4は、本実施形態のNB I観察において用いる狭帯域光を説明する図である。図4に示すように、緑色の波長帯域に含まれる狭帯域光として、NG1、NG2の2つを被写体に照射する。狭帯域光NG1の波長は540nmであり、狭帯域光NG2の波長は570nmである。なお、これに限定されず、狭帯域光NG1、NG2の波長は、ヘモグロビンの吸光係数が同じであればよい。なお、狭帯域光NG1、NG2の吸光係数は完全に同一である必要はなく、ほぼ同一であればよい。例えば数%程度異なってもよい。
- [0101] 狭帯域光NG1によって照明された被写体の画像をNG1画像と呼び、狭帯域光NG2によって照明された被写体の画像をNG2画像と呼ぶこととする。NG1画像の画素値とNG2画像の画素値の比を各画素において求め、その比を画素値とする散乱特性画像を求める。散乱特性画像が散乱特性情報に相当する。狭帯域光NG1、NG2の波長においてヘモグロビンの吸光係数は同じなので、比を求めることでヘモグロビンの影響をキャンセルできる。即ち、散乱特性情報には被写体の散乱特性を表す情報が残る。
- [0102] 図5には、ヘモグロビンの吸光特性と被写体の散乱特性を示す。ヘモグロビンの吸光特性ABHは図4に示すものと同じであり、被写体に依らず変化しない。CC1は、正常粘膜及び炎症部位の散乱特性を示す。CC2は、早期癌の散乱特性を示す。生体内ではミー散乱が支配的である。ミー散乱とは、光の波長と同程度の大きさの散乱体によって生じる散乱である。ミー散乱による散乱光の強度は、光の波長と散乱体の粒子径に依存する。散乱体は細胞核であり、細胞核の粒子系が大きいほど散乱光は強くなり、また光の波長が短波長であるほど散乱光は強くなる。早期癌の細胞核は、正常粘膜及び炎症部位の細胞核よりもサイズが大きい。このため、同波長で比べたとき、散乱特性CC2の散乱係数は散乱特性CC1の散乱係数よりも大きい。

- [0103] 図6は、散乱特性情報を取得する手法を説明する図である。図6に示すように、NG2画像の画素値に対するNG1画像の画素値の比を各画素について求める。この比で構成される比率画像が散乱特性画像である。比率画像の明るさ、即ち画素値は、波長540nmにおける散乱係数と波長570nmにおける散乱係数の変化量である。図6では、変化量は勾配 Δs_1 、 Δs_2 に相当する。上述したように散乱係数は早期癌の方が大きいので、勾配 Δs_2 は勾配 Δs_1 より大きい。即ち、散乱特性画像は、正常粘膜及び炎症部位よりも早期癌の方が明るくなる。
- [0104] この散乱特性情報に基づいて画像を強調処理することで、観察画像において早期癌と炎症を容易に識別できる。即ち、散乱特性画像が明るい部分を、より大きな強調量により強調することで、炎症部分及び正常粘膜に比べて早期癌をより強調できる。
- [0105] 以下、内視鏡装置12が行う処理の詳細を説明する。図7は、処理の手順を示すフローチャートである。
- [0106] ステップS10に示すように、撮像部200が画像を取得する。即ち、NBモードにおいてNB画像、NG1画像、NG2画像を取得する。また白色光モードにおいて白色光画像を取得する。なおNB画像と白色光画像の両方を取得してもよい。撮像部200は動画を撮影し、その動画の各フレームにおいて撮像される画像が、ここでの画像に相当する。
- [0107] モノクロの撮像素子を用いる場合、410nm、540nm、570nmの光を順次に発光し、各光が発光したタイミングにおいて撮像する。なお撮像素子は、RGBの色フィルタを備えたベイヤ型、又はCyMgYeGの色フィルタを備えた補色の撮像素子であってもよい。この場合、第1のタイミングで540nmの光を発光し、続く第2のタイミングで410nm、570nmの光を発光し、各タイミングにおいて撮像する。また撮像素子は、各狭帯域光の波長に対応した3種類の色フィルタを備えた撮像素子であってもよい。この場合、3つの帯域の光を同時に発光し、そのタイミングで撮像する。また光の波長は図10、図11において後述する波長であってもよい。

[0108] 次にステップS 1 1 に示すように、散乱特性情報取得部 3 6 1 が N G 1 画像及び N G 2 画像に基づいて、5 4 0 n m における散乱係数と 5 7 0 n m における散乱係数との間の変化量を取得する。図 4 において説明したように、5 4 0 n m と 5 7 0 n m においてヘモグロビンの吸光係数は等しい。ヘモグロビンは生体内において主要な吸光体であるため、N G 1 画像と N G 2 画像には散乱光の強度が強いほど明るい画像が取得される。本実施形態では、両画像の比を算出することで散乱特性の変化量を取得する。具体的には下式（1）、（2）により比を算出する。

$$P S I = (P N G 1 / P N G 2) / A V S I \quad \cdots (1)$$

$$A V S I = A V N G 1 / A V N G 2 \quad \cdots (2)$$

[0109] P S I は散乱特性画像の画素値である。P N G 1 は N G 1 画像の画素値であり、P N G 2 は N G 2 画像の画素値である。これらの画素値は、いずれも位置（x，y）における画素の画素値である。各（x，y）について（1）を演算することで散乱特性画像が得られる。A V S I は散乱特性情報の平均値である。A V N G 1 は N G 1 画像全体における画素値の平均値であり、A V N G 2 は N G 2 画像全体における画素値の平均値である。

[0110] なお、上式（1）において $P S I < 1$ となった場合、 $P S I = 1$ とすることで P S I をクリップしてもよい。通常は癌において $P S I > 1$ であり、正常組織において $P S I \div 1$ であると想定しているため、 $P S I < 1$ は想定から外れている。このため、 $P S I = 1$ を下限としてクリップした方が強調画像の色が安定する。

[0111] なお、散乱特性情報を取得する前に位置合わせを行ってもよい。時系列に各波長の画像を撮像する場合、画像間に位置ずれを生じる。ブロックマッチング等を用いて N G 1 画像と N G 2 画像を位置合わせし、その位置合わせ後の N B 画像と N G 1 画像を用いて散乱特性情報を取得する。これにより、被写体の動きに対してロバスト性が向上する。

[0112] また、散乱特性情報を取得する前に明るさ補正を行ってもよい。時系列に各波長の画像を撮像する場合には位置ずれによって N G 1 画像と N G 2 画像

の明るさが異なる可能性がある。また同時撮像の場合、狭帯域光 NG 1、NG 2 の光量差によって NG 1 画像と NG 2 画像の明るさが異なる可能性がある。画像全体における平均的な明るさを合わせ、その明るさを合わせた NB 画像と NG 1 画像を用いて散乱特性情報を取得する。

[0113] また、散乱特性情報を取得する前にノイズ低減処理を行ってもよい。即ち、NG 1 画像と NG 2 画像に対してノイズ低減処理を行い、その処理後の NG 1 画像と NG 2 画像を用いて散乱特性情報を取得する。または、癌は所定の領域を有するので、NG 1 画像と NG 2 画像から画像の低周波数成分を抽出する。即ち、癌の大きさに対応した帯域のローパスフィルター処理を NG 1 画像と NG 2 画像に対して行う。そして、抽出した低周波数成分から散乱特性情報を取得する。

