

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/216878

発行日 平成31年4月11日 (2019. 4. 11)

(43) 国際公開日 平成29年12月21日 (2017. 12. 21)

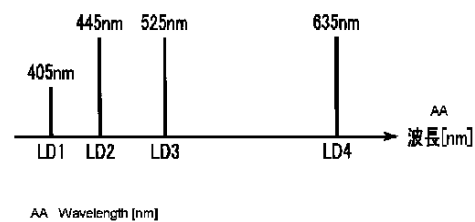
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 3 1	
	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 49 頁)		

出願番号	特願2018-523081 (P2018-523081)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/067687		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年6月14日 (2016. 6. 14)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100199565 弁理士 飯野 茂
		(74) 代理人	100162570 弁理士 金子 早苗
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、第1の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第1の狭帯域光と、第2の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第2の狭帯域光とを射出可能な光源部(132)と、前記第1の狭帯域光による第1の画像と、前記第2の狭帯域光による第2の画像とをそれぞれ分離して取得する撮像系(152, 156, 132, 136)とを有している。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察対象物の画像を取得する内視鏡装置において、

第 1 の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第 1 の狭帯域光と、第 2 の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第 2 の狭帯域光とを射出可能な光源部と、

前記第 1 の狭帯域光による第 1 の画像と、前記第 2 の狭帯域光による第 2 の画像とをそれぞれ分離して取得する撮像素子とを有していることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像素子は、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を分離して取得する前記内視鏡装置の挿入部の先端に設けられた撮像素子を含み、

前記撮像素子は、第 1 の狭帯域光の透過率が第 2 の狭帯域光の透過率よりも高い第 1 の色フィルタを有する第 1 の色画素と、第 2 の狭帯域光の透過率が第 1 の狭帯域光の透過率よりも高い第 2 の色フィルタを有する第 2 の色画素とを有し、

前記撮像素子は、前記第 1 の色画素により前記第 1 の画像を取得し、前記第 2 の色画素により前記第 2 の画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像素子は、少なくとも R 領域と G 領域と B 領域の 3 つの色領域の光を分離して取得するカラーフィルタを有する原色フィルタ型の撮像素子であり、

前記 R 領域の光を分離して取得する色画素を R 画素、前記 G 領域の光を分離して取得する色画素を G 画素、前記 B 領域の光を分離して取得する色画素を B 画素としたときに、前記撮像素子は、互いに異なる色画素により前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を分離して取得することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像素子は、少なくとも M（マゼンタ）領域と C（シアン）領域と Y（イエロー）領域の 3 つの色領域の光を分離して取得するカラーフィルタを有する補色フィルタ型の撮像素子であり、

前記 M 領域の光を分離して取得する色画素を M 画素、前記 C 領域の光を分離して取得する色画素を C 画素、前記 Y 領域の光を分離して取得する色画素を Y 画素としたときに、前記撮像素子は、前記 M 画素と前記 C 画素と前記 Y 画素により取得された画像情報に基づいて、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を分離して取得する画像処理を行う画像処理回路をさらに有していることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光源部は、前記第 1 の狭帯域光と第 2 の狭帯域光を同時に発光することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光は、同じ色画素に含まれる波長領域に含まれており、

前記撮像素子は、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を互いに異なるタイミングで取得することにより、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を分離して取得することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記撮像素子は、前記内視鏡装置の挿入部の先端に設けられた撮像素子を含み、前記撮像素子は、可視領域全体の光を取得するモノクロ型の撮像素子であり、

前記光源部は、前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光を異なるタイミングで発光し、

前記撮像素子は、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を互いに異なるタイミングで取得することにより、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を分離して取得することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

各特徴物質の吸収スペクトルにおいて、第 1 の基準値よりも吸収の大きい領域を吸収ビ

10

20

30

40

50

ーク領域とし、前記第 1 の基準値に等しいかそれよりも小さい第 2 の基準値よりも吸収の小さい領域を吸収ボトム領域としたときに、前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光は、前記吸収ピーク領域と前記吸収ボトム領域に基づいて選定されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記撮像系は、前記内視鏡装置の挿入部の先端に設けられた撮像素子を含み、前記撮像素子は、可視光領域の光を受光可能であり、可視光領域を R 領域と G 領域と B 領域の 3 つの色領域に分割したときに、前記第 1 の基準値および前記第 2 の基準値は、各特徴物質の吸収スペクトルの前記 R 領域と前記 G 領域と前記 B 領域の前記 3 つの色領域ごとの最大値と最小値に基づいて、前記 R 領域と前記 G 領域と前記 B 領域の前記 3 つの色領域ごとに設定されることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 10】

前記 3 つの色領域ごとに設定される前記第 1 の基準値は、各特徴物質の吸収スペクトルの各色領域の最大値と最小値の中間値であり、

前記 3 つの色領域ごとに設定される前記第 2 の基準値は、各特徴物質の吸収スペクトルの各色領域の最大値と最小値の中間値であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記第 1 の狭帯域光は、前記第 1 の特徴物質の吸収スペクトルの吸収ピーク領域に含まれおり、

20

前記第 2 の狭帯域光は、前記第 2 の特徴物質の吸収スペクトルの吸収ピーク領域に含まれていることを特徴とする請求項 8 乃至 10 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記第 1 の狭帯域光は、前記第 2 の特徴物質の吸収スペクトルの吸収ボトム領域に含まれており、

前記第 2 の狭帯域光は、前記第 1 の特徴物質の吸収スペクトルの吸収ボトム領域に含まれていることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記第 1 の特徴物質は、観察対象物が含有している観察対象物由来の物質であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 14】

前記第 1 の特徴物質は、ヘモグロビンであることを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

【請求項 15】

前記第 2 の特徴物質は、前記観察対象物に散布、投与または塗布された外部由来の物質であることを特徴とする請求項 1 または 13 に記載の内視鏡装置。

【請求項 16】

前記第 2 の特徴物質は、生体観察に用いられる色素であることを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡装置。

【請求項 17】

40

前記光源部は、R 領域と G 領域と B 領域の 3 つの色領域のそれぞれに少なくとも 1 つずつ含まれる複数種類の狭帯域光を射出可能であり、

前記複数種類の狭帯域光は、前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光とを含んでおり、

前記内視鏡装置は、前記複数種類の狭帯域光を用いた白色観察モードによる観察を行うことが可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 18】

前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光の少なくとも一方は、複数種類の狭帯域光で構成されており、前記 R 領域と前記 G 領域と前記 B 領域の前記 3 つの色領域はすべて、前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光の少なくとも一方を含んでいることを特徴とする

50

請求項 17 に記載の内視鏡装置。

【請求項 19】

前記 R 領域と前記 G 領域と前記 B 領域の前記 3 つの色領域はすべて、前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光のいずれか一方のみを含んでいることを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 20】

前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光は、それぞれ、前記第 1 の特徴物質と前記第 2 の特徴物質をコントラスト良く観察するための観察モードで使用される狭帯域光であることを特徴とする請求項 2、8、13、15、17 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

10

【請求項 21】

前記第 1 の狭帯域光と前記第 2 の狭帯域光はいずれも、各特徴物質の吸収スペクトルに設定された吸収ピーク領域に含まれていることを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡装置。

【請求項 22】

前記光源部はさらに、第 3 の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第 3 の狭帯域光を射出可能であり、前記撮像系は、前記第 3 の狭帯域光による画像を前記第 1 の画像と前記第 2 の画像から分離して取得することを特徴とする請求項 2、8、13、15、17 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象物の画像を取得する内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

特開 2014 - 50595 号公報は内視鏡装置を開示している。この内視鏡装置は、酸素飽和度測定光と血管強調用照明光を交互に被検体に照射し、得られた 2 フレーム分の画像から表層血管と中層血管を強調表示しつつ、酸素飽和度が低いときのみ表層血管の色を変化させた画像を表示する。これにより、血管走行パターンが強調表示された画像を表示するとともに、その血管走行パターンが有する部位が病変部であるか否かが直感的に分かる情報を表示する。

30

【発明の概要】

【0003】

前述の内視鏡装置では、血管走行パターンが有する部位が病変部であるか否かが直感的に分かるなどとしている。しかし、結局見ている対象は、ヘモグロビン由来の血管画像である。すなわち 1 種類の特徴物質であるヘモグロビンを、見方を変えて見ているに留まっている。病変部の態様によっては、ヘモグロビンに基づく血管画像だけでは病変部であるか否かを判断できない場合がある。このため、色素染色など複数の特徴物質を用いて病変部を判断することが望まれている。

【0004】

40

本発明は、このような状況に鑑みて成されたものであり、本発明の目的は、複数の特徴物質の画像を分離して取得することを可能とする内視鏡装置を提供することにある。

【0005】

内視鏡装置は、第 1 の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第 1 の狭帯域光と、第 2 の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された第 2 の狭帯域光とを射出可能な光源部と、前記第 1 の狭帯域光による第 1 の画像と、前記第 2 の狭帯域光による第 2 の画像とをそれぞれ分離して取得する撮像系とを有している。

【0006】

本発明によれば、複数の特徴物質の強調表示を可能とする内視鏡装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 7 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の第 1 実施形態による内視鏡装置のブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 に示されたレーザ光源のすべてが点灯されたときの照明光のスペクトルを示している。

【 図 3 】 図 3 は、ヘモグロビンの吸収スペクトルを示している。

【 図 4 】 図 4 は、1 物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）の照明光のスペクトルを示している。

【 図 5 】 図 5 は、インジゴカルミンの吸収スペクトルを示している。

【 図 6 】 図 6 は、1 物質観察モード（インジゴカルミン強調モード）の照明光のスペクトルを示している。

10

【 図 7 】 図 7 は、2 物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）の照明光のスペクトルを示している。

【 図 8 】 図 8 は、照明光順次照射モードにおけるレーザ光源の点灯と消灯のタイミングチャートである。

【 図 9 】 図 9 は、図 8 に示されたタイミング T a 1 における光源部の発光スペクトルを示している。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、図 8 に示されたタイミング T b 1 における光源部の発光スペクトルを示している。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、ビットパターン分類の図である。

【 図 1 2 A 】 図 1 2 A は、2 物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）において B 画像と G 画像で構成された画像を示している。

20

【 図 1 2 B 】 図 1 2 B は、2 物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）において R 画像で構成された画像を示している。

【 図 1 2 C 】 図 1 2 C は、2 物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）において R 画像と G 画像と B 画像とで構成された画像を示している。

【 図 1 3 A 】 図 1 3 A は、図 1 2 A と対応した、ヘモグロビンに基づく血管が強調された画像を示している。

【 図 1 3 B 】 図 1 3 B は、図 1 2 B と対応した、インジゴカルミンが強調された画像を示している。

【 図 1 3 C 】 図 1 3 C は、図 1 2 C と対応した、血管とインジゴカルミンの両方が強調された画像を示している。

30

【 図 1 3 D 】 図 1 3 D は、図 1 3 A の画像において特徴物質領域が矢印で視認性が高められた画像を示している。

【 図 1 3 E 】 図 1 3 E は、図 1 3 A の画像において特徴物質領域の周辺領域の明るさを低くすることで視認性が高められた画像を示している。

【 図 1 4 A 】 図 1 4 A は、第 1 の特徴物質の特徴物質領域のイメージ図である。

【 図 1 4 B 】 図 1 4 B は、第 2 の特徴物質の特徴物質領域のイメージ図である。

【 図 1 4 C 】 図 1 4 C は、第 1 の特徴物質と第 2 の特徴物質の特徴物質重なり領域を示している。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、インジゴカルミンの吸収スペクトルについて、第 1 実施形態の変形例にしたがって定義された吸収ピーク領域 P R と吸収ボトム領域 B R と吸収中間領域 M R を示している。

40

【 図 1 6 】 図 1 6 は、撮像素子に用いられる原色フィルタの光透過率のスペクトルの一例を示している。

【 図 1 7 】 図 1 7 は、撮像素子に用いられる補色フィルタの光透過率のスペクトルの一例を示している。

【 図 1 8 】 図 1 8 は、第 2 実施形態において光源部が射出可能な光のスペクトルを示している。

【 図 1 9 】 図 1 9 は、クリスタルバイオレットの吸収スペクトルを示している。

【 図 2 0 】 図 2 0 は、1 物質観察モード（クリスタルバイオレット強調モード）における

50

照明光のスペクトルを示している。

【図 2 1】図 2 1 は、第 3 実施形態において光源部が射出可能な光のスペクトルを示している。

【図 2 2】図 2 2 は、ルゴール液の吸収スペクトルを示している。

【図 2 3】図 2 3 は、1 物質観察モード（ルゴール液強調モード）における照明光のスペクトルを示している。

【図 2 4】図 2 4 は、1 物質観察モード（ルゴール液影響軽減モード）における照明光のスペクトルを示している。

【図 2 5】図 2 5 は、第 1 実施形態のレーザ光源が LED 光源に置き換えられた光源部の射出光のスペクトルを示している。

【図 2 6】図 2 6 は、Xe ランプとフィルタの組合せにより作り出された狭帯域光のスペクトルを示している。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施の形態に係る内視鏡装置について、図を参照しながら説明する。本明細書において、内視鏡装置とは、生体の診察に用いられる医療用内視鏡装置や、工業製品ほかさまざまなものやさまざまな場所に存在する管空内の観察に用いられる工業用内視鏡装置に限定されるものではなく、観察対象物の有する管空たとえば体腔等に挿入されて管空の内面を観察可能な挿入部を備える機器一般を言う。

【0009】

< 第 1 実施形態 >

以下、本発明の第 1 実施形態について、医療用内視鏡装置、特に消化器内視鏡装置を例に説明する。

【0010】

[構成]

図 1 は、本発明の第 1 実施形態による内視鏡装置のブロック図である。本実施形態による内視鏡装置は、本体部 110、スコープ部 120、入力部 160、表示部 170 により構成されている。はじめに本実施形態による内視鏡装置の各構成について説明する。

【0011】

[スコープ部 120]

スコープ部 120 は、観察対象物 190 の内部空間たとえば体腔等に挿入可能な可撓性を有する挿入部 124 と、医師等の作業者が把持して観察作業のために挿入部 124 の操作を行うための操作部 122 と、本体部 110 とスコープ部 120 とを接続するための可撓性を有する接続ケーブル 126 と、本体部 110 との着脱を可能にするコネクタ 128 等により構成されている。

【0012】

挿入部 124 の先端には、照明光を観察対象物 190 に向けて射出する 2 個の照明ユニット 146 と、観察対象物 190 表面で反射または散乱された照明光を受光して画像を取得する撮像ユニット 152 とが配置されている。

【0013】

スコープ部 120 には導光路が設けられており、本体部 110 に設けられた光源部 132 から射出されるレーザ光を挿入部 124 の先端に設けられた照明ユニット 146 まで導光する。導光路は、コネクタ 128 側から、接続ケーブル 126 内に設けられた 1 本の第 1 の光ファイバ 140 と、操作部 122 内に設けられた 1 入力 2 出力の分岐光学素子 142（1×2 分岐光学素子）と、挿入部 124 内に設けられた 2 本の第 2 の光ファイバ 144 により構成されている。本体部 110 内に設けられた光源部 132 から射出されたレーザ光は、コネクタ 128 を介してスコープ部 120 に入射し、第 1 の光ファイバ 140、分岐光学素子 142、2 本の第 2 の光ファイバ 144 を経由して 2 個の照明ユニット 146 に入射する。分岐光学素子 142 は 1 つの入力端から入射した光を 2 つの出力端に、波長ごとの光量を略等しく分配する機能を有している。すなわち、挿入部 124 に設けられ

10

20

30

40

50

た 2 本の第 2 の光ファイバ 1 4 4 は、それぞれ、波長ごとに略等しい光量に分割された光源部 1 3 2 からのレーザ光を、2 つの照明ユニット 1 4 6 まで導光する。

【 0 0 1 4 】

2 つの照明ユニット 1 4 6 は、互いに略等しい光変換機能を有している。本実施形態では、レーザ光の波長は変換せず、放射角を広げ、可干渉長を短くする機能を有している。このような機能は、拡散板または拡散粒子を有する部材、レンズ等の光学素子、これらの組み合わせにより実現することが出来る。これにより、照明ユニット 1 4 6 は、光源部 1 3 2 から射出されたレーザ光の波長は変えず、広い放射角で、可干渉性の低い光を照明光として射出する。

【 0 0 1 5 】

スコープ部 1 2 0 の挿入部 1 2 4 の先端に設けられた撮像ユニット 1 5 2 は、撮像光学系と撮像素子を有している。本実施形態による撮像素子は、たとえば、C M O S 型の撮像素子であり、R G B カラーフィルタが一般的なベイア配列で搭載されている。すなわち、撮像素子は、R 領域と G 領域と B 領域の 3 つの色領域の光を分離して取得するカラーフィルタを有する原色フィルタ型の撮像素子である。言い換えれば、R 領域の光を分離して取得する色画素である R 画素と、G 領域の光を分離して取得する色画素である G 画素と、B 領域の光を分離して取得する色画素である B 画素とを有する原色フィルタ型の撮像素子である。この場合、撮像ユニット 1 5 2 自体が、R 画像と G 画像と B 画像とをそれぞれ分離して取得する撮像系を構成している。

【 0 0 1 6 】

また、スコープ部 1 2 0 には画像信号線 1 5 4 が設けられており、この画像信号線 1 5 4 は、挿入部 1 2 4 の先端に設けられた撮像ユニット 1 5 2 が取得した観察対象物 1 9 0 の画像情報を本体部 1 1 0 まで伝送する。画像信号線 1 5 4 は、挿入部 1 2 4、操作部 1 2 2、接続ケーブル 1 2 6 内に延びており、コネクタ 1 2 8 を介して本体部 1 1 0 に接続される。画像信号線 1 5 4 は、画像信号を伝送可能なものならどのようなものでもよく、たとえば電気配線や光通信用の光ファイバなどで構成することが出来る。画像信号線 1 5 4 は、図 1 では 1 本の信号線で構成されているように描かれているが、伝送したい画像信号の量や必要な伝送速度などに応じて複数本の信号線で構成されてもよい。

【 0 0 1 7 】

その他、本実施形態における挿入部 1 2 4 には、先端部を湾曲させるための湾曲機構やさまざまな処置を行う鉗子等を挿入可能な鉗子孔、液体や気体を噴出し、また吸引可能な送気送水管の他、一般的な内視鏡装置に搭載されている機能、機構が搭載されているが、簡便のために図 1 ではこれらの図示は省略されている。

【 0 0 1 8 】

〔 本体部 1 1 0 〕

本体部 1 1 0 は、複数種類の狭帯域光を射出するための光源部 1 3 2 と、光源部 1 3 2 を駆動するための駆動部 1 3 4 を有している。光源部 1 3 2 は、レーザ光を射出する複数のレーザ光源 L D 1、L D 2、L D 3、L D 4 を有し、駆動部 1 3 4 は、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 をそれぞれ駆動するための駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 を有している。

【 0 0 1 9 】

各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 は、半導体光源、たとえば、所望の狭帯域光を直接発光する狭帯域半導体光源である。狭帯域半導体光源は、たとえば、レーザ光を射出する半導体レーザ光源である。

【 0 0 2 0 】

本体部 1 1 0 はまた、駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 を経由してレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 からの射出光の光量や発光タイミング等を制御する照明光制御部 1 3 6 と、撮像ユニット 1 5 2 が取得した画像信号に必要な画像処理を施す画像処理回路 1 5 6 と、照明光制御情報および / または画像処理情報を記憶しているメモリ 1 3 7 を有している。照明光制御情報は、たとえば、後述する各観察モードにおいて発光されるレーザ光の波長と各波長の光量比と発光タイミングとを含んでいる。また、画像処理情報は、たとえば、後述する各

