

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/104046

発行日 平成30年10月4日 (2018.10.4)

(43) 国際公開日 平成29年6月22日 (2017.6.22)

(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 1/00 (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 2 2	
	A 6 1 B 1/045 6 1 8	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 52 頁)

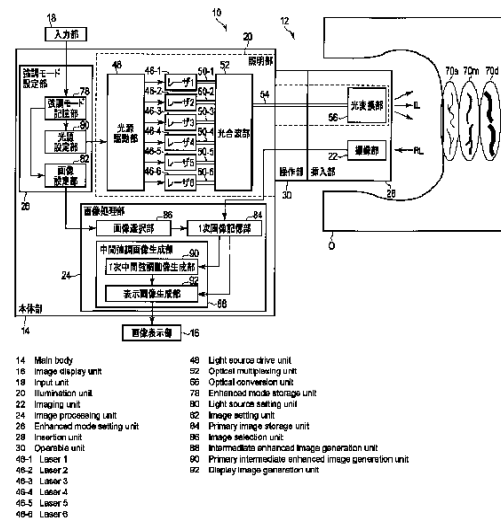
出願番号	特願2017-555946 (P2017-555946)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/085357		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年12月17日 (2015.12.17)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, 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	100189913 弁理士 鵜飼 健
		(74) 代理人	100199565 弁理士 飯野 茂

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(10)の画像処理部(24)は、観察体(0)に存在する診断対象物質を強調観察可能な複数の強調波長領域の光である複数の強調狭帯域光を含む照明光(IL)の反射散乱光(RL)についての複数の撮像信号である複数の強調画像信号と、複数の強調波長領域を含まない複数の非強調波長領域の光である複数の非強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての複数の撮像信号である複数の非強調画像信号と、に基づいて、複数の強調画像信号から生成される画像である1つの強調画像と前記複数の非強調画像信号から生成される画像である1つの非強調画像とに対して診断対象物質の強調度合いが中間的な画像である1つの中間強調画像を生成する中間強調画像生成部(88)を有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察体に照射された照明光の反射散乱光を検出して撮像信号を出力する撮像部と、
前記撮像信号から表示画像を生成する画像処理部と、
生成した前記表示画像を表示する画像表示部と、
を備える内視鏡装置であって、

前記画像処理部は、前記観察体に存在する診断対象物質を強調観察可能な強調波長領域の光である強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての撮像信号である強調画像信号と、前記強調波長領域を含まない非強調波長領域の光である非強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての撮像信号である非強調画像信号と、に基づいて、前記強調画像信号から生成される画像である強調画像と前記非強調画像信号から生成される画像である非強調画像とに対して前記診断対象物質の強調度合いが中間的な画像である中間強調画像を前記表示画像として生成する中間強調画像生成部を有する、ことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

互いに異なる複数の狭帯域光を含む照明光を出射する複数の狭帯域光源をさらに備え、
前記複数の狭帯域光源は、

前記強調波長領域にピーク波長または中心波長が含まれる第 1 の強調狭帯域光を出射する第 1 の強調狭帯域光源と、

前記非強調波長領域にピーク波長または中心波長が含まれる第 1 の非強調狭帯域光を出射する第 1 の非強調狭帯域光源と、
を少なくとも有し、

20

前記撮像部は、

前記第 1 の強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第 1 の強調画像信号と、

前記第 1 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第 1 の非強調画像信号と、

を第 1 及び第 2 の 1 次画像信号として取得し、

前記中間強調画像生成部は、前記第 1 の 1 次画像信号と前記第 2 の 1 次画像信号とを合成して第 1 の 1 次中間強調画像信号を生成する、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 3】

前記複数の狭帯域光源はさらに、

前記第 1 の強調狭帯域光とは異なる第 2 の強調狭帯域光を出射する第 2 の強調狭帯域光源と、

前記第 1 の非強調狭帯域光とは異なる第 2 の非強調狭帯域光を出射する第 2 の非強調狭帯域光源と、

のどちらか一方を少なくとも有し、

前記撮像部はさらに、

前記第 2 の強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第 2 の強調画像信号と、

40

前記第 2 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第 2 の非強調画像信号と、

の何れか少なくとも一方を第 3 の 1 次画像信号として取得し、

前記中間強調画像生成部は、前記第 1 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 3 の 1 次画像信号と、に基づいて、前記中間強調画像を生成する、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】