[0114] また、下式 (3) に示すように、散乱特性情報を差分により抽出してもよい。なお、下式 (3) において $PSI < 1$ となった場合、 $PSI = 1$ とすることで PSI をクリップしてもよい。 $PSI = 1$ を下限としてクリップした方が強調画像の色を安定させることができる。

$$PSI = 1 + (PNG1 - PNG2) / AVSI \quad \dots (3)$$

[0115] また、下式 (4)、(5) に示すように、3 波長の画像から散乱情報を取得してもよい。

$$PSI = (PNG1 / PNG2) / AVSI + (PNG3 / PNG1) / AVSI' \quad \dots (4)$$

$$AVSI' = AVNG3 / AVNG1 \quad \dots (5)$$

[0116] PNG 3 は NG 3 画像の画素値であり、NG 3 画像は、第 3 狭帯域光が被写体に照射されたときに撮像した画像である。第 3 狭帯域光は例えば 450 nm であり、狭帯域光 NG 1、NG 2 とヘモグロビンの吸光係数が同じである。AVNG 3 は NG 3 画像全体における画素値の平均値である。PNG 3 / PNG 1 を併用することでノイズ耐性が向上し、散乱特性の抽出精度が向上する。

[0117] また、散乱特性情報を取得した後にノイズ低減処理を行ってもよい。即ち

、散乱特性画像に対してノイズ低減処理を行い、処理後の散乱特性画像を最終的な散乱特性情報として出力する。散乱特性情報は2画像の画素値の比をとるため、ノイズが多くなりやすい。ノイズ低減処理を行うことでノイズ耐性を向上できる。

[0118] また、散乱特性情報を取得した後に2値化処理を行ってもよい。即ち、散乱特性画像に対して2値化処理を行い、処理後の散乱特性画像を最終的な散乱特性情報として出力する。例えば、散乱特性画像の全体において画素値を平均し、その平均値を閾値として散乱特性画像の画素値を2値化する。これにより、画素値が閾値を上回る領域のみが強調表示される。画素値が閾値を上回る領域は、癌と推測される領域であり、癌の領域を明瞭に強調表示できる。

[0119] 次にステップS12に示すように、観察情報取得部362が観察情報を取得する。即ち、モード制御信号MDに基づいて、NBモード及び白色光モードのいずれに設定されているかの情報を取得する。また、フォーカス制御信号FDIに基づいて、スクリーニング観察及び拡大観察のいずれが行われているかの情報を取得する。また、フレーム間のマッチング処理等によって画像の動き量を取得する。観察情報を取得し、その観察情報に基づいて後述の強調処理を制御することで、不要なシーンにおける強調を抑制できる。強調はノイズを増加させるので、不要なシーンにおけるノイズを抑制できる。

[0120] 次にステップS13に示すように、強調量制御部364は、散乱特性情報に基づいて強調量を制御する。具体的には、ステップS11において抽出した散乱特性情報を補正する。強調量制御部364は、散乱特性画像の画素値に対して係数を乗算することで、散乱特性情報を補正する。この係数を強調量制御係数と呼び、強調量制御係数を画素毎又は領域毎に変化させることで、強調量を制御する。後述する強調処理部365は、補正後の散乱特性情報を用いて強調処理を行う。

[0121] 図8は強調量制御係数の第1特性例である。図9は強調量制御係数の第2特性例である。強調が不要な領域では強調を抑えた方が良いが、強調有り又

は無しの不連続な制御を行うと、強調有りと無しの境界部分が不自然になる。このため、強調量を連続制御とする。図8では、指標が閾値より小さい場合には、指標が大きいほど強調量制御係数が大きくなり、指標が閾値より大きい場合には、強調量制御係数を1とする。指標が閾値より小さい場合、A1に示すように強調量制御係数は指標に比例する。但しこれに限定されず、A2、A3に示すように、シグモイド関数等の任意の特性としてもよい。図9では、指標が閾値より小さい場合には、強調量制御係数を1とし、指標が閾値より大きい場合には、指標が大きいほど強調量制御係数が小さくなる。指標が閾値より大きい場合、B1に示すように強調量制御係数は指標に比例する。但しこれに限定されず、B2、B3に示すように、シグモイド関数等の任意の特性としてもよい。後述するように、指標の種類に応じて図8、図9の特性を使い分ける。

[0122] なお、図8、図9では係数の最小値を0.5とし、係数の最大値1.0としているが、係数の最大値及び最小値はこれに限定されない。最小値は例えば0.0としてもよい。0.0が乗算された画素では強調が一切掛からないため、よりノイズを抑制できる。最大値は例えば1.5としてもよい。1より大きい係数が乗算された画素では、強調がより強く掛かるので、癌と炎症のコントラストを強調できる。

[0123] 強調量制御部364は、ブラウニッシュエリアの強調量を、それ以外の領域の強調量に比べて相対的に大きくする。癌及び炎症は基本的にブラウニッシュエリアであり、これ以外の領域を強調してもノイズが増えるだけである。このため、ブラウニッシュエリアの強調量を相対的に大きくする。

[0124] 具体的には、R画素値とそれ以外の色の画素値との比に基づいて、強調量制御係数を設定する。例えば、指標としてR画素値/G画素値を用いる。図8に示すように、指標が大きいほど強調量制御係数を大きくする。図8の閾値として所定値を設定してもよいし、又は画像全体におけるR画素値/G画素値の平均値を閾値として設定してもよい。白色光画像及びNB I画像の両方において、ブラウニッシュエリアにおけるR画素値が大きいので、R画素

値／G画素値が大きくなる。逆にブラウニッシュエリア以外の領域ではR画素値／G画素値が小さくなる。このためR画素値／G画素値を指標とすることで、ブラウニッシュエリアの強調量を相対的に大きくできる。なお、R画素値／G画素値が大きい領域には血管領域も含まれるので、例えばローパスフィルター処理後のR画素値／G画素値を用いてもよい。これにより、高周波成分を有する血管が除外され、低域成分のブラウニッシュエリアのみを抽出できる。

[0125] また強調量制御部364は、非生体領域の強調量を生体領域の強調量に比べて相対的に小さくする。非生体は、例えば処置具である。指標としてエッジ成分、又は基準色相からの乖離を用い、図9に示すように指標が大きいほど強調量制御係数を小さくする。

[0126] エッジ成分を指標とする場合を説明する。処置具等の非生体に対しては強調が不要であり、その処置具等の非生体は生体に比べて一般的にエッジ成分が大きい。NB I画像又は白色光画像からエッジ成分を抽出し、そのエッジ成分が大きいほど強調量制御係数を大きくする。図9の閾値として所定値を設定してもよいし、又は画像全体のエッジ量の平均値を閾値として設定してもよい。

[0127] 基準色相からの乖離を指標とする場合を説明する。例えばCbCr平面上で基準色相を定義する。白色光画像又はNB I画像をYCbCr変換し、その変換後の画像において各画素の色相と基準色相の差分を求める。差分が大きいほど強調量制御係数を大きくする。生体は赤系統の色味を有するので、その赤系統の色味に対応した基準色相を設定する。基準色相としては所定の値を設定してもよいし、画像全体における色相の平均値を基準色相として設定してもよい。

[0128] また強調量制御部364は、画像間の動き量が大きい場合に強調量を小さくする。被写体の動きが大きい場合、シーンチェンジしていると考えられるが、シーンチェンジにおいて強調してもノイズが増えるだけであり、シーンチェンジにおいて強調する必要性は低い。