10

20

30

40

50

観察モードに対してあらかじめ設定された画像パラメータを含んでいる。

【 0 0 2 1 】

本実施形態で用いられているレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 はいずれも、半導体レーザ素子と、半導体レーザ素子の温度を制御する温度安定化部を有している。レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 の特性は次のとおりである。

【 0 0 2 2 】

レーザ光源 L D 1 は、波長 4 0 5 n m の青紫色レーザ光を射出する。その出力は 1 . 5 W 程度である。

【 0 0 2 3 】

レーザ光源 L D 2 は、波長 4 4 5 n m の青色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 0 2 4 】

レーザ光源 L D 3 は、波長 5 2 5 n m の緑色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 0 2 5 】

レーザ光源 L D 4 は、波長 6 3 5 n m の赤色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 0 2 6 】

駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 はそれぞれ対応するレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 と電氣的に接続されている。すなわち図 1 に示されるように、駆動回路 D R V 1 はレーザ光源 L D 1 と、駆動回路 D R V 2 はレーザ光源 L D 2 と、駆動回路 D R V 3 はレーザ光源 L D 3 と、駆動回路 D R V 4 はレーザ光源 L D 4 とそれぞれ電氣的に接続されている。レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 は、それぞれ、駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 からの電流によりレーザ光を発振する。

【 0 0 2 7 】

駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 はいずれも、照明光制御部 1 3 6 に電氣的に接続されている。照明光制御部 1 3 6 は、各駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 のそれぞれにレーザ光の光量や発光タイミング等の制御信号を送信することで、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 から射出されるレーザ光の光量や発光タイミング等を制御する。これによりレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 は、互いに独立にレーザ光の光量や発光タイミングでレーザ光を射出可能となっている。すなわち、後述する観察モードおよび / または表示モード等に基づいて、各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 を独立に発振させたり点滅させたりすることが可能となっている。

【 0 0 2 8 】

レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 から射出されたレーザ光は光コンバイナ 1 3 8 の入力端に入射する。本実施形態における光コンバイナ 1 3 8 は、4 入力 1 出力、すなわち 4 × 1 光コンバイナである。

【 0 0 2 9 】

レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 から射出されたレーザ光は、各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 に接続された光ファイバ、図示しない内部コネクタを介して光コンバイナ 1 3 8 の入力端に入射する。すなわち、光コンバイナ 1 3 8 の 4 つの入力端のそれぞれにレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 が光学的に接続されている。光コンバイナ 1 3 8 に入射した 4 色のレーザ光は光コンバイナ 1 3 8 内で合波され、1 つの出力端から射出される。光コンバイナ 1 3 8 の 1 つの出力端はコネクタ 1 2 8 を経由して第 1 の光ファイバ 1 4 0 と光学的に接続されている。すなわち、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 から射出された 4 色のレーザ光は合波され、第 1 の光ファイバ 1 4 0 に入射するように構成されている。第 1 の光ファイバ 1 4 0 に入射した 4 色のレーザ光は、分岐光学素子 1 4 2、第 2 の光ファイバ 1 4 4 を経由して照明ユニット 1 4 6 まで導光され、ここで前述の通り広い放射角で、可干渉性の低い照明光となり、観察対象物 1 9 0 に向けて照射される。この照明光のスペクトルの一例を図 2 に示す。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

駆動回路DRV1～DRV4は、レーザ光源LD1～LD4が有する半導体レーザ素子と電氣的に接続されており、半導体レーザ素子に所望の電流を供給することで半導体レーザ素子をレーザ発振させる。半導体レーザ素子から発振されるレーザ光量を安定化させるため、本体部110内には図示しないレーザ光量モニタが設けられており、このレーザ光量モニタの出力値に応じて駆動回路DRV1～DRV4は所望のレーザ光量となるように、半導体レーザ素子に供給する電流量を調整する。なお、レーザ光量の調整は、光量モニタを用いる方法以外に、電流と光量のテーブルをあらかじめ記憶しておき、このテーブルを参照して供給電流を調整する方法や、その他さまざまな方法が知られており、これらの方法を用いることも好適である。

【0031】

また、駆動回路DRV1～DRV4は、レーザ光源LD1～LD4が有する半導体レーザ素子の温度を制御する温度安定化部を制御するための制御信号を出力する。半導体レーザ素子は一般に、素子の温度が変化すると発振するレーザ光の光量や波長が変化することが知られている。このため、安定した光量と安定した波長のレーザ光を得るため、本実施形態では温度安定化部が設けられている。温度安定化部は、たとえば半導体レーザ素子と熱的に接続されたペルチェ素子で構成することが出来る。駆動回路DRV1～DRV4は、ペルチェ素子を制御し、半導体レーザ素子が適切な温度たとえば25℃となるように制御信号や電力を供給する。なお、半導体レーザ素子の温度を安定化する方法は、ペルチェ素子を用いる方法以外に、十分な熱容量のヒートシンクを用いる方法や、強制空冷手段を用いる方法など、さまざまな方法が知られており、これらの方法を用いることも好適である。さらに、温度センサにより半導体レーザ素子の温度を測定し、測定された温度に基づいて、半導体レーザ素子に供給する電流量を調整する方法を用いることも出来る。温度安定化機構は、4つのレーザ光源LD1～LD4のそれぞれに独立に組み合わせることも可能であり、またひとつの温度安定化機構に複数のレーザ光源LD1～LD4を組み合わせることも可能である。

【0032】

照明光制御部136は、駆動回路DRV1～DRV4と電氣的に接続されており、駆動回路DRV1～DRV4を経由してレーザ光源LD1～LD4を独立に、あるいは連動させて光量を制御することが可能となっている。本実施形態における各レーザ光の発光タイミングは後述する。

【0033】

画像処理回路156は、撮像ユニット152により取得され、画像信号線154により伝送された画像信号を、表示部170が表示可能な信号に変換する画像処理を行う。画像処理は、後述する観察モード、表示モードに応じて選定された照明光に適した画像処理を行い、作業者が所望の画像情報を表示部170に表示させて確認することを可能にする。このため、照明光制御部136と画像処理回路156とは図示しない電気配線で接続されており、画像処理回路156は必要に応じて、照明光の発光タイミングや光量の情報を得てそれに応じた処理を画像信号に施す。

【0034】

コネクタ128は、スコープ部120と本体部110とを着脱可能に接続する機能を有している。コネクタ128は、画像信号を伝送する画像信号線154や、レーザ光を導光する光ファイバ140、撮像ユニット152に電力を供給する図示しない電力線その他、内視鏡装置を機能させるのに必要な電気配線および/または光配線を電氣的および/または光学的に着脱可能にする機能を有している。さらに、内視鏡装置の作業に必要な気体や液体などを送るチューブ配管などを着脱可能にする機能を有している。

【0035】

なお、本実施形態では、レーザ光源LD1～LD4が、それぞれ、1つの半導体レーザ素子を有している例を示したが、これに限らない。波長の略等しい複数の半導体レーザ素子を組み合わせたものを1つのレーザ光源LD1～LD4として取り扱うことも好適である。この場合、レーザ光源LD1～LD4内に図示しない光コンバイナを設け、複数の半

10

20

30

40

50

導体レーザ素子からのレーザ光を1つの射出端から出力するようにすることも可能であるし、図1の光コンバイナ138の入力端を半導体レーザ素子の数に合わせて増やすことも可能である。たとえば、緑色光を射出するレーザ光源LD3を、3つの1W出力の半導体レーザ素子の組み合わせで構成する場合、図1の光コンバイナ138を6入力1出力の6×1光コンバイナとし、6つの入力端の3つにレーザ光源LD3の緑色光を発する半導体レーザ素子と光学的に接続するとよい。

【0036】

1つのレーザ光源LD1～LD4に複数の半導体レーザ素子を搭載することで、たとえば、目的の波長の半導体レーザ素子が十分な光量のもので調達できない場合にも十分な光量を得ることが出来る。また、複数の低コストな低出力レーザを組み合わせることで、低コスト化を実現することが可能となる。一方、1つのレーザ光源LD1～LD4に1つの半導体レーザ素子を用いることで、本体部110を小型化することが可能となり、また、制御系をシンプルにしたり、消費電力を少なく抑えたりすることも出来る。

10

【0037】

〔表示部170〕

表示部170は、スコープ部120に搭載された撮像ユニット152が取得し、本体部110に搭載された画像処理回路156により画像処理された観察対象物190の画像を表示する。表示部170は、一般に用いられている種々の表示デバイス、たとえば液晶モニタ等で構成することが出来る。

20

【0038】

表示部170と本体部110とは電気配線184により電氣的に接続されている。スコープ部120の有する撮像ユニット152により取得され、画像信号線154により伝送された画像信号を、本体部110の有する画像処理回路156が処理して得られた画像情報は、電気配線184により表示部170に伝送される。表示部170は、この画像情報を作業者に向けて表示する。

30

【0039】

図1では、表示部170と本体部110とを接続している電気配線184は1本の信号線で構成されているように描かれているが、これに限らない。電気配線184は、必要に応じて2本以上の電気配線で構成されてもよい。また、図1では、表示部170の動作に必要な電力を供給する電気配線は、簡単のためにその図示が省略されている。

【0040】

本実施形態では、表示部170と本体部110との間に設けられた電気配線184を通じて画像情報の伝送が行われる例を示したがこれに限らない。無線通信や光通信等、通常用いられるさまざまな信号伝送技術を用いることが可能である。

【0041】

〔入力部160〕

入力部160は、後述する観察モードおよび/または表示モードを選択したり切り替えたりするときに利用される。入力部160は、観察モードを選択するための観察モードセレクト部162と、表示モードを選択するための表示モードセレクト部164を有している。観察対象物190を観察する作業者たとえば医師等は、観察開始時や、現在の観察モード、表示モードを変更したい場合、入力部160を操作して観察モードおよび/または表示モードを設定したり選択したりする。観察モードセレクト部162から入力された観察モードに関する情報は、照明光制御部138と画像処理回路156とに伝送される。表示モードセレクト部164から入力された表示モードに関する情報は、画像処理回路156に伝送される。

40

【0042】

本実施形態では、観察モードと表示モードは、デフォルトとして最も多用するモードが自動的に選択されている。たとえば、観察モードは、白色光を用いた白色観察モードが選択されており、表示モードは、白色観察画像と、日時や患者名などの一般情報のみを表示する標準表示モードが選択されている。観察モードと表示モードについては後述する。

50

【 0 0 4 3 】

入力部 1 6 0 は、一般に用いられている種々の入力デバイスで構成することが出来る。本実施形態では、通常のキーボードや、タッチパネル式の入力デバイスが用いられている。入力部 1 6 0 は、本体部 1 1 0 と電気配線 1 8 2 により接続されている。入力部 1 6 0 からの入力情報すなわち観察モードおよび / または表示モードに関する情報は電気配線 1 8 2 を通して本体部 1 1 0 に伝送される。本体部 1 1 0 に伝送された入力情報は、図示しない信号線により照明光制御部 1 3 6 および / または画像処理回路 1 5 6 に伝送される。照明光制御部 1 3 6 は、受け取った入力情報に基づいて、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 の光量や発光タイミングを制御する。また、画像処理回路 1 5 6 は、受け取った入力情報に基づいて、撮像ユニット 1 5 2 からの画像信号を処理し表示部 1 7 0 に伝送する。

10

【 0 0 4 4 】

本実施形態では、入力部 1 6 0 は、独立したユニットで構成するように想定されているが、これに限らない。たとえば、スコープ部 1 2 0 の操作部 1 2 2 に入力部 1 6 0 を組み込むことも可能である。この場合、入力情報は、接続ケーブル 1 2 6 、コネクタ 1 2 8 を経由して本体部 1 1 0 に伝送される。また入力部 1 6 0 は、表示部 1 7 0 に設けることも可能である。このとき、入力部 1 6 0 のすべてを表示部 1 7 0 や操作部 1 2 2 に設けることも可能であるし、また入力部 1 6 0 の一部を表示部 1 7 0 や操作部 1 2 2 に設けることも可能である。

【 0 0 4 5 】

また、入力部 1 6 0 と本体部 1 1 0 が電気配線 1 8 2 で接続された例を示したが、これに限らない。入力部 1 6 0 と本体部 1 1 0 は、光配線などで接続されることも可能であるし、一般的な電波や赤外線による無線接続で接続されることも可能である。

20

【 0 0 4 6 】

〔 動作 〕

次に本実施形態による内視鏡装置の基本的な動作について説明する。

はじめに作業員により電源が投入される。電源が投入されると、通常の内視鏡装置と同様にセルフチェック回路等により装置が正常か否かを確認する。正常であることが確認されると、駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 からレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 に、所定の電流が供給され、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 が安定化するように温める作業が行われる。

【 0 0 4 7 】

作業員は、本体部 1 1 0 と別体として保管されていたスコープ部 1 2 0 を取り出し、スコープ部 1 2 0 のコネクタ 1 2 8 を本体部 1 1 0 に接続する。本体部 1 1 0 は、通常の内視鏡装置と同様に、接続されたスコープの種類等を確認し、その本体部 1 1 0 とそのスコープ部 1 2 0 との組み合わせにより実現可能な観察モード等を確認する。

30

【 0 0 4 8 】

スコープ部 1 2 0 の接続が確認されると、本体部 1 1 0 内に設けられた照明光制御部 1 3 6 は、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 の少なくともひとつを、観察が可能な光量で点灯させるように、駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 に制御信号を送信する。このとき、どのレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 を点灯させるかは、あらかじめ設定された観察モード（後述）ごとに決められており、本体部 1 1 0 内に設けられたメモリ 1 3 7 に、どの観察モードではどのレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 を点灯させるかや、どの観察モードがデフォルトで設定された観察モードであるかなどの情報が記憶されている。一般には白色観察モードがデフォルトとして設定されているため、照明光制御部 1 3 6 は、白色観察モードの波長、光量比で各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 を発光させるように、駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 に制御信号を送信する。また、作業員が入力部 1 6 0 から所望の観察モードを入力した場合には、デフォルト設定によらず、作業員が入力した観察モードに応じたレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 を観察モードに応じた光量で点灯させるように、照明光制御部 1 3 6 は駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 に制御信号を送信する。

40

【 0 0 4 9 】

駆動回路 D R V 1 ~ D R V 4 は、それぞれ、対応するレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 を、照

50

明光制御部 136 からの制御信号に応じた光量とタイミングで発光させるようにレーザ光源 LD1 ~ LD4 に駆動電流を供給することで制御する。このとき駆動回路 DRV1 ~ DRV4 は、本体部 110 内に設けられたメモリ 137 に記憶されている、各レーザ光源 LD1 ~ LD4 の駆動電流と発光光量の関係に関する情報や、駆動電流と発振波長の関係などのレーザ光源 LD1 ~ LD4 の基本的な特性や個体差などの情報を参照してこれらを制御する。照明光制御部 136 からは、レーザ光源 LD1 ~ LD4 の制御信号が駆動回路 DRV1 ~ DRV4 に順次送信されており、駆動回路 DRV1 ~ DRV4 は本体部 110 内の図示しないタイミング回路等を参照しつつ、レーザ光源 LD1 ~ LD4 を互いに同期させて、所望のタイミングと光量で発光させるように制御する。

【0050】

レーザ光源 LD1 ~ LD4 は、駆動回路 DRV1 ~ DRV4 から供給される駆動電流に応じてレーザ発振し、所定の波長のレーザ光を射出する。レーザ光源 LD1 ~ LD4 は、図示しないレーザ温度安定化部たとえばペルチェ素子によりその温度を所望の値に制御する。これにより、環境温度に関わらず安定した温度でレーザ光源 LD1 ~ LD4 を発光させることが可能となり、レーザ光の波長や駆動電流に対する光量を安定化することが可能となる。

【0051】

レーザ光源 LD1 ~ LD4 から射出されたレーザ光は、各レーザ光源 LD1 ~ LD4 と接続された光コンバイナ 138 の各入射端に入射し、光コンバイナ 138 の合波部に向かって進行する。レーザ光源 LD1 ~ LD4 から射出されたレーザ光は、光コンバイナ 138 で合波され、1本の光ファイバである第1の光ファイバ 140 に入射する。第1の光ファイバ 140 に入射したレーザ光はコネクタ 128 を経由してスコープ部 120 内に入射し、操作部 122 に配置された分岐光学素子 142 に到達する。分岐光学素子 142 は、1つの入射端から入射した光を、波長に関わらず 1:1 に分配し、2本の第2の光ファイバ 144 に入射させる。すなわち、レーザ光源 LD1 ~ LD4 から射出されたレーザ光は、各波長とも光量比が 1:1 となるように分岐されて2本の第2の光ファイバ 144 に入射する。

【0052】

2本の第2の光ファイバ 144 のそれぞれに入射したレーザ光源 LD1 ~ LD4 からのレーザ光は、スコープ部 120 の挿入部 124 の先端に設けられた2つの照明ユニット 146 まで導光される。2つの照明ユニット 146 は略等しい光変換特性を有しており、また2本の第2の光ファイバ 144 によって導光されたレーザ光はそれぞれ略等しいスペクトルと光量の光となっているため、結果として2つの照明ユニット 146 から射出される照明光は、明るさ、スペクトル、配光や可干渉長等が略等しい光となっている。

【0053】

2つの照明ユニット 146 から射出された照明光は、一部は観察対象物 190 の表面で反射または散乱され、また一部は観察対象物 190 の内部に進行して反射または散乱される。この反射または散乱光の一部は、スコープ部 120 の挿入部 124 先端に設けられた撮像ユニット 152 に入射する。すなわち、撮像ユニット 152 は、照明ユニット 146 から射出された照明光によって照らされた観察対象物 190 の内面の画像を撮像する。

【0054】

撮像ユニット 152 は、ベイヤ配列の RGB カラーフィルタを有する撮像素子を有している。撮像された観察対象物 190 の内面の画像は、この撮像素子により電気信号に変換され、スコープ部 120 内に設けられた画像信号線 154 を経由して本体部 110 内の画像処理回路 156 に伝送される。

【0055】

画像処理回路 156 は、撮像ユニット 152 により取得され、画像信号線 154 により伝送された画像信号を受信し、適切な画像処理を施す。画像処理は、後述する観察モードおよび/または表示モードによって異なる場合がある。画像処理回路 156 は、デフォルトで設定されている観察モードおよび/または表示モードに基づいて、または術者が入力

10

20

30

40

50

部 1 6 0 から入力した観察モードおよび / または表示モードに基づいて、適切な画像処理を行う。観察モードおよび / または表示モードと施すべき画像処理との関係は、本体部 1 1 0 内に設けられたメモリ 1 3 7 に記憶されている。

【 0 0 5 6 】

メモリ 1 3 7 は、画像処理回路 1 5 6 内に設けられていてもよい。また、メモリ 1 3 7 は、本体部 1 1 0 内に設けられる代わりに、スコープ部 1 2 0 に設けられていてもよい。

【 0 0 5 7 】

また、画像処理回路 1 5 6 は、照明光制御部 1 3 6 によって制御される各レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 からの発光パターン、すなわち波長情報や波長間の光量比、発光タイミングなどに基づいて画像処理を調整する場合がある。どのような発光パターンのときにどのような画像処理を施すのかについての情報は、本体部 1 1 0 内に設けられたメモリ 1 3 7 に記憶されている。