前記複数の狭帯域光源はさらに、

前記第 1 及び第 2 の強調狭帯域光とは異なる第 3 の強調狭帯域光を出射する第 3 の強

50

調狭帯域光源と、

前記第 1 及び第 2 の非強調狭帯域光とは異なる第 3 の非強調狭帯域光を出射する第 3 の非強調狭帯域光源と、

のどちらか一方を少なくとも有し、

前記撮像部はさらに、

前記第 3 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の強調画像信号と、

前記第 3 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の非強調画像信号と、

の何れか少なくとも一方を第 4 の 1 次画像信号として取得し、

前記中間強調画像生成部は、前記第 1 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 3 の 1 次画像信号と、前記第 4 の 1 次画像信号と、に基づいて、前記中間強調画像を生成する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記複数の狭帯域光源はさらに、

前記第 1 の強調狭帯域光とは異なる第 2 の強調狭帯域光を出射する第 2 の強調狭帯域光源と、

前記第 1 の非強調狭帯域光とは異なる第 2 の非強調狭帯域光を出射する第 2 の非強調狭帯域光源と、

を有し、

前記撮像部はさらに、

前記第 2 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 2 の強調画像信号と、

前記第 2 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 2 の非強調画像信号と、

20

を第 3 及び第 4 の 1 次画像信号として取得し、

前記中間強調画像生成部は、

前記第 3 の 1 次画像信号と前記第 4 の 1 次画像信号とを合成して第 2 の 1 次中間強調画像信号を生成し、

前記第 1 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 2 の 1 次中間強調画像信号と、に基づいて、前記中間強調画像を生成する、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記複数の狭帯域光源はさらに、

前記第 1 及び第 2 の強調狭帯域光とは異なる第 3 の強調狭帯域光を出射する第 3 の強調狭帯域光源と、

前記第 1 及び第 2 の非強調狭帯域光とは異なる第 3 の非強調狭帯域光を出射する第 3 の非強調狭帯域光源と、

のどちらか一方を少なくとも有し、

前記撮像部はさらに、

前記第 3 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の強調画像信号と、

前記第 3 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の非強調画像信号と、

40

の何れか少なくとも一方を第 5 の 1 次画像信号として取得し、

前記中間強調画像生成部は、前記第 1 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 2 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 5 の 1 次画像信号と、に基づいて、前記中間強調画像を生成する、ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記複数の狭帯域光源はさらに、

前記第 1 及び第 2 の強調狭帯域光とは異なる第 3 の強調狭帯域光を出射する第 3 の強調狭帯域光源と、

前記第 1 及び第 2 の非強調狭帯域光とは異なる第 3 の非強調狭帯域光を出射する第 3 の非強調狭帯域光源と、

50

を有し、

前記撮像部はさらに、

前記第 3 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の強調画像信号と、

前記第 3 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の非強調画像信号と、

を第 5 及び第 6 の 1 次画像信号として取得し、

前記中間強調画像生成部は、

前記第 5 の 1 次画像信号と前記第 6 の 1 次画像信号とを合成して第 3 の 1 次中間強調画像信号を生成し、

前記第 1 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 2 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 3 の 1 次中間強調画像信号と、に基づいて、前記中間強調画像を生成する、ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 8】

前記第 1 の強調狭帯域光及び前記第 1 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 1 の深さ領域まで侵達長を有し、

前記第 1 の深さ領域は、前記観察体に対する表層領域、中層領域、及び深層領域の 3 つの深さ領域の何れかである、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記第 1 の強調狭帯域光及び前記第 1 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 1 の深さ領域まで侵達長を有し、

20

前記第 2 の強調狭帯域光及び前記第 2 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 2 の深さ領域まで侵達長を有し、