- [0129] 具体的には、フレーム間マッチング等を行うことでフレーム間における画像の動き量を求める。動き量を指標として、図9に示すように指標が大きいほど強調量制御係数を小さくする。
- [0130] また強調量制御部364は、対物レンズの焦点距離が短い場合に強調量を小さくする。対物レンズの焦点距離が長い又は中距離である場合はスクリーニング中であるため、強調が必要である。一方、対物レンズの焦点距離が短い場合は、近接観察を行っていると考えられるので、強調を抑制する。近接観察は拡大観察とも呼ぶ。スクリーニング時には、強調表示を行うことで病変候補の発見を補助できる。一方、スクリーニングにおいて詳細に見たいと判断した領域を近接観察するので、近接観察時には強調表示は不要又は抑制してよい。
- [0131] 具体的には、フォーカス制御信号FDIを観察情報として取得し、フォーカス制御信号FDIが示す焦点距離を指標とし、図8に示すように指標が小さいほど強調量制御係数を小さくする。
- [0132] なお、以上では強調量を制御する手法を5つ説明したが、いずれか1つの手法のみを用いてもよいし、5つの手法を全て用いてもよいし、5つの手法のうち幾つかを組み合わせてもよい。
- [0133] 次に、図7のステップS14に示すように、観察画像生成部366が観察画像を生成する。NBモードにおいて、青色の狭帯域光NBによって撮像されたNB画像をG画像及びB画像とし、緑色の狭帯域光NG1によって撮像されたNG1画像をR画像とし、これらのR画像、G画像及びB画像を合成することでNBモード画像を生成する。NBモードにおいてNBモード画像が観察画像である。
- [0134] なお、赤色の画像を用いて観察画像を生成してもよい。即ち、光源が波長630nmの光を発生し、その光が被写体に照射されたタイミングで撮像を行う。この画像を第2画像、又はNR画像と呼ぶ。観察画像生成部366は、NR画像とR画像とし、NG1画像をG画像とし、NB画像をB画像とし、これらのR画像、G画像及びB画像を合成することで観察画像を生成する。

。これにより、白色光モードと同等の色再現を実現できる。また、この観察画像に対して後述する強調処理を行うことで、癌領域を炎症部位とは別の色に強調できる。

[0135] 次に、図7のステップS15に示すように、強調処理部365が、ステップS14において生成した観察画像に対して強調処理を行い、強調処理後の画像を最終的な観察画像として表示装置400へ出力する。例えば強調処理は下式(6)～(8)により定義される。

$$CHR' = CHR \cdots (6)$$

$$CHG' = CHG \times EAM \cdots (7)$$

$$CHB' = CHB \cdots (8)$$

[0136] CHRは、ステップS14において生成した観察画像のRチャンネル(R画素値)であり、CHGは、ステップS14において生成した観察画像のGチャンネル(G画素値)であり、CHBは、ステップS14において生成した観察画像のBチャンネル(B画素値)である。CHR'は強調処理後の画像のRチャンネル(R画素値)であり、CHG'は強調処理後の画像のGチャンネル(G画素値)であり、CHB'は強調処理後の画像のBチャンネル(B画素値)である。EAMは、ステップS13において補正した散乱特性画像の画素値である。即ち、上式(1)のPSIに強調量制御係数を乗算したものである。

[0137] 早期癌の領域において散乱特性画像の画素値は1より大きいため、強調処理によりG画素値が増加する。これにより早期癌の領域が黄色(Ye)調となり、他のブラウニッシュエリアと区別できる。なお、強調処理は上式(6)～(8)に限定されない。例えばBチャンネルの画素値に対してEAMを乗算してもよい。この場合、早期癌の領域がマゼンダ色(Ye)調となる。いずれのチャンネルを強調するかを白色光モードとNBIモードで切り替えてもよい。

[0138] 次に、強調処理の変形例について説明する。図7ではステップS13において強調量を制御しているが、ステップS15において強調量を制御しても

よい。即ち、ステップS 1 5において、強調処理部3 6 5が、強調画像に原画像をブレンドすることで強調量を抑制してもよい。

[0139] 具体的には、ブレンド率がとり得る範囲は $0 \leq \text{ブレンド率} \leq 1$ である。ステップS 1 3において説明した指標に基づいてブレンド率を制御する。具体的には、R画素値／G画素値が大きいほどブレンド率を大きくする。またエッジ成分が大きいほどブレンド率を小さくする。また色相と基準色相の乖離が大きいほどブレンド率を小さくする。またフレーム間の動き量が大きいほどブレンド率を小さくする。また焦点距離が小さいほどブレンド率を小さくする。

[0140] 強調処理は下式(9)～(11)により定義される。BRTはブレンド率である。下式(10)において、右辺第1項が強調量EAMによる強調画像であり、右辺第2項が強調前の観察画像である。ブレンド率BRTが高いほど、強調量EAMによる強調画像の割合が高くなり、ブレンド率BRTが低いほど、強調前の観察画像の割合が高くなる。

$$CHR' = CHR \quad \dots (9)$$

$$CHG' = CHG \times EAM \times BRT + CHG \times (1 - BRT) \quad \dots (10)$$

$$CHB' = CHB \quad \dots (11)$$

[0141] 次に、狭帯域光の変形例について説明する。図10は、狭帯域光の第1の変形例である。図10では、狭帯域光NG2が波長450nmの光である。波長450nmは青色の波長帯域に属する。狭帯域光NG1の波長は図4と同じ540nmである。波長450nmにおけるヘモグロビンの吸光係数は、450nmにおけるヘモグロビンの吸光係数と同じである。

[0142] 図11は、狭帯域光の第2の変形例である。図11では、狭帯域光NG1、NG2ともに波長が図4とは異なる。狭帯域光NG1は波長500nmの光であり、狭帯域光NG2は波長530nmの光である。波長500nm、530nmは緑色の波長帯域に属する。波長500nm、530nmにおけるヘモグロビンの吸光係数は同じである。

[0143] 4. 手術支援システム

内視鏡装置として、制御装置とスコープが接続され、そのスコープをユーザが操作しながら体内を撮影するタイプを想定できる。但し、これに限定されず、本発明を適用した内視鏡装置として例えばロボットを用いた手術支援システム等を想定できる。

[0144] 例えば、手術支援システムは、制御装置とロボットとスコープとを含む。スコープは例えば硬性鏡である。制御装置は、ロボットを制御する装置である。即ち、ユーザが制御装置の操作部を操作することでロボットを動作させ、ロボットを介して患者に対する手術を行う。また制御装置の操作部を操作することでロボットを経由してスコープを操作し、手術領域を撮影する。制御装置は、図2又は図3の処理部300を含んでいる。ユーザは、処理部300が表示装置に表示した画像を見ながら、ロボットを操作する。本発明は、このような手術支援システムにおける制御装置に適用できる。なお、制御装置はロボットに内蔵されてもよい。

[0145] 以上、本発明を適用した実施形態およびその変形例について説明したが、本発明は、各実施形態やその変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記した各実施形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、各実施形態や変形例に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態や変形例で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能である。また、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。

符号の説明

[0146] 12 内視鏡装置、200 撮像部、220 イメージセンサ、240 レ

ンズ駆動部、300 処理部、320 記憶部、340 制御部、342
観察モード切替部、344 焦点距離制御部、360 演算部、361 散
乱特性情報取得部、362 観察情報取得部、363 画像生成部、364
強調量制御部、365 強調処理部、366 観察画像生成部、400
表示装置、600 光源部、610 光源、CC1, CC2 散乱特性、N
B 狭帯域光、NG1, NG2 狭帯域光