【 0 0 5 8 】

画像処理回路 1 5 6 によって処理された画像情報は、電気配線 1 8 4 を経由して表示部 1 7 0 に伝送される。表示部 1 7 0 は、伝送された画像情報を表示する。表示部 1 7 0 はまた、入力部 1 6 0 から入力された観察モードおよび / または表示モードの情報を表示する。さらに表示部 1 7 0 は、観察対象物 1 9 0 の情報や観察日時、観察に要した時間などさまざまな情報を表示可能である。これらの情報は、本体部 1 1 0 に設けられたメモリ 1 3 7 に記憶された情報や、時計やタイマーの情報、入力部 1 6 0 から入力された情報などである。

【 0 0 5 9 】

術者はスコープ部 1 2 0 の挿入部 1 2 4、操作部 1 2 2 を操作しながら観察対象物 1 9 0 に挿入部 1 2 4 を挿入し、表示部 1 7 0 に表示される観察対象物 1 9 0 の内面の画像を観察する。観察中や観察前後、術者は必要に応じて入力部 1 6 0 から情報を入力し、または観察モードおよび / または表示モードを選択する。内視鏡装置は術者の入力情報に連動し、上述するような処理を適切に行い術者の観察作業をサポートする。

【 0 0 6 0 】

〔モードセレクトについて〕

本実施形態による内視鏡装置は、複数の観察モードによる観察を行うことが可能となっており、また、複数の表示モードによる表示を行うことが可能となっている。以下、観察モードと表示モードのそれぞれについて詳細に順に説明する。

【 0 0 6 1 】

観察モードについて

本実施形態による内視鏡装置は、通常の色観察モードによる観察に加え、観察対象物 1 9 0 内に存在するかもしれない特徴物質をコントラスト良く観察できる複数の特徴物質観察モードによる観察を行うことが可能となっている。本実施形態の特徴物質観察モードは、1 物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）、1 物質観察モード（インジゴカルミン強調モード）、2 物質観察モード（ヘモグロビン - インジゴカルミン強調モード）、照明光順次照射モードの 4 つの特徴物質観察モードを有している。1 物質観察モードと 2 物質観察モードは、色観察モードよりも特徴物質をコントラスト良く観察できるモードである。すなわち、本実施形態による内視鏡装置は、5 つの観察モードによる観察を行うことが可能となっている。

【 0 0 6 2 】

観察モードは、入力部 1 6 0 の観察モードセレクト部 1 6 2 から情報を入力することにより選択可能となっている。観察モードセレクト部 1 6 2 から入力された観察モードに関する情報は、照明光制御部 1 3 8 と画像処理回路 1 5 6 とに伝送される。照明光制御部 1 3 6 および / または画像処理回路 1 5 6 は、入力部 1 6 0 から伝送される観察モードに関する情報に基づいて、必要な照明光制御情報および / または画像処理情報をメモリ 1 3 7 から読み出し、必要な照明光制御情報および / または画像処理情報に基づいて動作する。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

50

特徴物質は、たとえば、観察対象物が含有している観察対象物由来の物質である。観察対象物由来の物質は、これに限らないが、たとえばヘモグロビンであってよい。

【0064】

特徴物質はまた、たとえば、観察対象物に散布、投与または塗布された外部由来の物質であってよい。外部由来の物質は、たとえば、生体観察に用いられる色素であってよい。色素は、これに限らないが、たとえばインジゴカルミンやクリスタルバイオレット、ルゴール液であってよい。このような色素は、内視鏡装置内部に設けられた管を通じて観察対象物に向けて散布される。散布の場所、色素の濃度などは、用いる色素などに基づいて設定される。

【0065】

外部由来の物質は、薬剤であってよい。薬剤は、これに限らないが、腫瘍等集積する薬剤、たとえば蛍光マーカ等であってよい。蛍光マーカを投与し、蛍光マーカが発光する波長の照明光で観察することで腫瘍等の病変部を強調表示できる。現在、様々な薬剤が開発されている。投与は、注射や点滴、経口投与などにより行われる。

【0066】

また、工業内視鏡装置などの場合には、クラックやさびなどを強調できる薬剤を塗布し、強調することも可能である。

【0067】

各観察モードにおいて発光されるレーザ光の波長や光量比、画像処理回路156の処理などは、あらかじめプログラミングされており、本体部110に設けられたメモリ137に記憶されている。メモリ137は、本体部110に設けられる代わりに、入力部160に設けられていてもよい。

【0068】

特徴物質をコントラスト良く観察するために観察対象物に照射するレーザ光または狭帯域光は、特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定されている。すなわち、ヘモグロビンをコントラスト良く観察するためには、ヘモグロビンによる吸収が比較的大きい波長域のレーザ光または狭帯域光を照射する。また、インジゴカルミンをコントラスト良く観察するためには、インジゴカルミンによる吸収が比較的大きい波長域のレーザ光または狭帯域光を照射する。

【0069】

以下、第1実施形態の5つの観察モードについて順に説明する。

【0070】

(1) 白色観察モード

白色観察モードは、従来の内視鏡観察で一般に行われているいわゆる通常光観察モードに近い。この白色観察モードでは、照明光制御部136は、レーザ光源LD1～LD4のすべてを点灯させる。照明光のスペクトルは、図2に示されるように、レーザ特有の離散的なものではあるが、RGB各色領域に色成分を有している。

【0071】

すなわち、本実施形態で用いられている撮像ユニット152の有する撮像素子は、前述のように、ベイヤ配列のRGBカラーフィルタを有するCMOS撮像素子である。RGB各色領域、すなわち、R画像の波長領域すなわちR領域、G画像の波長領域すなわちG領域、B画像の波長領域すなわちB領域は、撮像素子に搭載されたカラーフィルタの波長感度領域により決められる。本実施形態では、B領域は波長400～480nmの領域、G領域は波長480～580nmの領域、B領域は波長580～700nmの領域となっている。

【0072】

本実施形態では、R領域は、レーザ光源LD4から射出される波長635nmの赤色レーザ光を含んでおり、G領域は、レーザ光源LD3から射出される波長525nmの緑色レーザ光を含んでおり、B領域は、レーザ光源LD1から射出される波長405nmの青紫色レーザ光とレーザ光源LD2から射出される波長445nmの青色レーザ光を含んで

10

20

30

40

50

いる。結果として、照明光は、全体として白色光となっている。

【0073】

レーザ光源LD1～LD4の光量比は、観察対象物190や、スコープ部120に搭載された撮像ユニット152の分光感度特性、さらには作業者の好み等で適宜調整できる。たとえば、レーザ光源LD1(405nm)の光量Q1とレーザ光源LD2(445nm)の光量Q2とレーザ光源LD3(525nm)の光量Q3とレーザ光源LD4(635nm)の光量Q4の比を、 $Q1:Q2:Q3:Q4=1:2:2:2$ 等とすることで概ね白色とすることが出来る。また、一般的なホワイトバランスの手法により白色となる光量比を設定することも可能である。

【0074】

本観察モードでは、これらのレーザ光が同時に発光され、照明ユニット146から観察対象物190に向けて照射される。このとき、照明光の制御を簡便化するために連続発光としてもよいし、省電力や画像ムラ等を考慮して、撮像素子の読み出し期間は消灯するなどの処置を行ってもよい。

【0075】

このような、略白色の照明光が観察対象物190に照射されたときの観察対象物190の画像情報は、次のようになる。レーザ光源LD1(405nm)とレーザ光源LD2(445nm)の照明光は、観察対象物190で反射散乱され、撮像素子に入射し、検出されることでB画像を生成する。同様に、レーザ光源LD3(525nm)はG画像を生成し、レーザ光源LD4(635nm)はR画像を生成する。これらRGB画像は、画像処理回路156によってあらかじめ設定されている画像処理が施される。表示部170は、画像処理回路156によって処理された画像情報を観察対象物190のカラー画像として表示する。このように白色観察モードは、すべてのレーザ光源LD1～LD4を発光させることで、一般的な白色画像を取得し、観察することが可能なモードである。

【0076】

このとき、本実施形態による白色照明光に含まれる光はいずれもレーザ光であるので、それらのスペクトル線幅はいずれも1nm程度とごく細い。これは単に単色性に優れるばかりでなく、観察対象物190が含有する特徴物質の吸収特性に合致している場合、広く利用されているキセノンランプ等のブロードなスペクトルを有する白色照明の観察画像と比較して、特徴物質をコントラスト良く表示できるという特徴を有している。

【0077】

次に4つの特徴物質観察モードについて順に説明する。

【0078】

(2) 1物質観察モード(ヘモグロビン強調モード)

本観察モードは、ヘモグロビンが多く存在する領域すなわち血管をコントラスト良く観察するために、ヘモグロビンの吸収特性に合わせた波長の照明光を用いた観察モードである。

【0079】

ヘモグロビンの吸収スペクトルは、図3に示されるような光吸収特性を有している。すなわち、その吸収スペクトルは、415nm、540nm、580nmの波長に極大値を有し、500nm、560nm、670nmの波長に極小値を有している。

【0080】

このような吸収スペクトルに対し、吸収が大きい領域すなわち吸収ピーク領域PRと、吸収ボトム領域BRとを波長により定義する。

【0081】

本実施形態におけるRGB各波長領域は、前述のように、B領域は波長400～480nmの領域、G領域は波長480～580nmの領域、R領域は波長580～700nmの領域となっている。

【0082】

これを受け、RGB各波長領域について、ヘモグロビンの光吸収強度が、その波長領域

10

20

30

40

50

における最大値と最小値との中間値を閾値として、閾値以上の光吸収強度を有する領域を吸収ピーク領域 P R、閾値以下の光吸収強度を有する領域を吸収ボトム領域 B R と定義する。言い換えると、R G B 各色領域で特徴物質であるヘモグロビンの吸収の大きい波長域とそうでない波長域とを、ヘモグロビンの光吸収強度が、各色領域の中間値より大きい小さいかにより吸収ピーク領域 P R と吸収ボトム領域 B R とに分ける。吸収ピーク領域 P R は、その色領域においてヘモグロビンの吸収が比較的大きい波長域であるため、この波長域内の光を用いると、ヘモグロビンを多く含む血管はこの光をより多く吸収するため、吸収ボトム領域 B R 内の光と比べ、周辺組織に対するコントラストの高い画像が取得できる。一方、吸収ボトム領域 B R は、その色領域においてヘモグロビンの吸収が比較的小さい波長域であるため、この波長域内の光を用いると、ヘモグロビンを多く含む血管のコントラストを低く抑えた画像が取得できる。

10

【 0 0 8 3 】

本実施形態では、図 3 に示されるように、吸収ピーク領域 P R は、B 領域で 4 0 0 ~ 4 4 0 n m、G 領域で 5 2 0 ~ 5 5 5 n m および 5 7 0 ~ 5 8 0 n m、R 領域で 5 8 0 ~ 6 0 5 n m となっている。また、吸収ボトム領域 B R は、B 領域で 4 4 0 ~ 4 8 0 n m、G 領域で 4 8 0 ~ 5 2 0 n m および 5 5 5 ~ 5 7 0 n m、R 領域で 6 0 5 ~ 7 0 0 n m となっている。

【 0 0 8 4 】

本実施形態では、前述の通り、レーザ光源 L D 1 , L D 2 , L D 3 , L D 4 の発光波長 $\lambda 1$, $\lambda 2$, $\lambda 3$, $\lambda 4$ は、それぞれ、 $\lambda 1 = 4 0 5 \text{ n m}$ 、 $\lambda 2 = 4 4 5 \text{ n m}$ 、 $\lambda 3 = 5 2 5 \text{ n m}$ 、 $\lambda 4 = 6 3 5 \text{ n m}$ である。したがって、レーザ光源 L D 1 の発光波長 $\lambda 1$ は、B 領域の吸収ピーク領域 P R に含まれ、レーザ光源 L D 3 の発光波長 $\lambda 3$ は、G 領域の吸収ピーク領域 P R に含まれている。また、レーザ光源 L D 2 の発光波長 $\lambda 2$ は、B 領域の吸収ボトム領域 B R に含まれ、レーザ光源 L D 4 の発光波長 $\lambda 4$ は、R 領域の吸収ボトム領域 B R に含まれている。

20

【 0 0 8 5 】

1 物質観察モードのうち、ヘモグロビンを強調表示するモードである 1 物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）では、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 のうち、レーザ光源 L D 1（4 0 5 n m）とレーザ光源 L D 3（5 2 5 n m）が点灯される。図 4 は、1 物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）における照明光のスペクトルを示している。このような照明光を用いることで、ヘモグロビンを多く含む血管のコントラストの高い画像を取得できる。波長 4 0 5 n m のレーザ光と波長 5 2 5 n m のレーザ光は、ヘモグロビンの吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光である。

30

【 0 0 8 6 】

レーザ光源 L D 1 と L D 3 の光量比は、観察対象物 1 9 0 や、スコープ部 1 2 0 に搭載された撮像ユニット 1 5 2 の特性、さらには作業者の好み等で適宜調整できる。たとえば、レーザ光源 L D 1（4 0 5 n m）の光量 Q 1 とレーザ光源 L D 3（5 2 5 n m）の光量 Q 3 の比を、 $Q 1 : Q 3 = 2 : 1$ 等とすることで、表層の毛細血管をよりコントラスト良く観察することが可能である。これは、波長の短い光は、生体の比較的表面近傍で吸収または散乱され、それよりは長の長い光はそれより深い層まで侵入して吸収または散乱されるという特性によるものである。すなわち、レーザ光源 L D 1 からの射出光（4 0 5 n m）は、レーザ光源 L D 3 からの射出光（5 2 5 n m）と比較して、多くの光成分が生体の表面で吸収または散乱されるため、生体表層の毛細血管の画像情報をより多く含んだものとなる。一方、レーザ光源 L D 3 からの射出光（5 2 5 n m）は、レーザ光源 L D 1 からの射出光（4 0 5 n m）と比較して、生体の中層～深層まで進行して吸収または散乱されるため、中層から深層のやや太い血管の情報を含んだものとなる。

40

【 0 0 8 7 】

したがって、比較的深い層の血管のコントラストをより向上したい場合は、たとえばレーザ光源 L D 1（4 0 5 n m）の光量 Q 1 とレーザ光源 L D 3（5 2 5 n m）の光量 Q 3 の比を、 $Q 1 : Q 3 = 1 : 3$ 等とすればよい。中～深層を強調したい場合は、表層を強調

50

したい場合と比較して、強調したい層に適した波長の光をより強く発光させたほうが、その効果を得やすい。本実施形態では、表層を強調したい場合を基本として、レーザ光源LD1(405nm)の光量Q1とレーザ光源LD3(525nm)の光量Q3の比を、 $Q1:Q3=2:1$ を標準の光量比として設定している。なお、複数の光量比を選択可能にすることも好適であり、術者が光量比を任意に設定できるようにすることも好適である。さらに、観察したい血管の層により、レーザ光源LD1またはレーザ光源LD3のどちらか一方のみを点灯し、他方を消灯することも好適である。

【0088】

本実施形態では、白色観察モードと同様に、これらのレーザ光が同時に発光され、照明ユニット146から観察対象物190に向けて照射される。また、連続発光とするか、撮像素子の読み出し期間は消灯するかについても、白色観察モードと同様に判断できる。連続発光とするか否かについては、白色観察モードと同じにしてもよいし、一方は連続発光、他方は読み出し期間は消灯するなど、個別に設定してもよい。

10

【0089】

なお、本実施形態における1物質観察モード(ヘモグロビン強調モード)では、レーザ光源LD1とレーザ光源LD3のみが点灯され、レーザ光源LD2とレーザ光源LD4は消灯されたが、これに限らない。たとえば、本実施形態の変形例として、レーザ光源LD1とレーザ光源LD3に加え、レーザ光源LD4がさらに点灯されてもよい。これにより、表層と中～深層の血管のコントラストが強調された、RGB全色を含む自然なカラー画像を得ることが可能となる。このとき、レーザ光源LD4の波長635nmの赤色光は比較的吸収または散乱されにくいため、ヘモグロビンを含む血管のコントラストを損なわない。

20

【0090】

また、レーザ光源LD1とレーザ光源LD3に加え、レーザ光源LD2が点灯されてもよい。これにより、カラー画像の色味を調整したり、表層の血管のコントラストを押さえ、中～深層の血管のコントラストを相対的に向上させたりすることが可能となる。すなわち、中～深層の血管のコントラストを向上させたいとき、レーザ光源LD1の光量Q1とレーザ光源LD3の光量Q3の比を、 $Q1:Q3=1:3$ の光量比とすると、レーザ光源LD1の表層の光量が不足することにより画像が暗くなってしまう場合がある。このとき、レーザ光源LD2の445nmの光を追加し、レーザ光源LD1, LD2, LD3の光量Q1, Q2, Q3の比を、 $Q1:Q2:Q3=1:2:3$ 等とすることで、明るく、かつ中～深層のコントラストの高い画像を得ることが可能となる。これはレーザ光源LD2の445nmの光は、吸収ボトム領域BRに含まれるため血管のコントラストには寄与せず、青色領域の光量を向上させることが可能であるためである。

30

【0091】

さらには、レーザ光源LD1～LD4のすべてが点灯されてもよい。このとき、ヘモグロビンを多く含む血管をコントラスト良く表示するため、レーザ光源LD1～LD4の光量Q1～Q4の比が、たとえば、 $Q1:Q2:Q3:Q4=4:1:2:2$ に調整されることは好適である。これにより、色味と血管描出力を両立させ、かつ白色観察モードと比較して血管をコントラスト良く観察できる画像を得ることが可能となる。

40

【0092】

このような、発光波長の選択や光量比の調整については、入力部160を通して術者自らが選択、調整可能にすることも好適であり、また、メンテナンス要員が隠しコマンド等を用いて選択、調整可能とすることも好適である。さらに、ファームウェアのアップデート等により、遠隔的に選択、調整可能とすることも好適である。

【0093】

なお、ヘモグロビンは、酸素と結合している酸化ヘモグロビンと、酸素が脱離した還元ヘモグロビンとの2つの状態が存在する。これら2つの状態の吸収スペクトルは若干異なるが、以下の点を考慮し、本発明では、2つの状態を含めて1つの特徴物質とみなすこととする。

50

【 0 0 9 4 】

・ 2つの状態のヘモグロビンとも、ほぼ血管の内部に存在する。すなわち、存在領域は略等しく、その存在比のみが異なっている。

・ 完全に一方の状態のみが存在し、他方は存在しないという領域は、生体内にはほとんど見られない。

・ 一方の状態から他方の状態へ可逆的に変化するもので、どちらかの状態で安定しているものではない。

・ 吸収スペクトルのピーク波長やボトム波長は略等しい。

【 0 0 9 5 】

以上の通り、吸収スペクトルが近く、存在場所も略等しい物質は、本発明では1つの特徴物質とみなすこととする。

【 0 0 9 6 】

(3) 1物質観察モード (インジゴカルミン強調モード)

本観察モードは、観察対象物 190 の内面で、インジゴカルミンが溜った領域、すなわち観察対象物 190 表面の凹部をコントラスト良く観察するために、インジゴカルミンの吸収特性に合わせた波長の照明光を用いた観察モードである。

【 0 0 9 7 】

インジゴカルミンは色素液の一種で紺色を呈しており、その溜りを利用して生体組織表面の凹凸を強調するために用いられている。すなわちインジゴカルミンが凹部に溜ることによって凹部が紺色に見えるため、肌色から赤色を呈する凸部や平坦部に対し、凹部の視認性が向上する。すなわち、コントラスト良く観察できる。ただし、浅い凹部等では生体組織の色が透けて見えるため、通常の白色光では、十分なコントラストが得られない場合がある。このような場合、本観察モードを用いることで、通常の白色光による観察の場合と比較してコントラストを向上させることが可能となる。