請求の範囲

- [請求項1] 青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が前記第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とを、照明光として出力する光源と、
- 前記照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像することで、前記第1波長帯域における前記被写体の画像である第1画像と、前記第1狭帯域における前記被写体の画像である第1狭帯域画像と、前記第2狭帯域における前記被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得する撮像部と、
- 前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、前記被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得する散乱特性情報取得部と、
- 前記第1画像、前記第1狭帯域画像、及び前記散乱特性情報を用いて観察画像を生成する画像生成部と、
- を含むことを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項2] 請求項1において、
- 前記散乱特性情報取得部は、
- 前記第1狭帯域における前記散乱特性と前記第2狭帯域における前記散乱特性の間の変化量を、前記散乱特性情報として取得することを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項3] 請求項2において、
- 前記散乱特性は、前記被写体が含む細胞核の散乱特性であることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項4] 請求項2において、
- 前記散乱特性情報取得部は、
- 前記第1狭帯域画像の画素値と前記第2狭帯域画像の画素値の比に基づいて、前記散乱特性情報を取得することを特徴とする内視鏡装置。

- [請求項5] 請求項2において、
 前記散乱特性情報取得部は、
 前記第1狭帯域画像の画素値と前記第2狭帯域画像の画素値の減算結果に基づいて、前記散乱特性情報を取得することを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項6] 請求項1において、
 前記散乱特性情報取得部は、
 前記第1狭帯域画像及び前記第2狭帯域画像に対して補正処理を行い、補正処理後の前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像に基づいて前記散乱特性情報を取得することを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項7] 請求項6において、
 前記補正処理は、
 前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の間を位置合わせする位置合わせ処理、又は前記第1狭帯域画像及び前記第2狭帯域画像の明るさを補正する明るさ補正処理、又は前記第1狭帯域画像及び前記第2狭帯域画像からノイズを低減するノイズ低減処理であることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項8] 請求項2において、
 前記散乱特性情報取得部は、
 前記変化量を画素値とする散乱特性画像を前記散乱特性情報として取得し、取得した前記散乱特性画像に対して補正処理を行い、
 前記画像生成部は、
 補正処理後の前記散乱特性画像を用いて前記観察画像を生成することを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項9] 請求項8において、
 前記補正処理は、
 前記散乱特性画像からノイズを低減するノイズ低減処理、又は前記散乱特性画像を2値化する2値化処理であることを特徴とする内視鏡

装置。

[請求項10]

請求項 1 において、

前記画像生成部は、

前記第 1 画像及び前記第 1 狭帯域画像から前記観察画像を生成し、
前記ヘモグロビンの含有量に応じて制御した強調量の強調処理を、前記観察画像に対して行うことを特徴とする内視鏡装置。

[請求項11]

請求項 10 において、

前記画像生成部は、

前記観察画像において前記ヘモグロビンの前記含有量が多い領域ほど、前記強調量を大きくすることを特徴とする内視鏡装置。

[請求項12]

請求項 1 において、

前記画像生成部は、

前記第 1 画像及び前記第 1 狭帯域画像から前記観察画像を生成し、
観察シーンに応じて強調量又は内容を制御した強調処理を、前記観察画像に対して行うことを特徴とする内視鏡装置。

[請求項13]

請求項 12 において、

前記画像生成部は、

第 1 モードにおいて、前記第 1 画像及び前記第 1 狭帯域画像から前記観察画像を生成し、前記観察画像に対して第 1 内容の強調処理を行い、

第 2 のモードにおいて、白色光の波長帯域における前記被写体の画像である第 2 観察画像を生成し、前記第 2 観察画像に対して、前記第 1 内容とは異なる第 2 内容の強調処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。

[請求項14]