【 0 0 9 8 】

インジゴカルミンの吸収スペクトルは、図5に示されるような光吸収特性を有している。ヘモグロビンと同様に、インジゴカルミンの吸収スペクトルにおいて、光吸収強度の最大値と最小値との中間値を閾値とし、それ以上の光吸収強度を有する波長域を吸収ピーク領域 P R、それ以下の光吸収強度を有する波長域を吸収ボトム領域 B Rとする。

【 0 0 9 9 】

ただし、図5に示されるように、インジゴカルミンはB領域の光をほとんど吸収しない。すなわち光吸収強度の最大値と最小値の差が、他の2つの領域と比較して小さい。また、明らかなピーク (極大) やボトム (極小) が見当たらない。このため、B領域全体を吸収ボトム領域 B Rとして定義した。なお、その波長領域内のどの光を用いても、取得画像のコントラストが大きく変わらないと思われる場合は、このように色領域全体を吸収ボトム領域 B Rや、吸収ピーク領域 P Rとすることが好適である。このような定義は、たとえばその色領域の光吸収強度の最大値と最小値の差が、他の色領域における光吸収強度の最大値と最小値の差と比べ、数分の1以下である場合であって、吸収スペクトルも明らかなピーク (極大) やボトム (極小) を持たず、なだらかな場合に適している。その色領域の光吸収強度の最大値と最小値の差が、他の色領域における光吸収強度の最大値と最小値の差と比べ、10分の1以下である場合、特に好適である。

【 0 1 0 0 】

一方、図3に示されたヘモグロビンのように、B色領域の光吸収強度の最大値と最小値の差と比べ、G, Rの色領域における光吸収強度の最大値と最小値の差は数分の1以下だが、G領域にもR領域にも明瞭なピーク波長 (540nm、580nm) がみられるような場合には、全領域を吸収ボトム領域 B Rと定義するのは好適ではない。これは、ピーク (極大) やボトム (極小) が存在する場合、その周辺の波長の光と比べ、ピークやボトムではコントラストが有意に高いまたは低い画像を得ることが可能なためである。

【 0 1 0 1 】

前述の通り、インジゴカルミンは凹部に溜ることで凹凸を強調する。吸収ピーク領域 P

10

20

30

40

50

Rの波長域の光を用いると、インジゴカルミンが溜った凹部ではその光は吸収され、凹部以外では吸収されないため、凹部とそうでない領域とのコントラストを、白色観察モードの場合よりも向上させることが可能である。一方、吸収ボトム領域BRの波長域の光を用いると、インジゴカルミンが溜った凹部でもその光は吸収されにくいため、凹部以外の領域とのコントラストは白色観察モードの場合より低くすることが可能となる。すなわち、インジゴカルミンを塗布した後であってもインジゴカルミン塗布前に近いコントラストの画像を得ることが可能となる。

【0102】

本実施形態によるインジゴカルミンの吸収ピーク領域PRは、B領域には存在せず、G領域では550～580nm、R領域では580～665nmである。また、吸収ボトム領域BRは、B領域では全域である400～480nm、G領域では480～550nm、R領域では665～700nmである。

10

【0103】

本実施形態では、前述の通り、レーザ光源LD1～LD4の発光波長 $\lambda_1 \sim \lambda_4$ は、それぞれ、 $\lambda_1 = 405 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 445 \text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 525 \text{ nm}$ 、 $\lambda_4 = 635 \text{ nm}$ のレーザ光が照射可能である。レーザ光源LD1の発光波長 λ_1 とレーザ光源LD2の発光波長 λ_2 は、B領域の吸収ボトム領域BRに含まれ、レーザ光源LD3の発光波長 λ_3 は、G領域の吸収ボトム領域BRに含まれている。また、レーザ光源LD4の発光波長 λ_4 は、R領域の吸収ピーク領域PRに含まれている。

【0104】

20

1物質観察モードのうち、インジゴカルミンを強調表示する1物質観察モード（インジゴカルミン強調モード）では、レーザ光源LD1～LD4のうち、レーザ光源LD4（635nm）のみが点灯される。図6は、1物質観察モード（インジゴカルミン強調モード）における照明光のスペクトルを示している。これにより、インジゴカルミンの溜った凹部のコントラストの良い画像を取得できる。波長635nmのレーザ光は、インジゴカルミンの吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光である。

【0105】

本観察モードにおいても、白色観察モード、1物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）と同様に、連続発光とするか、撮像素子の読み出し期間は消灯するかなどは、適宜選択可能である。

30

【0106】

なお、本実施形態における1物質観察モード（インジゴカルミン強調モード）では、レーザ光源LD4のみが点灯され、他のレーザ光源LD1、LD2、LD3は消灯されたが、これに限らない。たとえば、レーザ光源LD1とレーザ光源LD2の少なくとも一方と、レーザ光源LD3が点灯されてもよい。これにより、凹部に溜ったインジゴカルミンのコントラストが強調された、RGB全色を含む自然なカラー画像を得ることが可能となる。このとき、各波長の光量比、レーザ光源LD1（405nm）の光量 Q_1 とレーザ光源LD2（445nm）の光量 Q_2 とレーザ光源LD3（525nm）の光量 Q_3 とレーザ光源LD4（635nm）の光量 Q_4 の比を、白色観察モードのときの光量比 $Q_1 : Q_2 : Q_3 : Q_4 = 1 : 2 : 2 : 2$ と異なり、レーザ光源LD4の光量が高められた光量比、たとえば $Q_1 : Q_2 : Q_3 : Q_4 = 1 : 2 : 2 : 4$ 等とすることで、色味と凹部強調とを両立させることが可能となる。

40

【0107】

（4）2物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）

本観察モードは、観察対象物190の有する2つの特徴物質を同時にコントラスト良く観察したい場合に適した観察モードである。本実施形態では、ヘモグロビンを多く含む血管と、色素液であるインジゴカルミンが溜った凹部とを同時に、コントラスト良く観察するため、ヘモグロビンとインジゴカルミンの両方の吸収特性に合わせた波長の照明光を用いた観察モードである。

【0108】

50

本実施形態では、前述の通り、レーザ光源LD1, LD2, LD3, LD4の発光波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ は、それぞれ、 $\lambda_1 = 405\text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 445\text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 525\text{ nm}$ 、 $\lambda_4 = 635\text{ nm}$ である。レーザ光源LD1の発光波長 λ_1 (405 nm) とレーザ光源LD3の発光波長 λ_3 (525 nm) は、ヘモグロビンの吸収ピーク領域PRに含まれている。また、レーザ光源LD4の発光波長 λ_4 (635 nm) は、インジゴカルミンの吸収ピーク領域PRに含まれている。このため、前述の通り、レーザ光源LD1からの射出光とレーザ光源LD3からの射出光は、ヘモグロビンをコントラスト良く描出でき、レーザ光源LD4からの射出光は、インジゴカルミンをコントラスト良く描出できる。

【0109】

10

本観察モードでは、照明光制御部136レーザ光源LD1 (405 nm) とレーザ光源LD3 (525 nm) とレーザ光源LD4 (635 nm) が同時に点灯される。図7は、2物質観察モード (ヘモグロビン - インジゴカルミン強調モード) における照明光のスペクトルを示している。光量比は、たとえば、2 : 1 : 2である。これは、ヘモグロビンの吸収強度が高いレーザ光源LD1とレーザ光源LD3の射出光の光量比を、表層血管重視の比率である2 : 1とし、かつ、撮像素子のB画素領域の照明光量とR画素領域の照明光量とが略等しくなるように、レーザ光源LD1とレーザ光源LD4の射出光の光量比を1 : 1 (= 2 : 2) としたためである。

【0110】

20

このとき、2つの特徴物質のコントラストを同等程度にしたい場合は、上述のような光量比が好適である。しかし、いずれか一方の特徴物質のコントラストをより向上させたい場合は、その特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光の光量を他方の特徴物質の吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光と比較して相対的に増加させることは好適である。すなわち、よりコントラストを向上させたい特徴物質を注目特徴物質と呼ぶとすると、注目特徴物質に基づいて選定された狭帯域光の光量を、他方の特徴物質に基づいて選定された狭帯域光の光量と比較して、増加させるように光源部132を制御することは好適である。本実施形態では、たとえばヘモグロビンを注目特徴物質としたとき、レーザ光源LD1, LD3, LD4の光量 Q_1, Q_3, Q_4 の比を、 $Q_1 : Q_3 : Q_4 = 2 : 1 : 1$ とすることで、インジゴカルミンと比較してヘモグロビンをよりコントラスト良く観察することが可能となる。

30

【0111】

ここで、この光量比を連続的に調整可能であるように構成されていることは好適である。この光量比の調整は、たとえば、入力部160を通じて作業者が情報を入力することにより行えるように構成されている。

【0112】

なお、RGB各色領域の撮像素子の受光感度が異なる場合には、これを考慮して光量比を調整することも好適である。また、作業者の違和感を軽減するために、照明光が白色光に近くなるような光量比に調整することも好適である。

【0113】

40

レーザ光源LD1, LD3, LD4が同時に点灯されると、各レーザ光は、前述の通りの導光路をたどって観察対象物190の表面に照射される。さらに観察対象物190の表面等で反射または散乱された光の一部は、撮像ユニット152により検出されて画像信号となる。その画像信号は、画像信号線154を経由して本体部110内の画像処理回路156に伝送される。画像処理回路156では、これらのRGB各画像信号に基づいて観察対象物190の画像情報を構築する。

【0114】

このとき、B画像とG画像については、前述の1物質観察モード (ヘモグロビン強調モード) のB画像とG画像と同等な画像情報を、R画像については、1物質観察モード (インジゴカルミン強調モード) の画像と同等な画像情報を得ることが出来る。すなわち、本観察モードでは、撮像素子の有するカラーフィルタのRGB各色領域に、レーザ光が1波

50

長ずつ割り当てられているため、ヘモグロビンのコントラストが向上されたB画像とG画像と、インジゴカルミンを強調したR画像とをそれぞれ独立かつ同時に取得できる。

【0115】

詳しくは、本観察モードで取得されるRGB各画像において、B画像は、波長405nmのレーザ光により、表層血管が強調されているが、インジゴカルミンは強調されていない画像であり、G画像は、波長525nmのレーザ光により、中～深層血管が強調されているが、インジゴカルミンは強調されていない画像であり、R画像は、波長635nmのレーザ光により、ヘモグロビン（血管）は強調されていないが、インジゴカルミンは強調されている画像である。

【0116】

本観察モードでは、レーザ光源LD1, LD3, LD4が同時に点灯されることにより、ヘモグロビン強調画像とインジゴカルミン強調画像の両方が同時に取得される。このため、動きや時間変化のある観察対象物190、特徴物質等について、2つの特徴物質のコントラストの高い画像をまったく同時に取得できる。これにより、画像ブレや色ずれが発生することがなく、2つの特徴物質のコントラストの高い画像を重ねて表示したり、カラー画像として表示したりする場合にも違和感がない。

【0117】

なお、本観察モードで用いられる照明光は、1物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）において、波長635nmの赤色光を追加して発光された場合や、1物質観察モード（インジゴカルミン強調モード）において、波長405nmの光と波長525nmの光を追加して発光された場合など、色味を考慮した1物質観察モードで用いられる照明光に似ている。しかし、この2物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）では、ヘモグロビンとインジゴカルミンの両方を同時にコントラスト良く観察することに主眼が置かれた光量比に調整されている。これに対して、色味を考慮した1物質観察モードでは、色味を調整することに主眼が置かれた光量比に調整されている。この点において両者は異なっている。ただし、本実施形態のように、ほぼ、互いに相手のコントラストに影響を与えない場合は、両者はほぼ等しい光量比となる場合もありえる。この場合は画像処理や後述する表示モードが異なるにとどまる。

【0118】

（5）照明光順次照射モード

本観察モードは、前述の観察目的を明確にした観察モードとは異なり、内視鏡装置の光源部132が有するすべてのレーザ光源LD1～LD4を単独で照射したときの画像をすべて取得し、画像処理や後述の表示モード等により所望の画像を表示可能とするモードである。

【0119】

本実施形態では、レーザ光源LD1～LD4の4波長のレーザ光が利用可能である。すなわち、波長405nmのレーザ光と波長445nmのレーザ光と波長525nmのレーザ光と波長635nmのレーザ光が利用可能である。また、撮像ユニット152の有する撮像素子はRGBベイア配列の原色イメージャであり、B領域は波長400～480nmの領域、G領域は波長480～580nmの領域、R領域は波長580～700nmの領域となっている。

【0120】

照明光順次照射モードでは、図8に示されるようなタイミングで、レーザ光源LD1～LD4が点灯と消灯を繰り返すように、照明光制御部136がレーザ光源LD1～LD4を制御する。レーザ光源LD1～LD4の各々の発光タイミングは、レーザ光源LD1～LD4から射出されるレーザ光の波長関係と、撮像ユニット152に含まれる撮像素子の分光特性に基づいて設定される。

【0121】

図8は、横軸に時間をとったタイミングチャートであり、レーザ光源LD1～LD4の点灯と消灯のタイミングを示している。図8において、矩形波状のチャートの下にあると

10

20

30

40

50

きは消灯を、上側にあるときは点灯を意味している。時間軸では、いずれかのレーザ光源 LD 1 ~ LD 4 が点灯するタイミングを Ta 1, Tb 1, Ta 2, Tb 2, Ta 3, Tb 3, ... と記している。Ta 1, Tb 1, Ta 2, Tb 2, Ta 3, Tb 3, ... は周期的なタイミングで、Ta 1 と Tb 1 の間隔、Tb 1 と Ta 2 の間隔、... は、撮像素子のフレームレートに等しい。また、撮像素子の読み出し時間に相当するタイミングではすべてのレーザ光源 LD 1 ~ LD 4 が消灯するようになっている。

【0122】

本観察モードでは、照明光制御部 136 は、第 1 のタイミング Ta 1 でレーザ光源 LD 1 とレーザ光源 LD 3 を点灯させ、第 2 のタイミング Tb 1 でレーザ光源 LD 2 とレーザ光源 LD 4 で点灯させる。第 1 のタイミング Ta 1 から次の第 1 のタイミング Ta 2 までを 1 周期として、各レーザ光源 LD 1 ~ LD 4 は、この周期で点灯と消灯を繰り返す。

10

【0123】

レーザ光源 LD 1 から射出される波長 405 nm の光は撮像素子の B 領域に含まれ、レーザ光源 LD 3 から射出される波長 525 nm の光は撮像素子の G 領域に含まれる。このため、レーザ光源 LD 1 とレーザ光源 LD 3 が同時に点灯しても、独立の画像情報として得ることが出来る。同様に、レーザ光源 LD 2 から射出される波長 445 nm の光は撮像素子の B 領域に含まれ、レーザ光源 LD 4 から射出される波長 635 nm の光は撮像素子の R 領域に含まれる。このため、レーザ光源 LD 2 とレーザ光源 LD 4 が同時に点灯しても、独立の画像情報として得ることが出来る。この結果、このようなタイミングでレーザ光源 LD 1 ~ LD 4 の点灯と消灯を繰り返すことで、レーザ光源 LD 1 による波長 405 nm の画像、レーザ光源 LD 2 による波長 445 nm の画像、レーザ光源 LD 3 による波長 525 nm の画像、レーザ光源 LD 4 による波長 635 nm の画像をそれぞれ独立に取得することが可能となっている。

20

【0124】

実際には、同じ B 領域に含まれる 405 nm のレーザ光源 LD 1 と 445 nm のレーザ光源 LD 2 とが別のタイミングで点灯されさえすれば、他のレーザ光源 LD 3, LD 4 はどちらのタイミングで点灯されても問題ない。本実施形態では、画像処理回路 156 の負荷を平均化するためにそれぞれのタイミングで 2 つのレーザ光源 LD 1 ~ LD 4 が点灯されるように設定されている。

【0125】

図 9 は、タイミング Ta 1 における光源部 132 の発光スペクトルを示しており、図 10 は、タイミング Tb 1 における光源部 132 の発光スペクトルを示している。

30

【0126】

この観察モードでは、4 枚の画像のうち 2 枚ずつが異なるタイミングで撮像されるため、動きの早い観察対象物 190 や、変化の早い観察対象物 190 の観察では、高速の撮像系が用いられることや、画像処理による補正が加えられることが好適である。

【0127】

このように構成することで、前述の (1) ~ (4) までのすべての観察モードによる画像が、画像処理回路 156 により構築され、表示部 170 に表示されることが可能となる。

40

【0128】

上記観察モードは一例であり、これらを順次繰り返す連続画像取得モードや、同じ観察モードで異なる光量比の画像を順次繰り返し取得する光量比変更画像取得モードなど、さまざまな応用が可能である。

【0129】

表示モードについて

本発明の第 1 実施形態では、前述の観察モードに基づいて、さまざまな表示モードによる表示が可能となっている。

【0130】

表示モードは最終的に術者が観察したい画像を選択するモードであり、選択された画像

50

が表示部 170 に表示される。

【0131】

表示モードは、何枚の観察画像を表示部 170 上に同時に表示するかを選択する画像数選択モードと、どのような画像を表示するかを選択する画像種選択モードとを有している。言い換えれば、表示モードは、表示部 170 に同時に表示される画像の数を選択する画像数選択モードと、表示部 170 に表示される各観察モードで取得された画像の種類を選択する画像種選択モードとを有している。これらの両方が、表示モードセレクト部 164 から情報を入力することにより選択される。表示モードセレクト部 164 から入力された表示モードに関する情報は、画像処理回路 156 に伝送される。

【0132】

各表示モードにおいて表示可能な画像種の情報はあらかじめメモリ 137 に記憶されている。各表示モードでは、メモリ 137 にあらかじめ記憶されている情報に基づいて、選択されている観察モードに基づいて表示可能な画像種のみが選択可能となっている。

【0133】

画像数の選択は、モニタのサイズや解像度などの制限を除けば自在に選択できる。たとえば表示部 170 の数を増やすことで所望の画像数を同時に表示することが可能である。画像種の選択は、基本的にその内視鏡装置で実現可能な画像の種類の中から選択可能である。また、同じ画像種でも時間や観察場所が異なるものを選択することも可能である。

【0134】

(A) 画像数選択モード

本実施形態における画像数選択モードは、1つの画像のみを表示する単一画像表示モード、2つの観察画像を同時に表示する2画像表示モード、さらには3つ以上の画像を同時に表示する多画像表示モードを有している。さらに、多画像表示モードでは、何枚の画像を表示するかを入力することで、表示したい画像数を入力することが出来る。また、2画像表示モードと多画像表示モードでは、複数の画像を同じ大きさで表示するか、1つの画像またはいくつかの画像を大きく表示し、他の画像は小さく表示するかなどを細かく設定することが可能である。

【0135】

(B) 画像種選択モード

本実施形態における画像種選択モードは、前述の観察モードで得られた画像を直接表示する直接表示サブモードと、用いられた観察モードで得られた画像情報に基づいて所定の画像処理を行う画像処理表示サブモードとを有している。

【0136】

直接表示サブモードでは、前述した観察モードのうち、(1)白色観察モード、(2)1物質観察モード(ヘモグロビン強調モード)、(3)1物質観察モード(インジゴカルミン強調モード)、(4)2物質観察モード(ヘモグロビン-インジゴカルミン強調モード)の4つの観察モードで得られた画像が直接表示される。言い換えると、選択された観察モードの種類により、直接表示サブモードで表示される画像が設定される。このモードでは、観察したい画像を得るために必要な照明光が照射され、必要な画像処理を施された画像がそのまま表示部 170 に表示されるため、無駄が無く効率的に所望の画像を表示することが可能となる。

【0137】

一方、画像処理表示サブモードでは、選択された観察モードで得られた画像情報を用い、適切な画像処理を施して所望の画像を得ることが可能になる。すなわち、選択された観察モードによる画像は直接表示サブモードで表示できるが、画像処理表示サブモードでは、選択された観察モード以外の観察画像も表示可能になる。また、観察モードで設定されていない画像についても表示可能になる。

【0138】

観察モードごとに、画像処理表示サブモードで構築し表示可能な観察画像は決まっている。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 9 】

(1) 白色観察モードでは、レーザ光源 L D 1 (4 0 5 n m) , L D 2 (4 4 5 n m) , L D 3 (5 2 5 n m) , L D 4 (6 3 5 n m) の光量 Q_1 , Q_2 , Q_3 , Q_4 の比が $Q_1 : Q_2 : Q_3 : Q_4 = 1 : 2 : 2 : 2$ に設定された照明光を同時に射出して画像を得るため、B 画像は、レーザ光源 L D 1 (4 0 5 n m) とレーザ光源 L D 2 (4 4 5 n m) による画像、G 画像は、レーザ光源 L D 3 (5 2 5 n m) による画像、R 画像は、レーザ光源 L D 4 (6 3 5 n m) による画像となる。したがって、白色観察モードで得られた画像情報のうち、R 画像を用いることで (3) 1 物質観察モード (インジゴカルミン強調モード) の画像が表示できる。また、1 物質観察モードで説明した、中 ~ 深層の血管のコントラストを向上させ、かつ色味や明るさも改善する目的で、 $Q_1 : Q_2 : Q_3 = 1 : 2 : 3$ とした場合の画像を構成して表示することも出来る。このとき、B 画像と G 画像を用い、かつ、光量が B 画像に比べて G 画像が 1 . 5 倍ほど明るい照明であった画像となるような画像処理を加えることで、所望の画像を構成して表示することが可能となる。

10

【 0 1 4 0 】

また、(2) 1 物質観察モード (ヘモグロビン強調モード) の場合、すなわち発光スペクトルが図 4 のような場合、画像処理表示サブモードで得られる画像は、B 画像 (レーザ光源 L D 1 のみの画像) のみによる、表層血管のみが強調された画像、G 画像 (レーザ光源 L D 3 のみの画像) のみによる、中 ~ 深層血管のみが強調された画像のいずれかを表示することが可能となる。また、B 画像と G 画像を用いた画像で、直接表示サブモードとは異なる光量比となるような画像を表示することが可能となる。

20

【 0 1 4 1 】

(3) 1 物質観察モード (インジゴカルミン強調モード) の場合、図 6 に示されるような発光スペクトルのため、画像は、レーザ光源 L D 4 による R 画像のみで構成されるため、画像処理表示サブモードにより直接表示サブモード以外の画像を得ることは出来ない。

【 0 1 4 2 】

(4) 2 物質観察モード (ヘモグロビン - インジゴカルミン強調モード) の場合、図 7 に示されるように、B 画像は、波長 4 0 5 n m のレーザ光による表層血管のコントラストの高い画像であり、G 画像は、波長 5 2 5 n m のレーザ光による中 ~ 深層血管のコントラストの高い画像であり、R 画像は、波長 6 3 5 n m のレーザ光によるインジゴカルミンのコントラストの高い画像である。このため、画像処理表示サブモードにより、B 画像と G 画像を用いることで 1 物質観察モード (ヘモグロビン強調モード) の画像を得ることが可能となり、また、R 画像を用いることで 1 物質観察モード (インジゴカルミン強調モード) の画像を得ることが可能となる。また、画像処理により、各レーザ光の光量比が異なる場合の画像を構成することも可能である。たとえば、G 画像の光量が大きくなるような画像処理により、中層 ~ 深層のヘモグロビンを特に強調した 2 物質観察モード (ヘモグロビン - インジゴカルミン強調モード) の画像を得ることも可能である。また、R 画像の光量が大きくなるような画像処理により、ヘモグロビンと比較してインジゴカルミンのコントラストを特に強調した 2 物質観察モード (ヘモグロビン - インジゴカルミン強調モード) の画像を得ることが可能である。

30

【 0 1 4 3 】

(5) 照明光順次照射モードの場合、レーザ光源 L D 1 ~ L D 4 による画像がそれぞれ独立に取得される。したがって、適切な画像を選択し、また適切な光量比の画像となるように、光量比を擬似的に変更したような画像処理を行うことで、観察モードで設定できるすべての画像を実現することが可能である。

40

【 0 1 4 4 】

上述したような、画像処理表示サブモードで、どの観察モードからはどのような画像が構築可能か、それはどのような画像処理により構築可能かなどの情報や、具体的な画像処理プロセスやパラメータは、あらかじめプログラミングされ、たとえば、本体部 1 1 0 に設けられたメモリ 1 3 7 に記憶されている。メモリ 1 3 7 は、本体部 1 1 0 に設けられる代わりに、入力部 1 6 0 に設けられていてもよい。または、メモリ 1 3 7 の機能が 2 つの

50

メモリに分散され、それら２つのメモリがそれぞれ本体部１１０と入力部１６０に設けられていてもよい。

【０１４５】

次に一般的な血管強調観察と、インジゴカルミン染色観察について、簡単に説明したうえで、具体的な表示モードについて説明する。

【０１４６】

はじめに血管強調観察について説明する。

【０１４７】

血液中に多く含まれるヘモグロビンに吸収されやすい波長の照明光、いわゆる狭帯域光により血管強調画像を表示することで術者が病変部を発見しやすくする技術は、ＮＢＩ（Narrow Band Imaging）としてさまざまな内視鏡装置で利用されている。一般に癌は、表層の毛細血管の集まりやそのパターンが正常な部分と異なることが知られている。したがって、患者や被検者の観察対象部位、たとえば胃や食道、大腸等の血管、特に表層の毛細血管をコントラスト良く表示することで、癌か否かの診断がしやすい画像を提供することが可能となる。本発明による１物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）は、このＮＢＩ技術の応用として、２つの波長のレーザ光により画像を取得する観察モードであり、血管、特に表層の毛細血管をコントラスト良く表示することで術者の癌発見や正常組織との識別を容易にする画像の表示を可能としている。

10

【０１４８】

次にインジゴカルミン等色素染色観察について説明する。

20

【０１４９】

胃や食道、大腸の粘膜表面には微小な凹凸パターンが存在し、ピットパターンと呼ばれている。このピットパターンの形状等で正常組織と癌を、さらには癌の進行度を判断する方法が、ピットパターン分類として知られている。ピットパターン分類の図を参考のために図１１に示す。

【０１５０】

インジゴカルミンは、内視鏡検査中に散布し、ピットパターンをコントラスト良く観察するのに用いられる、近年最も頻繁に使用される代表的な色素剤である。胃や食道、大腸の病変に対し、希釈したインジゴカルミンを塗布すると、観察対象表面の凹凸をコントラスト良く観察できるようになる。

30

【０１５１】

以上をふまえ、本実施形態の表示モードの具体例について説明する。

【０１５２】

観察モードとして（４）２物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）を選択し、表示モードの画像種選択モードにおいて、画像処理表示サブモードを選択して、Ｂ画像とＧ画像を光量比２：１で構成した画像を画像処理により表示する場合について考える。

【０１５３】

このとき得られる画像は、観察モードを（２）１物質観察モード（ヘモグロビン強調モード）を選択し、表示モードの画像種選択モードの直接表示サブモードを選択した場合の画像と基本的に同じ画像であり、ヘモグロビンを含む血管をコントラスト良く表示することが可能なモードである。２物質観察モード（ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード）が選択されているので、観察対象物１９０にはインジゴカルミンが塗布されていることになるが、４０５ｎｍの波長も５２５ｎｍの波長もいずれも吸収ボトム領域ＢＲに含まれるため、インジゴカルミンによる影響は小さく、血管をコントラスト良く観察できる画像を表示する。この画像のイメージを図１２Ａに示す。

40

【０１５４】

図１２Ａは、単に本実施形態の機能の説明のためのイメージを示しており、医学的な正確さは考慮されておらず、医学的機能や診断の基準を示すものではない。また、以下に示す類似の図も同様である。

50

【 0 1 5 5 】

同様に観察モードとして(4)2物質観察モード(ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード)と選択し、表示モードの画像種選択モードの画像処理表示サブモードを選択してR画像を選択した画像の場合について考える。これらは(3)1物質観察モード(インジゴカルミン強調モード)で得られる画像と基本的に同じ画像であり、インジゴカルミンが溜った凹部をコントラスト良く表示することが可能なモードである。この場合も635nmの波長はヘモグロビンの吸収ボトム領域BRに属しているため、血管のコントラストは低く、インジゴカルミンによる凹部を高いコントラストで表示し、観察できる。この画像のイメージを図12Bに示す。

【 0 1 5 6 】

さらに同じ観察モードにおいて、表示モードの画像種選択モードが直接表示サブモードである例を示す。2物質観察モード(ヘモグロビン・インジゴカルミン強調モード)を選択した場合、各色情報としては、レーザ光源LD1(405nm)によるB画像情報、レーザ光源LD3(525nm)によるG画像情報、レーザ光源LD4(635nm)によるR画像情報の3つの画像情報が得られる。これらRGB画像で構成された画像のイメージを図12Cに示す。

【 0 1 5 7 】

この画像は、図12Aと図12Bを重ね合わせた画像となっており、血管とインジゴカルミンの両方が強調表示されている。このとき、血管は青色、緑色の光が吸収されているため赤色を帯びた画像として表示され、インジゴカルミンは赤色の光を吸収するため青緑色を帯びた画像として表示される。このため、2つの特徴物質を視認性良く識別して観察可能である。

【 0 1 5 8 】

この表示モードでは、2つの特徴物質の両方を1つの画面で見比べながら観察し病変部を発見できるので、より見落としが少なく、病変部の発見や診断のしやすさが向上される。

【 0 1 5 9 】

すなわち、図12Aのヘモグロビンをコントラスト良く観察できる画像では、点線の円で囲まれた2つの領域に毛細血管のパターン異常が疑われる領域が見られる。また、図12Bのインジゴカルミンをコントラスト良く観察できる画像では、左の点線の円で囲まれた領域のピットパターンは図11に示すI型と判断できるため、こちらは正常と判断できる。一方、右側の点線の円で囲まれた領域のピットパターンは、図11よりIII_L型が疑われ、粘膜内病変(腺種~Mがん)の可能性があることがわかる。このように、1つの病変が疑われる領域に2つの特徴物質をコントラスト良く表示する画像モードを組み合わせることで、病変部の発見や診断のし易さを向上できることが分かる。

【 0 1 6 0 】

図12Cでは、このような2つの特徴物質のコントラストを強調した画像を1枚の画像として表示することが可能となる。図12Cにおいて、まず毛細血管に注目すると、2つの病変部の可能性がある領域が発見されるが、同時にインジゴカルミンに基づくピットパターンに注目すると、左の点線の円で囲まれた領域は正常であると直ちに判断できる。このように、2つの特徴物質を同時に表示する観察モードでは、2つの画像を見比べて同じ場所であるかどうかを判断するような時間が不要となり、より手早く発見や診断することが可能となる。

【 0 1 6 1 】

一方、図12Aと図12Bの観察モードでは、一方の特徴物質のコントラストを強調した画像であって、他方の特徴物質の影響をほとんど受けない画像により発見や診断することが可能となっている。したがって、それぞれの特徴物質について、じっくりと詳細に検討することが可能となる。

【 0 1 6 2 】

以上より、1つの特徴物質のみを表示する画像を切り替えて表示することで、それぞれ

10

20

30

40

50

の特徴物質についてじっくり詳細に検討することが可能である。また、2つの特徴物質を同時に重ね合わせて表示することで、病変部をすばやく容易に発見や診断することが可能である。したがって、このような表示モードの切り替えは、病変部の状況や医師の好み、患者の病歴等、さまざまな状況に基づいて適宜成される。本実施形態では、デフォルトとしては単一表示モードのうち、直接表示モードが設定されているが、表示モードと表示サブモードは、術者による入力部160への情報入力により容易に切り替え選択可能となっている。

【0163】

〔特徴物質領域抽出機能について〕

本実施形態の内視鏡装置は、図12A～図12Cに示されるような画像情報に基づいて、特徴物質領域として自動抽出する機能を有している。特徴物質領域とは、特徴物質が存在している領域、およびその集まりやパターンが正常な部分と異なる領域を言う。特徴物質領域の抽出は、本体部110に設けられた画像処理回路156が行う。すなわち、画像処理回路156には、特徴物質領域抽出手段が組み込まれており、撮像ユニット152から伝送された画像情報から適切な画像を抽出し、一般に知られているパターン認識や画像解析技術を用いて特徴物質領域を抽出することが可能となっている。特徴物質領域抽出手段は、たとえば、本体部110内に設けられたメモリ137に記録されたソフトウェアや画像処理回路156内に設けられた電気回路、さらには本体部110の外部に設けられ、信号線により本体部110と接続された外部メモリ等や、これらの複合体として構成されている。特徴物質領域抽出手段は、従来のパターン認識や画像解析技術等により、観察対象物190の画像情報の特定の部分、すなわち特徴物質のコントラストが特に高い領域や、コントラストの高い領域の集まりやそのパターンを、正常な領域のそれと比較して特徴物質領域を抽出するアルゴリズムを有している。特徴物質領域抽出手段は、特徴物質のコントラストが特に高い領域や、コントラストの高い領域の集まりやそのパターンが、正常な領域のそれと異なる領域全体を大まかに抽出する。一例を図13A、図13B、図13Cに示す。

【0164】

図13A～図13Cは、図12A～図12Cを用いて説明した例と同じ観察モード、表示モードで同じ観察対象物190を観察した場合を示している。すなわち、図13Aは、図12Aと対応した、ヘモグロビンに基づく血管が強調された画像を示しており、図13Bは、図12Bと対応した、インジゴカルミンが強調された画像を示しており、図13Cは、図12Cと対応した、血管とインジゴカルミンの両方が強調された画像を示している。

【0165】

図13Aでは、表層血管の集まりやそのパターンが、正常の領域のそれと異なる領域が存在しており、特徴物質領域抽出手段は、図13Aの点線の円で囲まれた2つの領域を特徴物質領域として抽出する。図13Bは、散布されたインジゴカルミンが観察対象物190の表面の凹部に溜まり、ピットパターンをコントラスト良く観察できる画像となっている。この画像に基づき、特徴物質領域抽出手段は、図13Bの右側に示された点線の円で囲まれた正常とは異なるピットパターンの領域を特徴物質領域として抽出する。一方、表層血管画像(図13A)では正常と異なると判断された図13Bの左側の領域については、ピットパターンが正常であることから、特徴物質抽出手段はこれを正常と判断し、右側に示された点線の円で囲まれたただ1つの領域を特徴物質領域として抽出する。

【0166】

以上の通り、特徴物質領域抽出手段は、特徴物質領域画像として、ヘモグロビンを特徴物質として抽出した図13Aの画像やインジゴカルミンを特徴物質として抽出した図13Bの画像を表示する。このとき、特徴物質領域を点線の円で囲んだり、また図13Dに示されるように矢印で示したり、図13Eに示されるように周辺領域の明るさを低くするなど、視認性が高くなるように表示する。

【0167】

10

20

30

40

50

なお、この特徴物質領域画像は、特徴物質の抽出の元となった単色の画像、たとえばヘモグロビンであれば波長405nmのレーザ光による画像のみを、インジゴカルミンであれば波長635nmのレーザ光による画像のみを用いて表示してもよい。また、他の画像である、波長445nmのレーザ光による画像と波長525nmのレーザ光による画像を組み合わせ、カラー画像として表示してもよい。

【0168】

図13Cは、ヘモグロビンとインジゴカルミンの両方の画像、すなわち図13Aの画像と図13Bの画像のそれぞれに基づいて抽出された特徴物質領域の重なり領域、すなわち特徴物質重なり領域を表示した画像である。

【0169】

本実施形態の例では、ヘモグロビンによる特徴物質領域の右側の領域(図13A)とインジゴカルミンの特徴物質重なり領域(図13B)とが略等しい領域となっているため、特徴物質重なり領域の形状はほぼ変わっていない。

【0170】

特徴物質抽出手段は、異なる特徴物質に基づく特徴物質領域の重なり領域を、一般に知られている画像処理技術等を用いて演算し、表示する機能を有している。2つの特徴物質の特徴物質領域が異なっている場合、特徴物質重なり領域は両方の特徴物質が存在している領域として定義される。したがって重なり領域が無い場合、個々の特徴物質には特徴物質領域があるにもかかわらず、特徴物質重なり領域が無いという場合もありえる。

【0171】

図14A~図14Cは、特徴物質重なり領域のイメージ図である。図14Aは、第1の特徴物質の特徴物質領域のイメージ図である。このイメージ図には、3つの第1物質の特徴物質領域A1が存在する。同様に図14Bは、第2の特徴物質の特徴物質領域のイメージ図である。このイメージ図には、2つの第2物質の特徴物質領域A2が存在する。図14Cは、第1の特徴物質と第2の特徴物質の特徴物質重なり領域を示している。特徴物質重なり領域A3は、2つの特徴物質の両方の特徴物質領域A1, A2の重なりである。

【0172】

〔作用、効果〕

上記のように構成することで、観察対象物190の有する特徴物質を視認性よく捕らえることが可能となる。特に、特徴物質の吸収ピーク領域、ボトム領域に基づいて選定した、半導体レーザ素子により得られる狭帯域光(スペクトル線幅で数nm以下)を用いているため、特徴物質をコントラスト良く表示および観察することが可能となる。

【0173】

さらに、様々な観察モードを用いることで、術者が所望の画像を直接観察することが可能となり、また、観察終了後に画像処理により画像構築できるなど、利用者の好みや状況に応じて必要な画像を取得しやすい内視鏡装置が得られる。特に観察終了後、病変等が疑われる部分の特徴物質をコントラスト良く表示したり、経過観察などの場面で以前の診察に遡って特徴物質をコントラスト良く観察したりできる。

【0174】

特に、事前に観察したい特徴物質や観察モードが明確な場合は、そのような観察モード(前述の観察モード(1)~(4))を用いればよく、観察後に様々な画像を評価したい場合には照明光順次評価モードを用いることで欲しい画像を事後でも取得できる。

【0175】

また、様々な表示モードを用いることで、術者が所望の画像を所望の比較方法にて比較検討することが可能になる。2つの特徴物質について、切り替え表示や重ね合わせ表示が可能となるため、診断や医学的判断を行いやすい環境を提供できる。その上、特徴物質重なり領域を自動で表示できるため、診察時間や画像による判断時間を削減することが可能となる。

【0176】

以上の通り、本実施形態によると、観察を効率よく行えるようになる。

10

20

30

40

50

【 0 1 7 7 】

< 第 1 実施形態の変形例 >

第 1 実施形態では、インジゴカルミンとヘモグロビンの吸収スペクトルに基づいて吸収ピーク領域と吸収ボトム領域を定義する際に、各色領域の最大強度と最小強度の中間値を閾値とし、それ以上の領域を吸収ピーク領域、それ以下の領域を吸収ボトム領域と定義したが、吸収ピーク領域と吸収ボトム領域の定義の仕方はこれに限らない。