請求項 12 において、

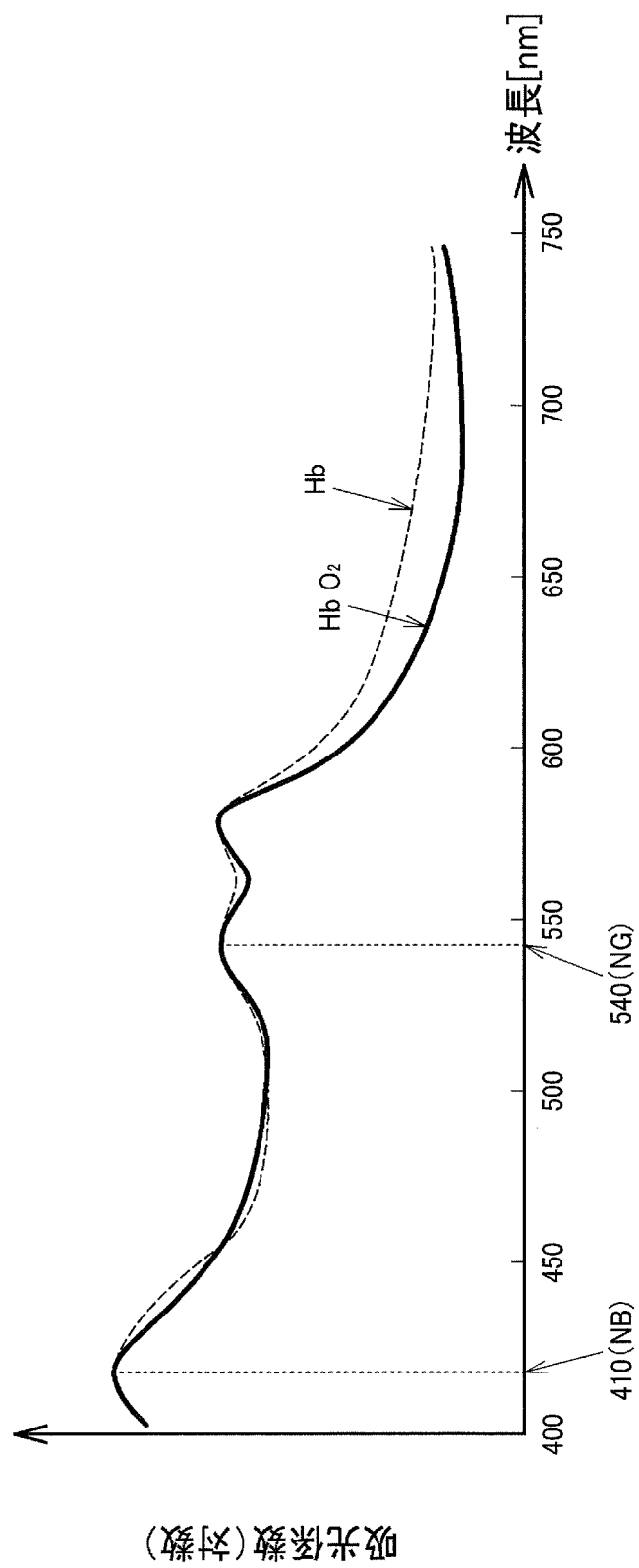
前記画像生成部は、

前記被写体の動き量が大きいほど、前記強調量を小さくすることを特徴とする内視鏡装置。

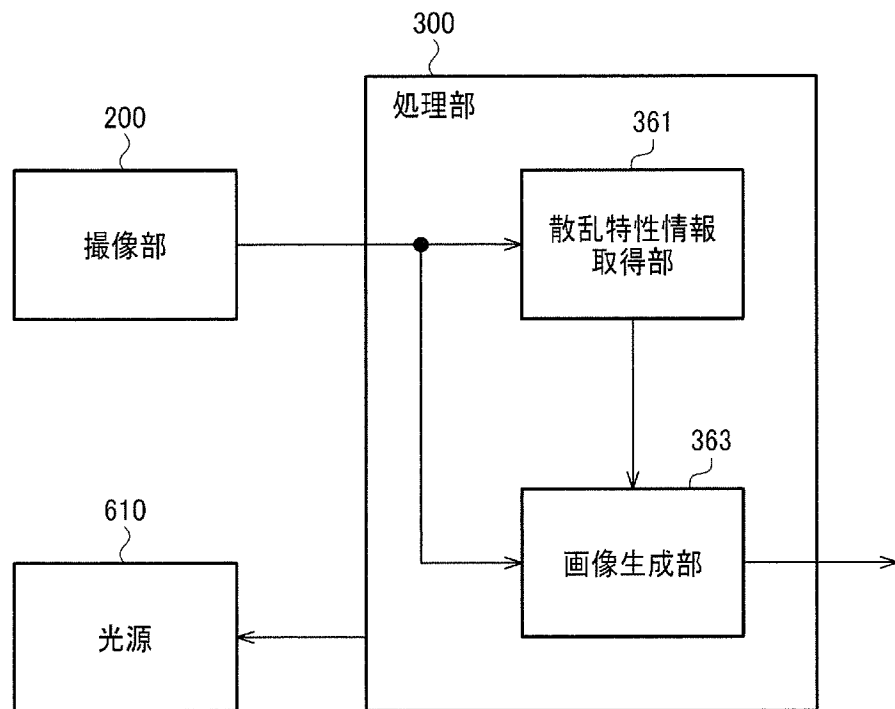
- [請求項15] 請求項12において、
前記画像生成部は、
前記被写体を拡大撮影する拡大観察時において、前記拡大観察以外のときに比べて前記強調量を小さくすることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項16] 請求項12において、
前記画像生成部は、
前記観察画像において生体以外が写る領域に対する前記強調量を、
前記観察画像において生体が写る領域に対する前記強調量よりも小さくすることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項17] 請求項1において、
前記画像生成部は、
前記観察画像を構成する複数のチャンネル画像のうち特定のチャンネル画像に対して強調処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項18] 請求項1において、
前記画像生成部は、
前記散乱特性情報に基づいて前記観察画像に対して色変換処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項19] 請求項1において、
前記第1狭帯域の光は、前記ヘモグロビンの前記吸光係数が極大値となる波長の光であることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項20] 請求項19において、
前記第1狭帯域の光は、波長540nmの光であり、
前記第2狭帯域の光は、波長570nm又は450nmの光であることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項21] 請求項1において、
前記第1狭帯域の光は、前記ヘモグロビンの前記吸光係数が極小値となる波長の光であることを特徴とする内視鏡装置。

- [請求項22] 請求項21において、
前記第1狭帯域の光は、波長500nmの光であり、
前記第2狭帯域の光は、波長530nmの光であることを特徴とする内視鏡装置。
- [請求項23] 青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が前記第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とを、照明光として出力し、
前記照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像することで、前記第1波長帯域における前記被写体の画像である第1画像と、前記第1狭帯域における前記被写体の画像である第1狭帯域画像と、前記第2狭帯域における前記被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得し、
前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、前記被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得し、
前記第1画像、前記第1狭帯域画像、及び前記散乱特性情報を用いて観察画像を生成することを特徴とする内視鏡装置の作動方法。
- [請求項24] 青色の波長帯域に含まれる第1波長帯域の光と、緑色の波長帯域に含まれる第1狭帯域の光と、ヘモグロビンの吸光係数が前記第1狭帯域と同じ第2狭帯域の光とが、照明光として出力されるときに、前記照明光が照射された被写体からの戻り光を撮像することで、前記第1波長帯域における前記被写体の画像である第1画像と、前記第1狭帯域における前記被写体の画像である第1狭帯域画像と、前記第2狭帯域における前記被写体の画像である第2狭帯域画像とを取得し、
前記第1狭帯域画像と前記第2狭帯域画像の比較結果に基づいて、前記被写体の散乱特性に関する情報である散乱特性情報を取得し、
前記第1画像、前記第1狭帯域画像、及び前記散乱特性情報を用いて観察画像を生成するステップを、
コンピュータに実行させるプログラム。

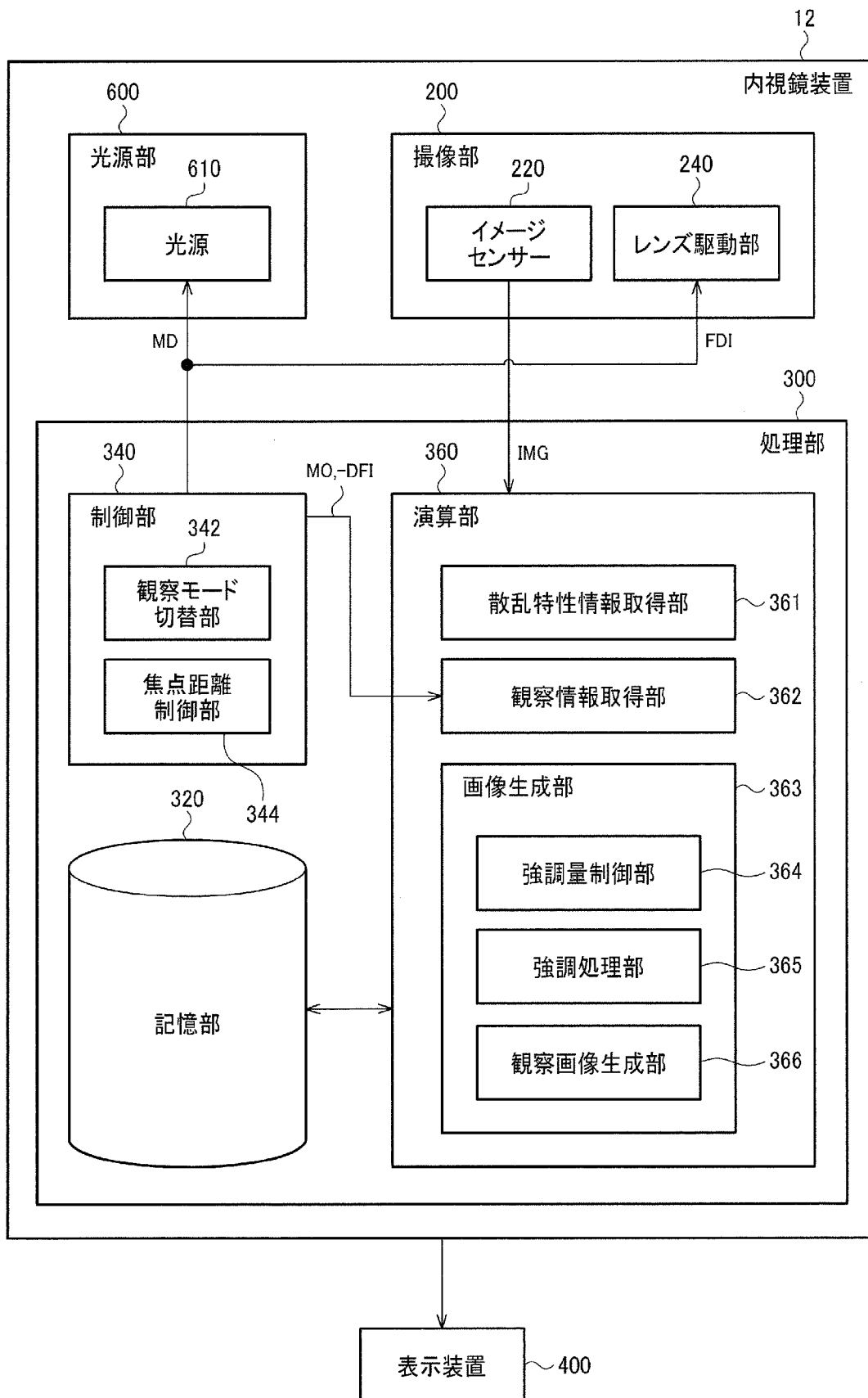
[図1]