【 0 1 7 8 】

本変形例では、各色領域の最大強度と最小強度の差の $1/3$ の吸収強度、 $2/3$ の吸収強度をそれぞれ「 $1/3$ 強度基準」、「 $2/3$ 強度基準」としたときに、 $2/3$ 強度基準以上の吸収強度となる波長領域を吸収ピーク領域 P R とし、 $1/3$ 強度基準以下となる領域を吸収ボトム領域 B R とし、それらの間の領域を吸収中間領域 M R としている。この点が第 1 実施形態とは異なっている。

10

【 0 1 7 9 】

図 1 5 は、インジゴカルミンの吸収スペクトルについて、この基準にしたがって定義された、吸収ピーク領域 P R、吸収ボトム領域 B R、吸収中間領域 M R を示している。なお第 1 実施形態と同様に、B 領域は G 領域と R 領域に比べて吸収強度が著しく小さいので、全領域を吸収ボトム領域 B R としている。なお、吸収ピーク領域 P R と吸収ボトム領域 B R のいずれにも含まれない領域は吸収中間領域 M R としている。

【 0 1 8 0 】

B 領域では、吸収ボトム領域 B R は、 $400 \sim 480 \text{ nm}$ の波長領域である。これは、B 領域の全領域である。

20

【 0 1 8 1 】

G 領域では、吸収ピーク領域 P R は、 $555 \sim 580 \text{ nm}$ の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、 $480 \sim 545 \text{ nm}$ の波長領域であり、吸収中間領域 M R は、 $545 \sim 555 \text{ nm}$ の波長領域である。

【 0 1 8 2 】

R 領域では、吸収ピーク領域 P R は、 $590 \sim 650 \text{ nm}$ の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、 $675 \sim 700 \text{ nm}$ の波長領域であり、吸収中間領域は、 $580 \sim 590 \text{ nm}$ の波長領域と、 $650 \sim 675 \text{ nm}$ の波長領域である。

【 0 1 8 3 】

このように構成することで、吸収ピーク領域 P R はより吸収強度の高い領域として定義され、吸収ボトム領域 B R はより吸収強度の低い領域と定義される。このため、本変形例により定義される吸収ピーク領域 P R、吸収ボトム領域 B R に含まれる波長の狭帯域光を用いることで、第 1 実施形態の定義では吸収ピーク領域に含まれるが本変形例の定義では吸収ピーク領域に含まれない狭帯域光を用いた場合より、よりコントラストの高い画像を得ることが可能となる。また、吸収ボトム領域 B R についても同様に、よりコントラストを低く抑えた画像を得ることが可能となる。

30

【 0 1 8 4 】

なお、本実施形態およびその変形例では、撮像ユニット 1 5 2 の撮像素子に、R G B のベイア配列を有する撮像素子を用いた例を説明したが、これに限らない。たとえば、一般的に用いられている補色フィルタを有する撮像素子を撮像ユニット 1 5 2 の撮像素子に用いることも可能である。

40

【 0 1 8 5 】

原色フィルタの光透過率のスペクトルの一例を図 1 6 に示す。原色フィルタは、R フィルタと G フィルタと B フィルタの 3 色のフィルタを有している。R フィルタと G フィルタと B フィルタは、それぞれ、図 1 6 に示されるような光透過特性を有している。すなわち、R フィルタは、赤色領域の光を透過し、それ以外の色領域の光は透過しない特性を有している。また、G フィルタは、緑色領域の光を透過し、それ以外の色領域の光は透過しない特性を有している。さらに、B フィルタは、青色領域の光を透過し、それ以外の色領域の光は透過しない特性を有している。これにより、前述した実施形態およびその変形例の

50

ように観察対象物 190 により反射散乱された照明光を、R 領域と G 領域と B 領域の 3 つの色領域に分離検出可能となっている。

【0186】

なお、実際の原色フィルタの光透過率は、図 16 に示される通り、その境界域で重なりを有している。この重なり領域にある光は、隣り合う 2 つの色領域の両方に検出されることになる。たとえば、波長 500 nm の光は青領域にも緑領域にも検出される。レーザ光のような狭帯域光の場合、この特性を利用することで画像の明るさ向上につなげることが出来る。すなわち、波長 500 nm の光など、フィルタの重なり領域の光は 2 つの色領域の両方に検出されるため、一方の色領域のみに検出される光と比べ、画像を明るくすることが出来る。この方法は、特に白色観察モードのときに有効である。一方、2 つの色領域の両方に検出される光は、観察対象物 190 の特徴物質を強調したい場合、両方の色領域で強調レベルを向上する。このため、特徴物質の強調を向上させる場合にも有効である。ただし、前述のように表層のみを強調し、中層以下を強調したくない場合は、表層の光を吸収しやすい青色領域の画像のみが強調され、中層以下に吸収される緑色領域と赤色領域の画像は強調されないほうがよい。このような場合は重なり領域の光ではなく、青色領域に強く吸収されやすい、480 nm よりも短波長側の光を用いることが望ましい。

10

【0187】

次に補色フィルタの光透過スペクトルの一例を図 17 に示す。補色フィルタは、青領域と赤領域の光を透過し、緑領域の光を透過しない M (マゼンタ) 領域と、青領域と緑領域の光を透過し、赤領域の光を透過しない C (シアン) 領域と、緑領域と赤領域の光を透過し、青領域の光を透過しない Y (イエロー) 領域の 3 つの色領域の光を分離して取得する 3 色のフィルタと、緑領域の光を透過し、青領域と赤領域の光を透過しない G フィルタの 4 色のフィルタを有している。なお、G フィルタは、図 17 に示される原色フィルタの G フィルタと同じ光透過スペクトルを有するものを用いることが一般的である。

20

【0188】

補色フィルタを有する撮像素子は、このような 4 色のフィルタを用いるが、演算により、R 画像情報と G 画像情報と B 画像情報の 3 色の画像情報を得ることが可能となっている。したがって、本発明の第 1 実施形態および変形例において、撮像ユニット 152 の撮像素子に、補色フィルタを有する撮像素子が用いられた場合でも、照明光の発光スペクトルやタイミング等を変更する必要はなく、ただ、本体部 110 の有する画像処理回路 156 の処理機能を原色フィルタ用から補色フィルタ用に変更するのみで対応できる。なお、補色フィルタの演算については一般的に用いられているものを利用することが可能である。

30

【0189】

M C Y カラーフィルタを有する撮像素子は、補色フィルタ型の撮像素子と呼ばれる。補色フィルタ型の撮像素子を含む撮像ユニット 152 は、画像処理部 156 と共働して、R 画像と G 画像と B 画像とをそれぞれ分離して取得する撮像系を構成している。補色フィルタ型の撮像素子は、M 領域の光を分離して取得する色画素である M 画素と、C 領域の光を分離して取得する色画素である C 画素と、Y 領域の光を分離して取得する色画素である Y 画素を有しており、画像処理回路 156 は、M 画素と C 画素と Y 画素により取得された画像情報に基づいて、R 画像と G 画像と B 画像とを分離して取得する画像処理を行う。

40

【0190】

さらに、カラーフィルタを有さないモノクロタイプの撮像素子を撮像ユニット 152 の撮像素子に用いることも可能である。モノクロタイプの撮像素子は、必要に応じて赤外線や紫外線を除去する紫外線 / 赤外線カットフィルタが搭載されているが、可視領域の光である 400 nm ~ 700 nm の波長域の光は受光する。このため、前述の実施形態および変形例で、撮像素子のフィルタにより分離して受光するように説明した波長の光は、異なるタイミングで発光させる必要がある。モノクロタイプの撮像素子を用いた場合、カラー画像を得るためには少なくとも赤領域と緑領域と青領域の光をそれぞれ異なるタイミングで発光させる必要がある。たとえば、第 1 実施形態のように波長 405 nm、波長 445 nm、波長 525 nm、波長 635 nm の 4 色の狭帯域光を用いた場合、白色観察モード

50

であっても、青色領域の光である２つの波長４０５と波長４４５ｎｍの光のみを照射する第１のタイミングと、緑色領域の光である波長５２５ｎｍの光のみを照射する第２のタイミングと、赤色領域の光である波長６３５ｎｍの光のみを照射する第３のタイミングとを順次繰り返して照明する。この場合、撮像ユニット１５２は、光源部１３２と駆動部１３４と照明光制御部１３６と画像処理部１５６と共働して、Ｒ画像とＧ画像とＢ画像とをそれぞれ分離して取得する撮像系を構成している。

【０１９１】

モノクロタイプの撮像素子は、（５）順次照射モードにおける使用が好適である。モノクロタイプの撮像素子の場合、照明光で色を切り替えるため、混色が無く色分離が鮮明な画像を得ることが可能である。また、原色および補色フィルタでは透過させたい光の透過率は１００％でないために多少のロスがあるが、モノクロタイプではそれより高い透過率を確保することが可能である。さらに、撮像素子のすべての画素で一色ずつ、一波長ずつ画像を取得するため、解像度を向上させることが可能となっている。なお、原色ペイヤでは、全画素の１／４がＲ画素とＢ画素に割り当てられ、全画素の半分がＧ画素に割り当てられる。補色フィルタの場合も同様である。

10

【０１９２】

< 第２実施形態 >

次に本発明の第２実施形態について、図を参照しながら説明する。なお、説明は第１実施形態とは異なる部分について説明し、同じ部分についてはその説明を省略する。

【０１９３】

本実施形態は、光源部１３２の構成が第１実施形態と異なっており、これに伴って、照明光制御部１３６と画像処理回路１５６、また、メモリ１３７に記憶されている情報が第１実施形態と異なっている。

20

【０１９４】

本実施形態では、光源部１３２は、第１実施形態のレーザ光源ＬＤ１～ＬＤ４に加え、レーザ光源ＬＤ５を有している。レーザ光源ＬＤ１～ＬＤ５の特性は次のとおりである。

【０１９５】

レーザ光源ＬＤ１は、波長４０５ｎｍの青紫色レーザ光を射出する。その出力は１．５Ｗ程度である。

【０１９６】

レーザ光源ＬＤ２は、波長４４５ｎｍの青色レーザ光を射出する。その出力は３Ｗ程度である。

30

【０１９７】

レーザ光源ＬＤ３は、波長５２５ｎｍの緑色レーザ光を射出する。その出力は３Ｗ程度である。

【０１９８】

レーザ光源ＬＤ４は、波長６３５ｎｍの赤色レーザ光を射出する。その出力は３Ｗ程度である。

【０１９９】

レーザ光源ＬＤ５は、波長５９０ｎｍのオレンジ色レーザ光を射出する。その出力は２Ｗ程度である。

40

【０２００】

レーザ光源ＬＤ１～ＬＤ４は、直接目的の波長の光を射出する直接発光型の半導体レーザ光源ＬＤ１～ＬＤ４である。しかし、レーザ光源ＬＤ５は、２倍の波長である１１８０ｎｍの赤外線射出する赤外線半導体レーザと、波長を半分にする非線形光学結晶とを組み合わせたＳＨＧ（Secondly Harmonic Generation）タイプの半導体レーザである。

【０２０１】

第２実施形態において光源部１３２が射出可能な光のスペクトルを図１８に示す。図１８に示されるように、本実施形態では、青色領域（４００～４８０ｎｍ）に２波長（レーザ光源ＬＤ１、レーザ光源ＬＤ２）、緑色領域（４８０～５８０）に１波長（レーザ光源

50

L D 3)、赤色領域(580~700nm)に2波長(レーザ光源LD4、レーザ光源LD5)が割り当てられている。

【0202】

本実施形態では、ヘモグロビンとインジゴカルミンに加え、クリスタルバイオレットが特徴物質として想定されている。クリスタルバイオレットは、細胞の核を染色する薬剤であり、拡大内視鏡装置による観察で用いられる色素である。クリスタルバイオレットを塗布すると病変が青色に変色し、さらに表面の模様が浮き立ってくるため、この模様のパターンを拡大内視鏡装置で観察することで病変部の性状(良性/悪性など)を判断することが出来る。

【0203】

観察モード

本実施形態における観察モードは、第1実施形態で説明した観察モードに加え、1物質観察モード(クリスタルバイオレット強調モード)が追加される点が第1実施形態とは異なっている。1物質観察モード(クリスタルバイオレット強調モード)について説明する。

【0204】

(6) 1物質観察モード(クリスタルバイオレット強調モード)

本観察モードは、観察対象物190の内表面で、クリスタルバイオレットによって染色された領域、すなわちクリスタルバイオレットの染色により青く変色し浮かび上がった模様をコントラスト良く観察するために、クリスタルバイオレットの吸収特性に合わせた波長の照明光を用いた観察モードである。

【0205】

クリスタルバイオレットは色素液の一種で青紫色を呈しており、これにより染色された観察対象物190の内表面の模様のパターンを観察するために用いられている。すなわち、クリスタルバイオレットは細胞の核を選択的に染色し、この分布が模様となって浮かび上がって見える。この模様のパターンは病変部の性状(良性/悪性など)によって異なるため、この模様のパターンを拡大内視鏡装置により観察し、病変部の性状を判断することが可能となる。

【0206】

クリスタルバイオレットの吸収スペクトルは、図19に示されるような光吸収特性を有している。第1実施形態と同様に、クリスタルバイオレットの吸収スペクトルにおいて、光吸収強度の最大値と最小値との中間値を閾値とし、それ以上の光吸収強度を有する波長域を吸収ピーク領域PR、それ以下の光吸収強度を有する波長域を吸収ボトム領域BRと定義する。ただし、図19から分かるように、クリスタルバイオレットはB領域の光をほとんど吸収しない。すなわち、光吸収強度の最大値と最小値の差が、他の2つの領域と比較して小さい。また、明らかなピーク(極大)やボトム(極小)が見当たらない。このため、B領域全体を吸収ボトム領域BRと定義する。

【0207】

前述の通り、クリスタルバイオレットが細胞の核を染色することで模様のパターンが浮かび上がる。吸収ピーク領域PRの波長域の光は、クリスタルバイオレットにより染色された領域では吸収され、染色されていない領域では吸収されないため、これら2つの領域のコントラストを、白色観察モードの場合よりも向上させることが可能である。一方、吸収ボトム領域BRの波長域の光は、クリスタルバイオレットにより染色された領域でも吸収されにくいいため、染色された領域と染色されていない領域とのコントラストは白色観察モードの場合より低くすることが可能となる。すなわち、クリスタルバイオレットを塗布した後であってもクリスタルバイオレット塗布前に近いコントラストの画像を得ることが可能となる。

【0208】

図19より、クリスタルバイオレットの吸収ピーク領域PRと吸収ボトム領域BRは以下の通りである。

10

20

30

40

50

【 0 2 0 9 】

B 領域では、吸収ボトム領域 B R は、4 0 0 ~ 4 8 0 n m の波長領域である。これは、B 領域の全領域である。

【 0 2 1 0 】

G 領域では、吸収ピーク領域 P R は、5 3 5 ~ 5 8 0 n m の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、4 8 0 ~ 5 3 5 n m の波長領域である。

【 0 2 1 1 】

R 領域では、吸収ピーク領域 P R は、5 8 0 ~ 6 1 0 n m の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、6 1 0 ~ 7 0 0 n m の波長領域である。

【 0 2 1 2 】

したがって、本実施形態では、レーザ光源 L D 1 の発光波長 (4 0 5 n m) とレーザ光源 L D 2 の発光波長 (4 4 5 n m) とレーザ光源 L D 3 の発光波長 (5 2 5 n m) とレーザ光源 L D 4 の発光波長 (6 3 5 n m) は吸収ボトム領域 B R に含まれ、レーザ光源 L D 5 の発光波長 (5 9 0 n m) は吸収ピーク領域 P R に含まれる。

【 0 2 1 3 】

1 物質観察モード (クリスタルバイオレット強調モード) における照明光のスペクトルを図 2 0 に示す。図 2 0 に示されるように、1 物質観察モード (クリスタルバイオレット強調モード) では、レーザ光源 L D 1 ~ L D 5 のうち、レーザ光源 L D 5 (5 9 0 n m) のレーザのみが点灯される。これにより、クリスタルバイオレットにより染色された模様のパターンをコントラスト良く観察できる。波長 5 9 0 n m のレーザ光は、クリスタルバイオレットの吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光である。

【 0 2 1 4 】

本観察モードにおいても、第 1 実施形態で説明したのと同様に、連続発光とするか、撮像素子の読み出し期間は消灯するかなどは、適宜選択可能である。

【 0 2 1 5 】

なお、本実施形態における 1 物質観察モード (クリスタルバイオレット強調モード) では、レーザ光源 L D 5 のみが点灯され、他のレーザ光源 L D 1 ~ L D 4 は消灯されるが、これに限らない。たとえば、レーザ光源 L D 1 とレーザ光源 L D 2 の少なくとも一方と、レーザ光源 L D 3 を点灯させることで、クリスタルバイオレットによる染色領域のコントラストを強調した、R G B 全色を含む自然なカラー画像を得ることが可能となる。

【 0 2 1 6 】

また、第 1 実施形態で説明した (1) 白色観察モードと比較して、本実施形態による (1) 白色観察モードは、オレンジ色領域である波長 5 9 0 n m の光が加わるため、より色再現性が向上した白色画像を得ることが可能となる。すなわち、第 1 実施形態では 5 2 5 n m の緑色と 6 3 5 n m の赤色の間の領域の光は欠落していたが、本実施形態では 5 9 0 n m の光が追加されているため、第 1 実施形態と比較して、黄色から赤色の観察対象物 1 9 0 の色再現性を向上させることが可能となる。

【 0 2 1 7 】

本実施形態では、第 1 実施形態で用いられたすべてのレーザ光に加え、波長 5 9 0 n m のオレンジ色レーザ光が用いられるため、第 1 実施形態の観察モードのすべてと、(6) 1 物質観察モード (クリスタルバイオレット強調モード) が可能である。さらに、本実施形態では、以下に示すいくつかの観察モードを追加可能である。

【 0 2 1 8 】

本実施形態では、第 1 実施形態で説明した 2 物質観察モード (ヘモグロビン - インジゴカルミン強調モード) に加え、(7) 2 物質観察モード (ヘモグロビン - クリスタルバイオレット強調モード) と、(8) 2 物質観察モード (インジゴカルミン - クリスタルバイオレット強調モード) が可能である。

【 0 2 1 9 】

(7) 2 物質観察モード (ヘモグロビン - クリスタルバイオレット強調モード) では、レーザ光源 L D 1 (4 0 5 n m) とレーザ光源 L D 3 (5 2 5 n m) とレーザ光源 L D 5

10

20

30

40

50

(590 nm) が同時に点灯される。光量比は、たとえば、2 : 1 : 2 である。これは、ヘモグロビンの吸収強度が高いレーザ光源 LD 1 とレーザ光源 LD 3 の光量比の関係を、表層血管重視の比率である 2 : 1 とし、かつ、撮像素子の B 画素領域の照明光量と R 画素領域の照明光量とが略等しくなるように、レーザ光源 LD 1 とレーザ光源 LD 5 の射出光の光量比を 1 : 1 (= 2 : 2) としたためである。

【0220】

これにより、ヘモグロビンとクリスタルバイオレットの両方を強調した強調画像を得ることが可能となり、2 つの特徴物質の存在領域やパターン等により適切な診察をサポートすることが可能となる。

【0221】

(8) 2 物質観察モード (インジゴカルミン - クリスタルバイオレット強調モード) では、レーザ光源 LD 4 (635 nm) とレーザ光源 LD 5 (590 nm) が同時に点灯される。光量比は、たとえば、1 : 1 である。これはインジゴカルミンとクリスタルバイオレットのコントラストの強調度合いを同程度にするためである。

【0222】

レーザ光源 LD 4 (635 nm) とレーザ光源 LD 5 (590 nm) は共に赤色領域に含まれるため、表示画像として、これら 2 つの波長の光による画像をそのまま赤色画像として表示すると 2 つの特徴物質の存在パターンが区別しにくい場合がある。このような場合、たとえば、レーザ光源 LD 4 (635 nm) による画像を赤色で表示し、レーザ光源 LD 5 (590 nm) による画像を緑色で表示するなど、実際の特徴物質の色と異なる色で表示することも好適である。このようにすることで、2 つの特徴物質の強調画像を色により区別して同時に表示することが可能となる。

【0223】

なお、各モードの照明光の光量比は上述の比率に限らない。RGB 各色領域の撮像素子の受光感度が異なる場合には、これを考慮して光量比を調整することも好適である。また、作業者の違和感を軽減するために、照明光が白色光に近くなるような光量比に調整することも好適である。

【0224】

さらに本実施形態では、(9) 3 物質観察モード (ヘモグロビン - インジゴカルミン - クリスタルバイオレット強調モード) も可能である。この観察モードでは、4 色のレーザ光源 LD 1 (発光波長 405 nm) とレーザ光源 LD 3 (発光波長 525 nm) とレーザ光源 LD 5 (発光波長 590 nm) とレーザ光源 LD 4 (発光波長 635 nm) が同時に点灯される。これにより、ヘモグロビンとインジゴカルミンとクリスタルバイオレットの 3 つの特徴物質をコントラスト良く表示することが可能となり、作業者はより多くの情報に基づいて病变部等の診察と判断を行うことが可能となる。このとき、3 つの特徴物質を異なる色、たとえば、ヘモグロビンは青、インジゴカルミンは赤、クリスタルバイオレットは緑で表示することで、3 つの特徴物質を色分けして表示することが可能となり、作業者の診断のしやすさがより向上する。

【0225】

なお、3 物質観察モードでの光量比はレーザ光源 LD 1 (405 nm) とレーザ光源 LD 2 (525 nm) とレーザ光源 LD 5 (590 nm) とレーザ光源 LD 4 (635 nm) の光量は 2 : 1 : 2 : 2 に設定されている。これは、ヘモグロビンによる血管強調の光量比は表層血管重視の 2 : 1 とし、インジゴカルミンとクリスタルバイオレットの光量比はヘモグロビンの表層の光量に合わせたものである。

【0226】

ここで、3 物質観察モードと白色モードでは、点灯されるレーザ光源 LD 1 ~ LD 5 の種類では、レーザ光源 LD 2 (445 nm) のレーザが点灯されているか否かの差であるが、光量比は異なっている。白色観察モードでは、白色観察に適するような光量比となるように、使用開始時や適正なタイミングにおいてホワイトバランスとして設定することが好適である。このとき、ホワイトバランスはレーザ光源 LD 1 ~ LD 5 の光量比のみで調

10

20

30

40

50

整することも可能であるし、一般的な画像処理と組み合わせることも、画像処理のみで行うことも可能である。これに対し３物質観察モードでは、光量比は設定値のまま維持することが好適である。これは、光量比を調整してしまうと各特徴物質の強調度合いが変化してしまい、観察対象物１９０に含まれる特徴物質の量等が変化しているのか、光量比が異なったのかがわかりにくいためである。ただし、作業員やメンテナンス要員等が好みに応じて３物質観察モードの光量比を調整可能とすることは好適である。また、各特徴物質に対する光量比をモニタ等に表示し作業員に知らせることも好適である。このようにすることで作業員は、どの特徴物質がどの程度強調される照明であるかを知ることが可能となるため、各特徴物質の強調度合いを誤解する心配が無いためである。

【０２２７】

なお、上記のような光量比の変更の可否やその表示、作業員へ知らせる方法等については３物質観察モードに限らない。２物質観察モードや、１物質観察モードで複数の波長の光を用いる場合、さらには白色観察モードとの複合観察時や、画像処理による重ね合わせ表示や並列表示などの場合において、光量比やそれに基づく強調度合いの比等について数値やグラフ等で作業員に伝えることは好適である。

【０２２８】

なお、本実施形態では、表示モードや特徴物質抽出機能については基本的に第１実施形態と同様である。表示モードではクリスタルバイオレットの強調画像も表示可能となるため、３つの特徴物質の強調画像やそれに白色観察モードの画像を含め４つ以上の画像を並列表示することも好適である。また、特徴物質抽出機能は、ヘモグロビンとインジゴカルミンとクリスタルバイオレットの３種類の特徴物質のうち、所望の２つの特徴物質について特徴物質重なり領域を抽出することも好適である。また、３つの特徴物質すべてを用いて３つの特徴物質の重なり領域を抽出することも好適である。

【０２２９】

以上のように構成することで、第１実施形態の機能に加え、さらにクリスタルバイオレットについてもコントラスト良く観察することが可能となり、またクリスタルバイオレット塗布後においてもクリスタルバイオレット塗布前に近い画像を得ることが可能となる。さらにこれらを第１実施形態の観察モードや表示モードと関連させ、また組み合わせて表示することが可能となる。この結果作業員は第１実施形態の場合と比較してさらに多くの情報を比較検討し、診断や医学的判断に役立てることが可能となる。

【０２３０】

< 第３実施形態 >

次に本発明の第３実施形態について、図を参照しながら説明する。なお、説明は第１実施形態、第２実施形態とは異なる部分について説明し、同じ部分についてはその説明を省略する。

【０２３１】

本実施形態は、光源部１３２の構成が第１実施形態と異なっており、これに伴って、照明光制御部１３６と画像処理回路１５６、また、メモリ１３７に記憶されている情報が第１実施形態と異なっている。

【０２３２】

本実施形態では、光源部１３２は、第１実施形態のレーザ光源ＬＤ３に代えて、レーザ光源ＬＤ６，ＬＤ７，ＬＤ８を有している。すなわち、光源部１３２は、レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２，ＬＤ４，ＬＤ６，ＬＤ７，ＬＤ８を有している。これらのレーザ光源の特性は次のとおりである。

【０２３３】

レーザ光源ＬＤ１は、波長４０５ｎｍの青紫色レーザ光を射出する。その出力は１．５Ｗ程度である。

【０２３４】

レーザ光源ＬＤ２は、波長４４５ｎｍの青色レーザ光を射出する。その出力は３Ｗ程度である。

10

20

30

40

50

【 0 2 3 5 】

レーザ光源 L D 6 は、波長 5 2 0 n m の緑色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 2 3 6 】

レーザ光源 L D 7 は、波長 5 3 2 n m の真緑色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 2 3 7 】

レーザ光源 L D 4 は、波長 6 3 5 n m の赤色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 2 3 8 】

レーザ光源 L D 8 は、波長 6 8 0 n m の深赤色レーザ光を射出する。その出力は 3 W 程度である。

【 0 2 3 9 】

これらのレーザ光源はいずれも、直接所望の波長のレーザ光を射出する半導体レーザ素子を有している。

【 0 2 4 0 】

第 3 実施形態において光源部 1 3 2 が射出可能な光のスペクトルを図 2 1 に示す。図 2 1 に示されるように、本実施形態では、青色領域 (4 0 0 ~ 4 8 0 n m) に 2 波長 (レーザ光源 L D 1 、レーザ光源 L D 2) 、緑色領域 (4 8 0 ~ 5 8 0) に 2 波長 (レーザ光源 L D 6 、レーザ光源 L D 7) 、赤色領域 (5 8 0 ~ 7 0 0 n m) に 2 波長 (レーザ光源 L D 4 、レーザ光源 L D 8) が割り当てられている。

【 0 2 4 1 】

本実施形態では、ヘモグロビンとインジゴカルミンに加え、ルゴール液 (ヨウ素 - ヨウ化カリウム溶液) が特徴物質として想定されている。ルゴール液を用いた色素内視鏡観察は、ヨード・グリコーゲン呈色反応を用いた診断法で、食道がん (扁平上皮がん) の診断等に用いられる。ルゴール液を塗布すると粘膜全体は褐色に染色されるが、食道がんや食道異形成 (良性悪性の境界病変) ではグリコーゲンが著しく減少または消失しているため、不染帯として白い状態 (染色されていない状態) として観察される。これを利用して、不染帯に注目し、その部分の生検等により診断を行う。

【 0 2 4 2 】

観察モード

本実施形態における観察モードは、第 1 実施形態で説明した観察モードに加え、1 物質観察モード (ルゴール液強調モード) が追加される点が第 1 実施形態とは異なっている。1 物質観察モード (ルゴール液強調モード) について説明する。

【 0 2 4 3 】

(9) 1 物質観察モード (ルゴール液強調モード)

本観察モードは、観察対象物 1 9 0 の内表面で、ルゴール液によって染色された領域を、不染帯と識別できるようコントラスト良く観察するために、ルゴール液の吸収特性に合わせた波長の照明光を用いた観察モードである。

【 0 2 4 4 】

ルゴール液は色素液の一種で褐色を呈しており、正常な粘膜を染色し、病変部を染色しないという特性を有している。すなわち、これまで第 1 実施形態、第 2 実施形態で説明したインジゴカルミン、クリスタルバイオレットは病変部の凹部への溜まりや染色によるパターンにより診断や判断を行うものである。これに対しルゴール液は、病変部以外を染色し、病変部を不染帯として浮かび上がらせる効果を有している点が異なっている。

【 0 2 4 5 】

ルゴール液の吸収スペクトルは、図 2 2 に示されるような光吸収特性を有している。前述の第 1 実施形態、第 2 実施形態と同様に、ルゴール液の吸収スペクトルにおいて、光吸収強度の最大値と最小値との中間値を閾値とし、それ以上の光吸収強度を有する波長域を吸収ピーク領域 P R 、それ以下の光吸収強度を有する波長域を吸収ボトム領域 B R と定義

10

20

30

40

50

する。

【 0 2 4 6 】

前述の通り、ルゴール液は正常な細胞を染色し、病変部を染色しない。吸収ピーク領域 P R の波長域の光は、ルゴール液により染色された領域ではその光は吸収され、染色されていない領域では吸収されないため、これら 2 つの領域のコントラストを、白色観察モードの場合よりも向上させることが可能である。一方、吸収ボトム領域 B R の波長域の光は、ルゴール液により染色された領域でもその光は吸収されにくいいため、染色された領域と染色されていない領域とのコントラストは白色観察モードの場合より低くすることが可能となる。すなわち、ルゴール液を塗布した後であってもルゴール液塗布前に近いコントラストの画像を得ることが可能となる。

10

【 0 2 4 7 】

図 2 2 より、ルゴール液の吸収ピーク領域 P R と吸収ボトム領域 B R は以下の通りである。

【 0 2 4 8 】

B 領域では、吸収ピーク領域 P R は、4 0 0 ~ 4 2 0 n m の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、4 2 0 ~ 4 8 0 n m の波長領域である。

【 0 2 4 9 】

G 領域では、吸収ピーク領域 P R は、4 8 0 ~ 5 2 5 n m の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、5 2 5 ~ 5 8 0 n m の波長領域である。

【 0 2 5 0 】

R 領域では、吸収ピーク領域 P R は、6 7 0 ~ 7 0 0 n m の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、5 8 0 ~ 6 7 0 n m の波長領域である。

20

【 0 2 5 1 】

I R 領域では、吸収ピーク領域 P R は、7 5 0 ~ (8 1 0) n m の波長領域であり、吸収ボトム領域 B R は、7 0 0 ~ 7 5 0 n m の波長領域である。

【 0 2 5 2 】

したがって、本実施形態では、レーザ光源 L D 2 の発光波長 (4 4 5 n m) とレーザ光源 L D 6 の発光波長 (5 2 0 n m) とレーザ光源 L D 8 (6 8 0 n m) の発光波長は吸収ピーク領域 P R に含まれ、レーザ光源 L D 1 の発光波長 (4 0 5 n m) とレーザ光源 L D 7 の発光波長 (5 3 2 n m) とレーザ光源 L D 8 (6 8 0 n m) は吸収ボトム領域 B R に含まれる。

30

【 0 2 5 3 】

1 物質観察モード (ルゴール液強調モード) における照明光のスペクトルを図 2 3 に示す。図 2 3 に示されるように、1 物質観察モード (ルゴール液強調モード) では、レーザ光源 L D 1 , L D 2 , L D 4 , L D 6 , L D 7 , L D 8 のうち、レーザ光源 L D 2 (4 4 5 n m) とレーザ光源 L D 6 (5 2 0 n m) とレーザ光源 L D 8 (6 8 0 n m) が点灯される。これにより、ルゴール液により染色された領域に対し、染色されていない領域である不染帯をコントラスト良く観察できる。波長 4 4 5 n m のレーザ光と波長 5 2 0 n m のレーザ光と波長 6 8 0 n m のレーザ光は、ルゴールの吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光である。

40

【 0 2 5 4 】

なお、この 1 物質観察モード (ルゴール液強調モード) に用いられるレーザ光の波長のうち、レーザ光源 L D 6 の射出光の波長 (5 2 0 n m) はヘモグロビンの吸収ピーク波長 P R にも含まれるため、ヘモグロビンを強調表示することが可能となる。したがって、本観察モードでは、ルゴール液により染色された正常な粘膜は暗く、ルゴール液に染色されていない不染帯は明るく見えるだけでなく、不染帯が存在する血管を強調表示することが可能となっている。これにより、作業者が診断や判断をしやすい画像を提供できる。このように、ある特徴物質の吸収ピーク領域 P R に含まれ、また別の特徴物質の吸収ピーク領域 P R に含まれる場合でも、それぞれの特徴物質が存在する領域が異なっているような場合、このような波長の光を用いることは好適である。

50

【0255】

本観察モードにおいても、第1実施形態、第2実施形態で説明したのと同様に、連続発光とするか、撮像素子の読み出し期間は消灯するかなどは、適宜選択可能である。

【0256】

(10) 1物質観察モード(ルゴール液影響軽減モード)

次に、本実施形態に特有の、ルゴール液のコントラストを低くした観察モードである1物質観察モード(ルゴール液影響軽減モード)について説明する。これは、ルゴール液の吸収ボトム領域BRに含まれる照明光のみを選定することで、ルゴール液の吸収を低く抑え、ルゴール液塗布前に近い画像を観察可能とするモードである。

【0257】

1物質観察モード(ルゴール液影響軽減モード)における照明光のスペクトルを図24に示す。図24に示されるように、1物質観察モード(ルゴール液影響軽減モード)では、レーザ光源LD1, LD2, LD4, LD6, LD7, LD8のうち、レーザ光源LD1(405nm)とレーザ光源LD7(532nm)とレーザ光源LD4(635)が点灯される。この照明光に含まれるレーザ光の波長はいずれもルゴール液の吸収ボトム領域BRに含まれている。また、これらの3つの波長は、それぞれ、RGBの3つの色領域に含まれている。すなわち、この照明光は、ルゴール液塗布後であってもルゴール液による影響が、通常の白色画像よりも低減された白色画像を得ることを可能にする。波長405nmのレーザ光と波長532nmのレーザ光と波長635のレーザ光は、ルゴールの吸収スペクトルに基づいて選定された狭帯域光である。

【0258】

したがって、本実施形態では、明るく、演色性の高い白色モードとして6つの波長のレーザを含む照明光による(1)白色観察モードと、ルゴール液の影響を軽減した上で白色観察を可能とした(10)1物質観察モード(ルゴール液影響軽減モード)との実質的には2つの白色モードによる観察を行うことが可能となっている。

【0259】

なお、本実施形態では、これまで説明したヘモグロビン、インジゴカルミンの吸収ピーク領域PR、吸収ボトム領域BRに基づいて発光させる波長を選択することで、第1実施形態とその変形例で説明した様々な観察モード、表示モードを実現することが可能となる。

【0260】

本実施形態によれば、ルゴール液の存在の有無により正常でない領域の視認性を向上したうえで、同時に正常でない領域の欠陥のコントラストを向上して作業者の診断や判断をサポートする光源技術および内視鏡装置を提供することが可能となる。また、ルゴール液等、色素液塗布後であっても、その影響を軽減された白色画像を提供することが可能となる。

【0261】

また、上述した第1実施形態ないし第3実施形態で用いられた8波長のすべてのレーザ光を用いることで、上述したすべての観察モード、表示モードを実現することが可能となる。さらに、4物質観察モードや、さらに演色性を向上した白色観察モードなどを実現することが可能となる。さらには特徴物質の影響や生体の色などを考慮して、複数の白色観察モードを実現することも可能である。

【0262】

上記の実施形態はすべて、光源部132にレーザ光源が用いられているが、これに限らない。たとえば、スーパーluminescentダイオードやLED他、狭帯域光を射出可能な光源であれば様々なものを光源部132に利用することが可能である。また、すべてを半導体レーザ素子やLEDに限定する必要はなく、それらを混合して用いてもよい。

【0263】

たとえば、光源部132は、レーザ光源を有している代わりに、複数のLED光源を有していてもよい。図25は、第1実施形態のレーザ光源LD1~LD4がLED光源LE

10

20

30

40

50

D 1 ~ L E D 4 に置き換えられた光源部 1 3 2 の射出光のスペクトルを示している。L E D 光源 L E D 1 ~ L E D 4 はいずれも L E D 素子を有している。L E D 素子は、比較的安価であり、かつ人体に対するリスクが低いなどのメリットがある。

【 0 2 6 4 】

図 2 5 に示されるとおり、L E D 素子の射出光は、半導体レーザ素子と比較してやや広いスペクトル幅を有しているが、可視光の波長領域と比較すると十分に狭帯域光となっている。このため、光源部 1 3 2 が L E D 光源 L E D 1 ~ L E D 4 で構成された内視鏡装置においても、上記の実施形態と同様の効果を得ることが出来る。

【 0 2 6 5 】

なお、L E D 素子の射出光の波長が吸収ピーク領域 P R または吸収ボトム領域 B R に含まれるか否かの判断基準は、その L E D 素子の射出光のピーク波長により定義できる。すなわち、ピーク波長が吸収ピーク領域 P R に含まれる場合、そのスペクトルの裾野が吸収ピーク領域 P R から外れていたとしても、吸収ピーク領域 P R に含まれるものとする。これは、ピーク波長が吸収ピーク領域 P R に含まれていれば、L E D の射出光の半分以上を越える光量が吸収ピーク領域 P R に含まれるためである。なお、ここでは L E D の射出光のピーク波長により判断する例を示したが、他にもドミナント波長等、一般に用いられている L E D の波長の定義を用いることも可能である。

10

【 0 2 6 6 】

また、キセノンランプ等のブロードな白色光源と波長フィルタとを組み合わせることで狭帯域光を作り出すことも可能である。このような組合せによると、フィルタにより様々な狭帯域光を実現することが可能となる。フィルタを用いた場合、元の照明光（この例では X e ランプの射出光）のスペクトルが存在する波長領域であれば、任意に切り出して狭帯域光を構成することが可能となる。

20

【 0 2 6 7 】

たとえば、光源部 1 3 2 は、X e ランプとフィルタの組合せにより狭帯域光を作り出すように構成されてもよい。図 2 6 は、X e ランプとフィルタの組合せにより作り出された狭帯域光 N B 1 , N B 2 , N B 3 , N B 4 のスペクトルを示している。この例では、狭帯域光 N B 1 , N B 3 は、ヘモグロビンの吸収ピーク領域 P R の全域となるような波長幅を有している。また、狭帯域光 N B 2 は、ヘモグロビンの吸収ボトム領域 B R のうち、青色領域となるような波長幅を有している。さらに、狭帯域光 N B 4 は、インジゴカルミンの吸収ピーク領域 P R のうち、赤色領域となるような波長幅を有している。このような狭帯域光 N B 1 ~ N B 4 を用いても、2 つの特徴物質が強調された比較的明るく色再現性の高い画像を得ることが可能である。