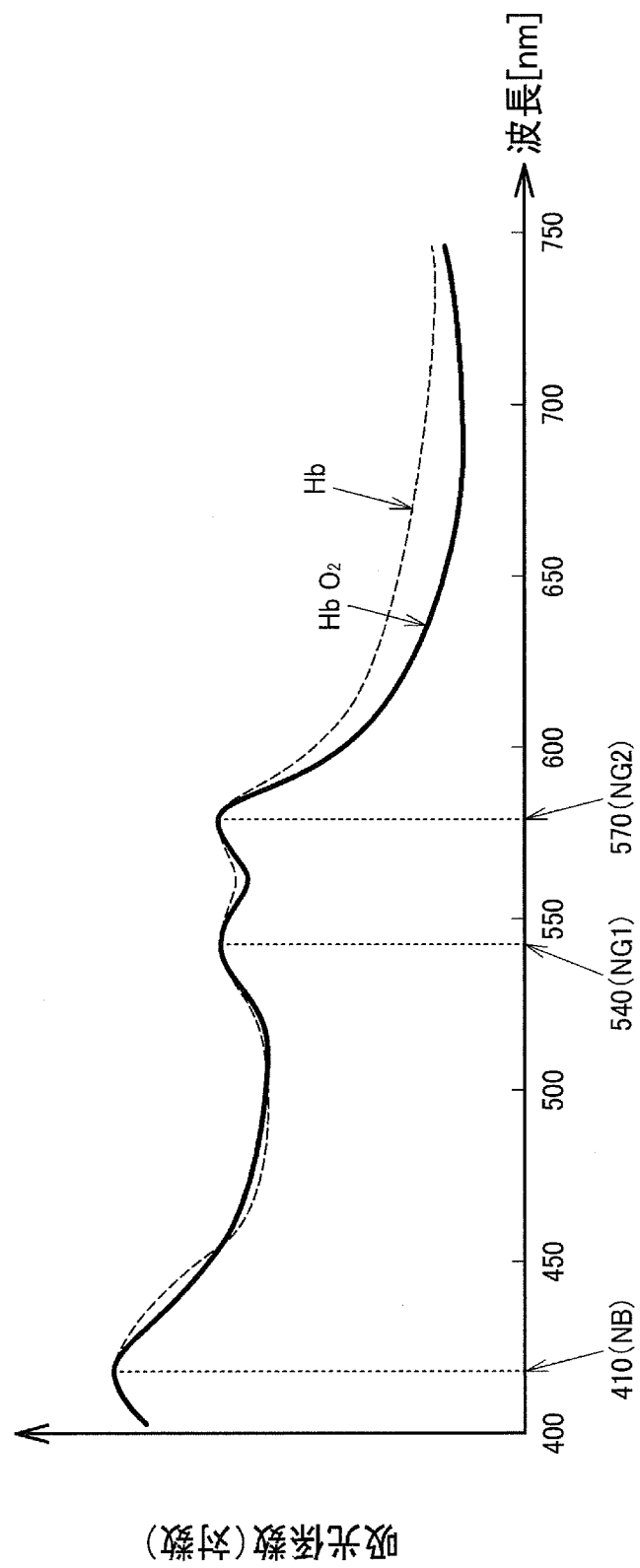
[図2]



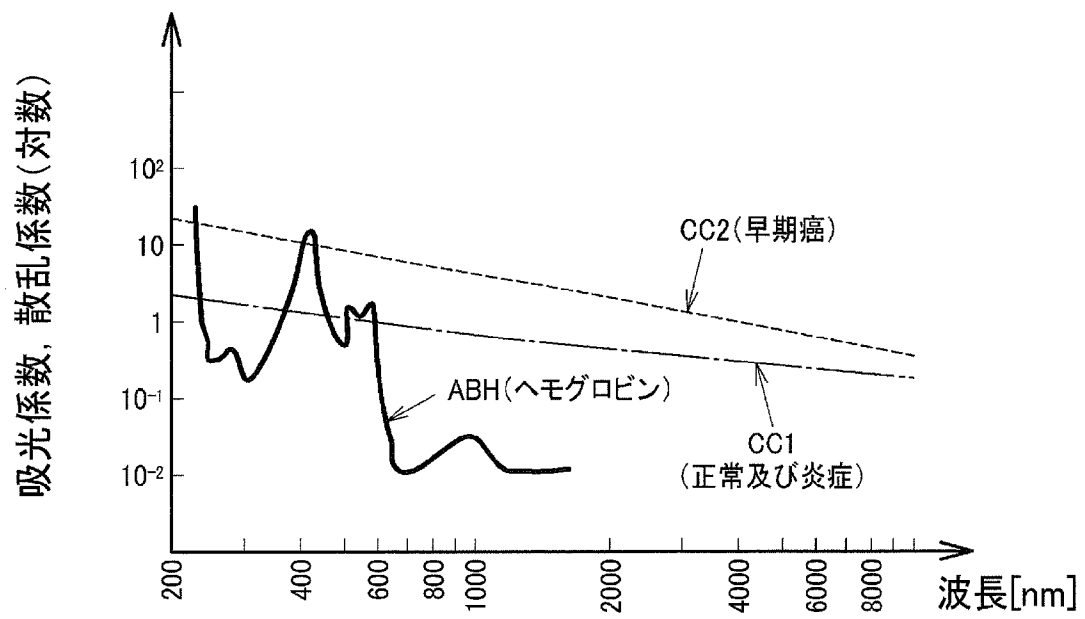
[図3]



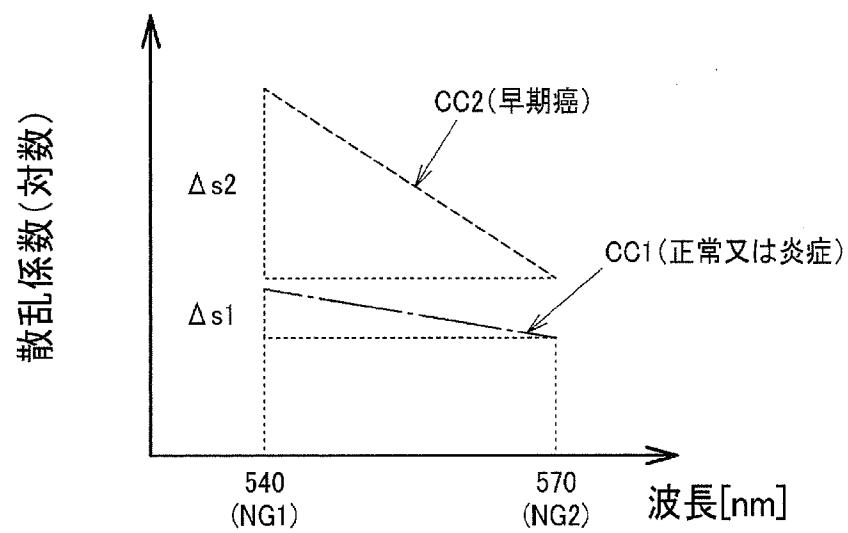
[図4]



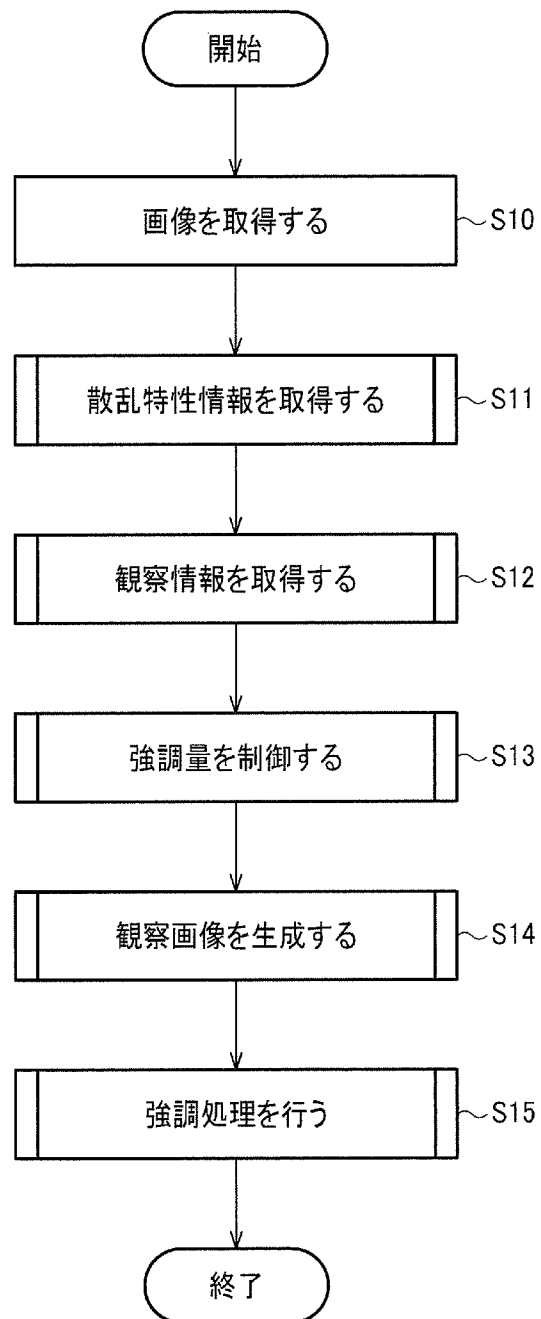
[図5]



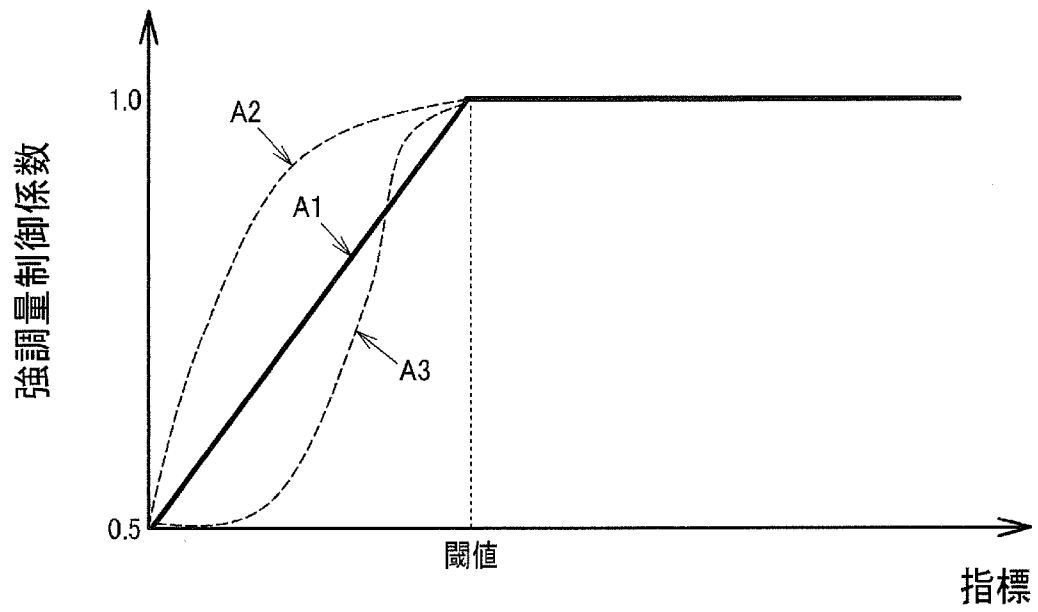
[図6]



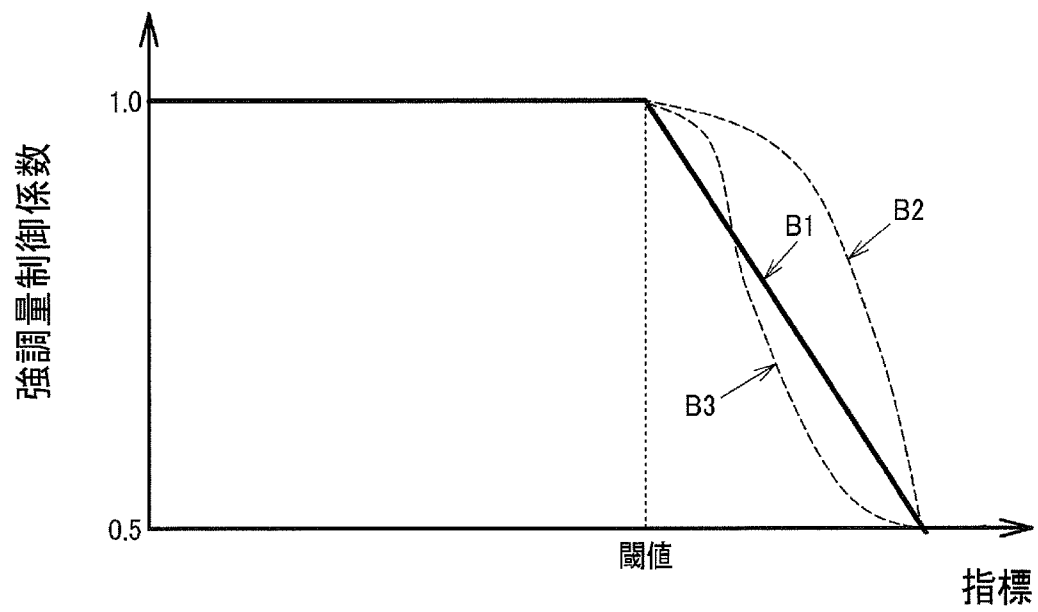
[図7]