30

【 0 2 6 8 】

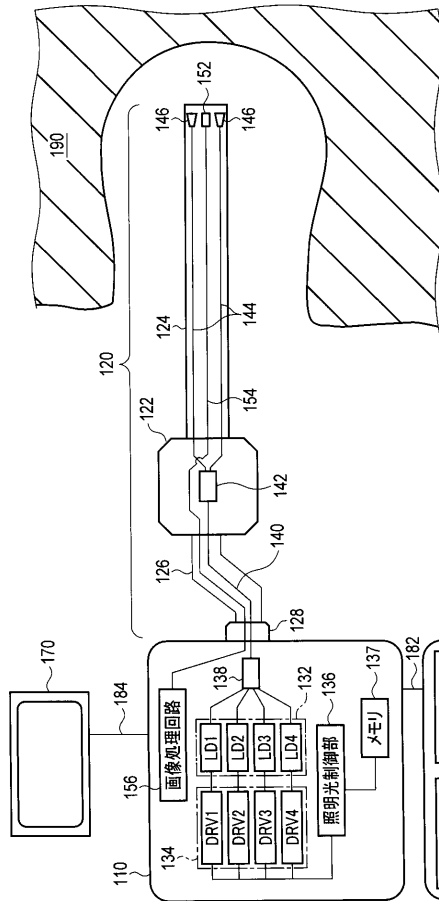
上記の実施形態は、動画、静止画を特に区別せず、どちらの場合にも共通の観察モードを用いることを想定して説明したが各観察モードでは動画を取得することを想定して説明してきたが、これに限らない。動画と静止画の観察モードを異なるように設定することも好適である。たとえば、静止画の場合は常に、(5) 照明光順次照射モードとし、後の診断や患者への説明の場面で所望の観察モードによる画像を構築可能とすることも好適である。

40

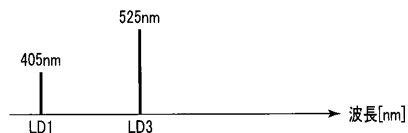
【 0 2 6 9 】

なお、上述した実施形態は一例に過ぎず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において様々な変形が可能であることはいうまでもない。

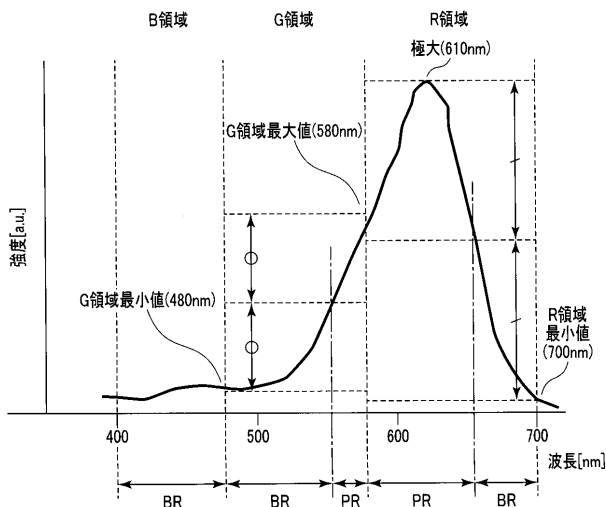
【図 1】



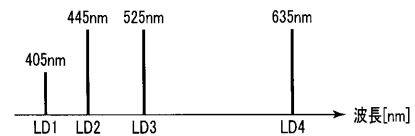
【図 4】



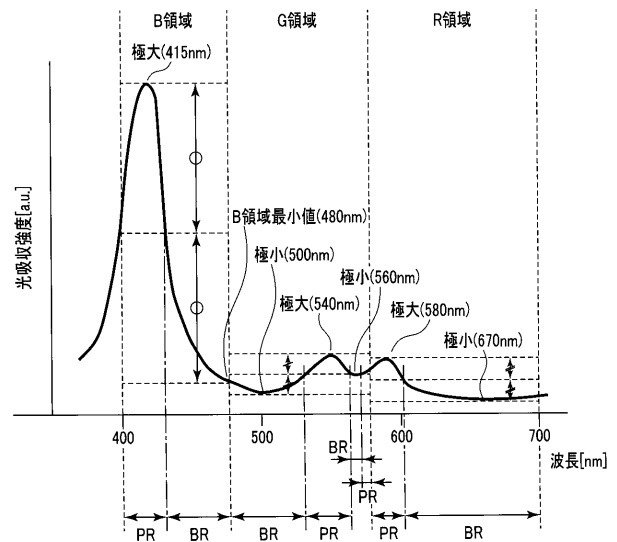
【図 5】



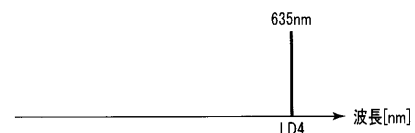
【図 2】



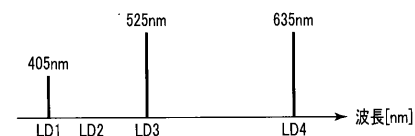
【図 3】



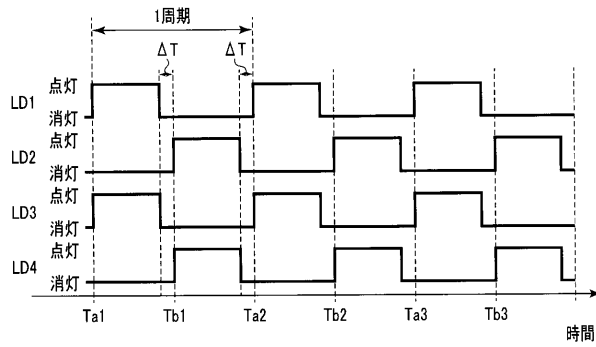
【図 6】



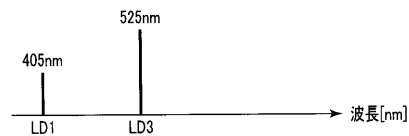
【図 7】



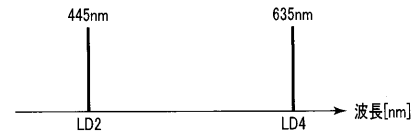
【図 8】



【図 9】



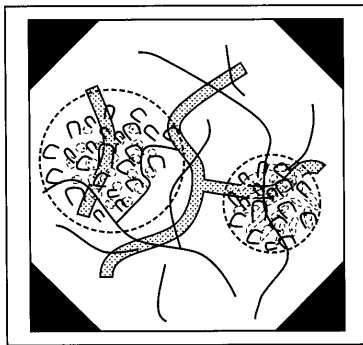
【図 10】



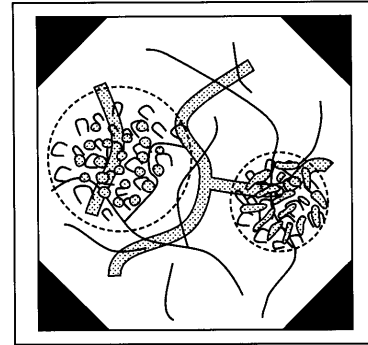
【図 11】

I型		橢円形	正常な粘膜
II型		星芒状	粘膜内病変 (腺腫～Mがん)
IIIs型		正常より小型の 管状類円系	
IIIc型		正常より大型の 管状類円系	
IV型		樹枝状、脳回転状	
V ₁ 型		不整形、不ぞろい	粘膜下層への浸潤あり (M～SMがん)
V _N 型		不整形、不ぞろいで ピット数が少ない	粘膜下層深部に浸潤 している(SMがん以上)

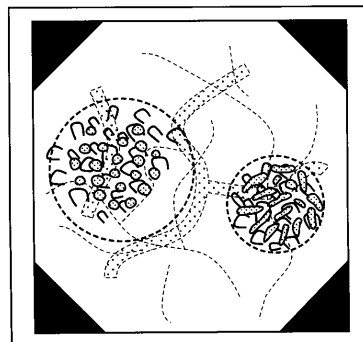
【図 12 A】



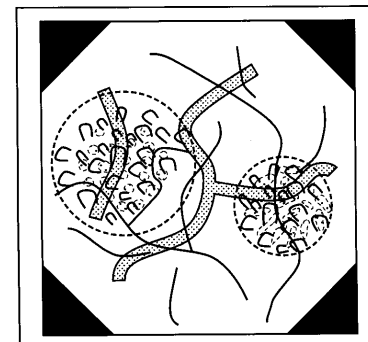
【図 12 C】



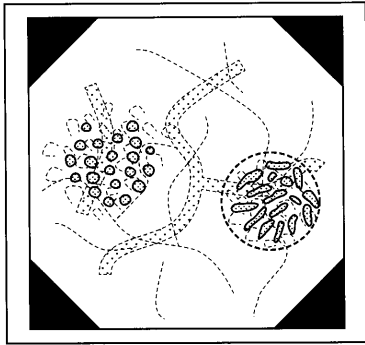
【図 12 B】



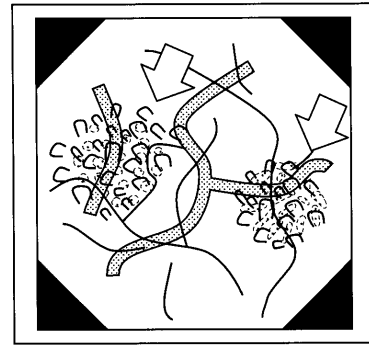
【図 13 A】



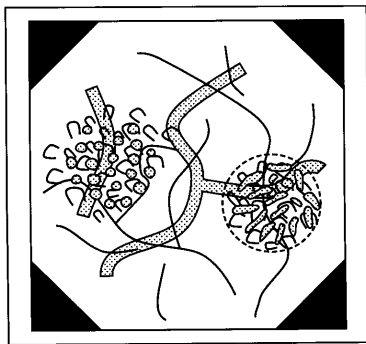
【図 1 3 B】



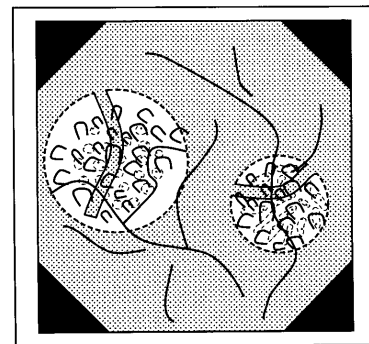
【図 1 3 D】



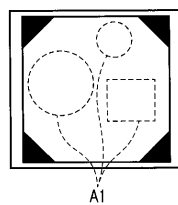
【図 1 3 C】



【図 1 3 E】

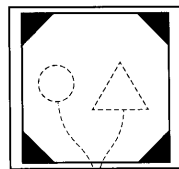


【図 1 4 A】



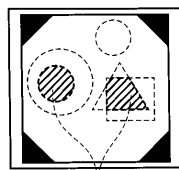
A1

【図 1 4 B】



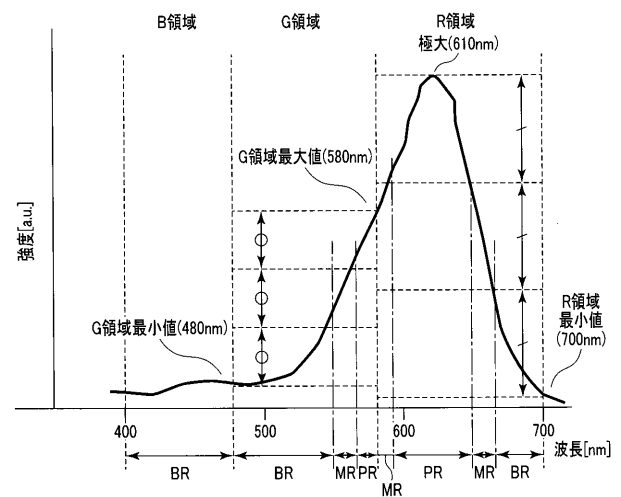
A2

【図 1 4 C】

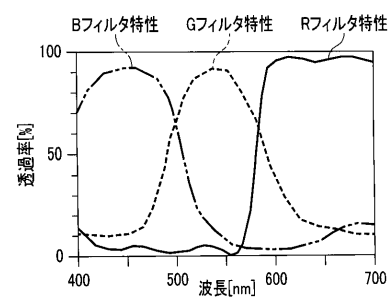


A3

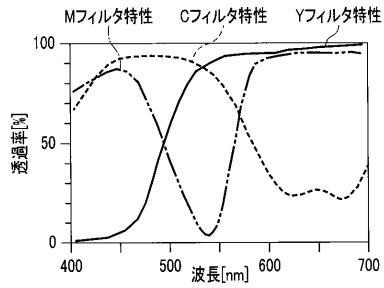
【図 1 5】



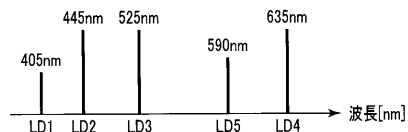
【図 1 6】



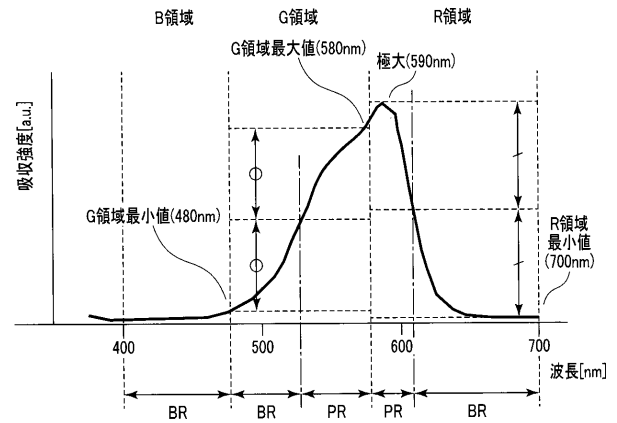
【図 17】



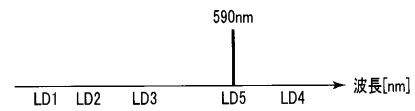
【図 18】



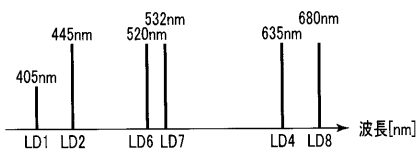
【図 19】



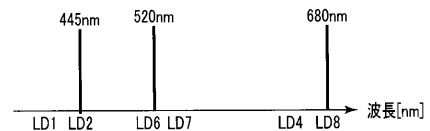
【図 20】



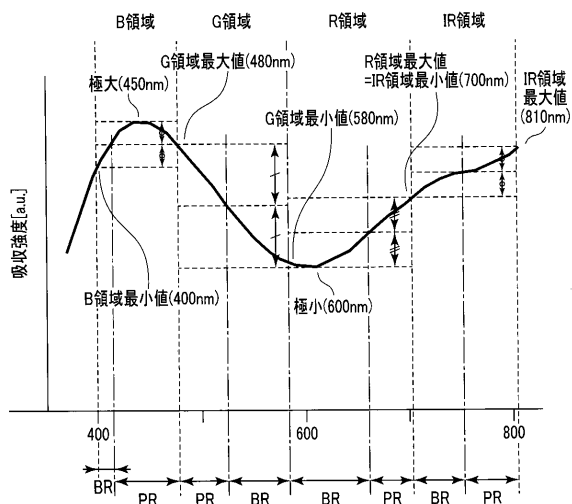
【図 21】



【図 23】



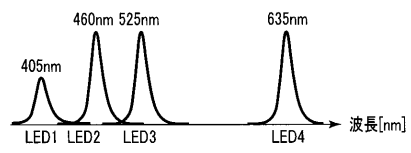
【図 22】



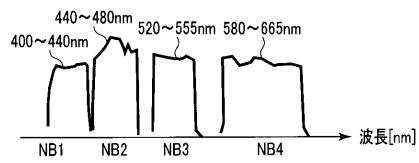
【図 24】



【図 2 5】



【図 2 6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/067687
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(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) A61B1/06, A61B1/04 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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 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.
Y	JP 2010-131265 A (Fujifilm Corp.), 17 June 2010 (17.06.2010), paragraphs [0014] to [0032], [0035] to [0037]; fig. 4 to 5, 8 (Family: none)	1-22
Y	WO 2015/145814 A1 (Olympus Corp.), 01 October 2015 (01.10.2015), paragraphs [0012] to [0080]; fig. 1 to 9 & JP 5905170 B	1-22
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 05 August 2016 (05.08.16)		Date of mailing of the international search report 16 August 2016 (16.08.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/067687

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2012/140970 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 October 2012 (18.10.2012), paragraphs [0012] to [0060], [0072] to [0073]; fig. 1 to 16 & JP 5167440 B & US 2013/0006109 A1 paragraphs [0032] to [0094], [0109] to [0111]; fig. 1 to 16 & EP 2581030 A1 & CN 103068298 A	1-22
Y	JP 2016-2133 A (Olympus Corp.), 12 January 2016 (12.01.2016), claim 7; paragraphs [0010] to [0085]; fig. 1 to 13 & WO 2015/190255 A1	17-22
A	JP 2012-143349 A (Fujifilm Corp.), 02 August 2012 (02.08.2012), entire text; all drawings & US 2012/0176486 A1 Full text; all drawings & EP 2474853 A2	1-22
A	WO 2014/125724 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 21 August 2014 (21.08.2014), entire text; all drawings & JP 5698878 B & US 2015/0022647 A1 Full text; all drawings & EP 2896354 A1 & CN 104717917 A	1-22

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 7 6 8 7	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/06, A61B1/04			
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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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	
Y	JP 2010-131265 A（富士フイルム株式会社） 2010.06.17, 【0014】～【0032】、 【0035】～【0037】、図4～5、8 （ファミリーなし）	1-22	
Y	WO 2015/145814 A1（オリンパス株式会社） 2015.10.01, [0012]～[0080]、図1～9 & JP 5905170 B	1-22	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 05.08.2016		国際調査報告の発送日 16.08.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2913

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 7 6 8 7
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
Y	WO 2012/140970 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.10.18, [0012] ~ [0060]、 [0072] ~ [0073]、図1~16 & JP 5167440 B & US 2013/0006109 A1 [0032]-[0094], [0109]-[0111], FIG. 1-16 & EP 2581030 A1 & CN 103068298 A	1-22
Y	JP 2016-2133 A (オリンパス株式会社) 2016.01.12, 請求項7、【0010】~【0085】、図1~13 & WO 2015/190255 A1	17-22
A	JP 2012-143349 A (富士フイルム株式会社) 2012.08.02, 全文全図 & US 2012/0176486 A1 Full text; all drawings & EP 2474853 A2	1-22
A	WO 2014/125724 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.08.21, 全文全図 & JP 5698878 B & US 2015/0022647 A1 Full text; all drawings & EP 2896354 A1 & CN 104717917 A	1-22

フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 毅

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 渡辺 吉彦

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C161 AA01 AA04 BB02 CC06 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01 NN05
PP01 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR05 RR26 SS05 WW04
WW08 WW15

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願 (日本語実用新案登録出願) の国際公開の効果は、特許法第 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2017216878A1	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018523081	申请日	2016-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤 毅 渡边 吉彦		
发明人	伊藤 毅 渡边 吉彦		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00 A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00096 A61B1/00126 A61B1/00163 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0684 G02B23/2423 G02B23/2461		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/04.531 A61B1/00.513 A61B1/045.631 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	河野直树 井上 正 饭野滋 金子早苗		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置，基于第一特征物质的吸收光谱选择的第一窄带光，以及基于第二特征物质的吸收光谱选择的第二窄带光。可喷射光源单元（132），通过第一窄带光的第一图像以及通过第二窄带光分别获取第二图像的成像系统（152、156、132、136），以及有