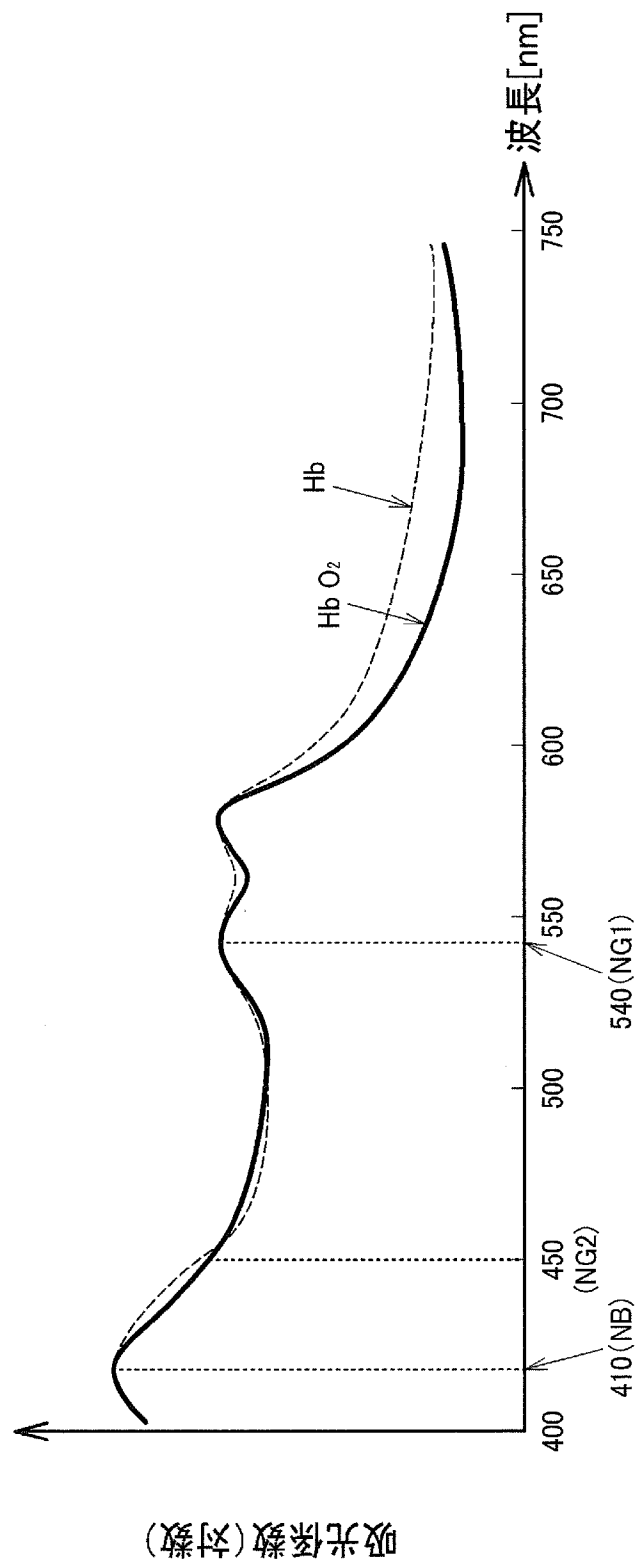
[図8]



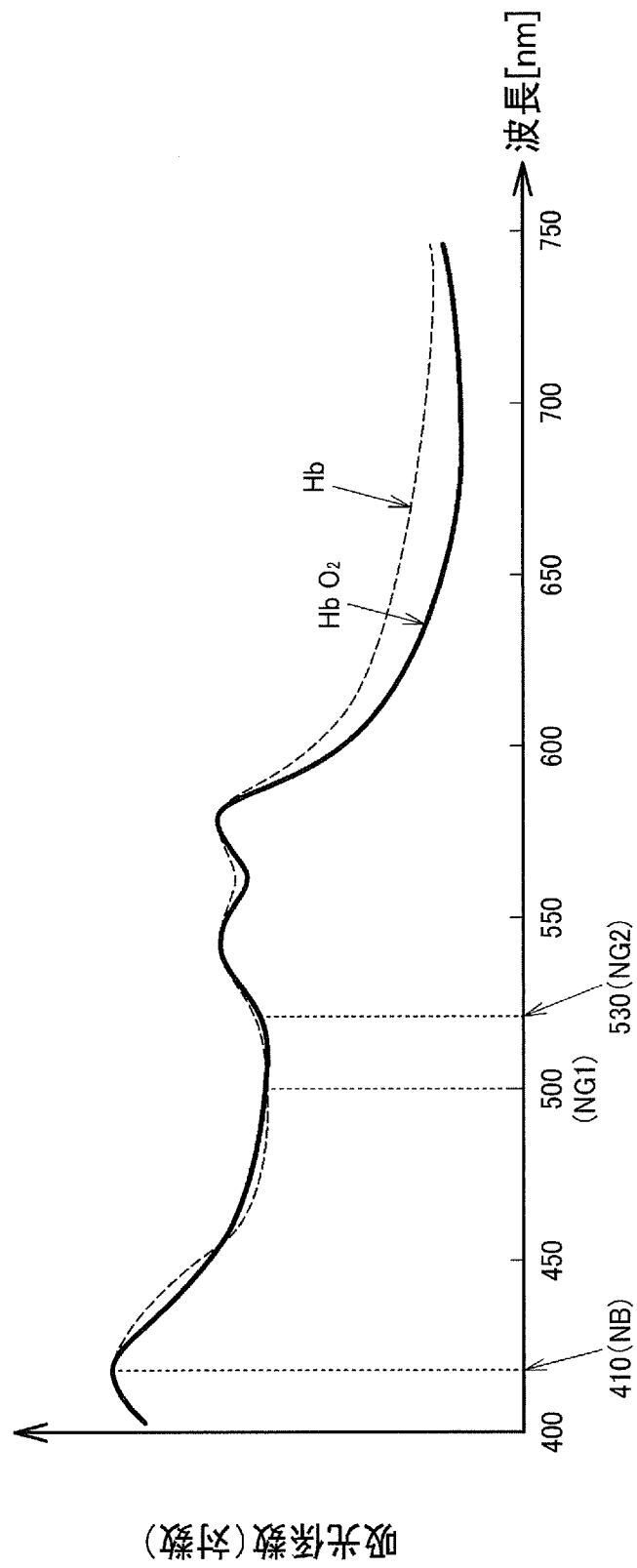
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/019038

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B1/045 (2006.01) i, 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)

Int. Cl. A61B1/045, A61B1/00

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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.
A	JP 2017-192565 A (FUJIFILM CORP.) 26 October 2017, paragraphs [0042]-[0136], [0188], fig. 1-19 (Family: none)	1-24
A	JP 2017-202241 A (FUJIFILM CORP.) 16 November 2017, paragraph [0135] (Family: none)	1-24
A	JP 2016-67775 A (FUJIFILM CORP.) 09 May 2016, paragraphs [0053]-[0066], fig. 9, 10, 16 & US 2016/0089010 A1, paragraphs [0069]-[0083], fig. 9, 10, 16	1-24
A	WO 2017/051455 A1 (OLYMPUS CORP.) 30 March 2017, entire text, all drawings (Family: none)	1-24

☐ 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
27.07.2018

Date of mailing of the international search report
07.08.2018

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, 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. A61B1/045, 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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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
A	JP 2017-192565 A（富士フイルム株式会社） 2017.10.26, 段落 [0042]-[0136], [0188], 図 1-19 (ファミリーなし)	1-24
A	JP 2017-202241 A（富士フイルム株式会社） 2017.11.16, 段落 [0135] (ファミリーなし)	1-24

☒ 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

27.07.2018

国際調査報告の発送日

07.08.2018

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）

牧尾 尚能

2Q

8357

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
A	JP 2016-67775 A (富士フイルム株式会社) 2016.05.09, 段落 [0053]-[0066], 図 9-10, 図 16 & US 2016/0089010 A1, 段落 [0069]-[0083], 図 9-10, 図 16	1-24
A	WO 2017/051455 A1 (オリンパス株式会社) 2017.03.30, 全文全図 (ファミリーなし)	1-24