前記第 1 の深さ領域は、前記観察体に対する表層領域、中層領域、及び深層領域の 3 つの深さ領域の何れかであり、

前記第 2 の深さ領域は、前記 3 つの深さ領域のうち、前記第 1 の深さ領域とは異なる何れかである、ことを特徴とする請求項 3 又は 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記第 1 の強調狭帯域光及び前記第 1 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 1 の深さ領域まで侵達長を有し、

前記第 2 の強調狭帯域光及び前記第 2 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 2 の深さ領域まで侵達長を有し、

30

前記第 3 の強調狭帯域光及び前記第 3 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 3 の深さ領域まで侵達長を有し、

前記第 1 の深さ領域は、前記観察体に対する表層領域、中層領域、及び深層領域の 3 つの深さ領域の何れかであり、

前記第 2 の深さ領域は、前記 3 つの深さ領域のうち、前記第 1 の深さ領域とは異なる何れかであり、

前記第 3 の深さ領域は、前記 3 つの深さ領域のうち、前記第 1 の深さ領域及び前記第 2 の深さ領域とは異なる領域である、ことを特徴とする請求項 4 又は 6 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 11】

前記複数の狭帯域光のうち、

前記表層領域まで侵達長を有する狭帯域光は、青色領域に含まれ、

前記中層領域まで侵達長を有する狭帯域光は、緑色領域に含まれ、

前記深層領域まで侵達長を有する狭帯域光は、赤色領域に含まれる、

ことを特徴とする請求項 8 から 10 の何れか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記第 1 の強調狭帯域光及び前記第 1 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 1 の深さ領域まで侵達長を有し、

前記第 2 の強調狭帯域光及び前記第 2 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 2 の深さ領域

50

まで侵達長を有し、

前記第 3 の強調狭帯域光及び前記第 3 の非強調狭帯域光は、それぞれ、第 3 の深さ領域まで侵達長を有し、

前記第 1 の深さ領域は、前記観察体に対する表層領域、中層領域、及び深層領域の 3 つの深さ領域の何れかであり、

前記第 2 の深さ領域は、前記 3 つの深さ領域のうち、前記第 1 の深さ領域とは異なる何れかであり、

前記第 3 の深さ領域は、前記 3 つの深さ領域のうち、前記第 1 の深さ領域及び前記第 2 の深さ領域とは異なる領域であり、

前記複数の狭帯域光のうち、

前記表層領域まで侵達長を有する狭帯域光は、青色領域に含まれ、

前記中層領域まで侵達長を有する狭帯域光は、緑色領域に含まれ、

前記深層領域まで侵達長を有する狭帯域光は、赤色領域に含まれ、

前記第 1 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 2 の 1 次中間強調画像信号と、前記第 3 の 1 次中間強調画像信号とは、白色を再現可能な輝度の比率で組み合わせられる、ことを特徴とする、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 3】

前記強調波長領域は、

前記観察体に存在する前記診断対象物質の光吸収スペクトルに対して、極大値をとる極大波長と、

青色領域、緑色領域、及び赤色領域の 3 つの色領域のうち何れかの色領域における最大値である色領域最大値をとる色領域最大波長と、

の少なくとも一方を含む波長領域である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 4】

前記非強調波長領域は、

前記観察体に存在する前記診断対象物質の光吸収スペクトルに対して、極小値をとる極小波長と、

青色領域、緑色領域、及び赤色領域の 3 つの色領域のうち何れかの色領域における最小値である色領域最小値をとる色領域最小波長と、

の少なくとも一方を 1 つ含む、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 5】

前記非強調波長領域は、

前記極小値または前記色領域最小値が存在する前記色領域であって、

前記極小値及び前記色領域最小値の少なくとも一方に対して、1.5 倍以下の値を有する波長領域である、ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 6】

前記観察体は、生体組織であり、

前記診断対象物質は、前記観察体に含まれるヘモグロビンである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 7】

前記複数の狭帯域光源は、それぞれ、レーザ光源を含む、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 8】

前記複数の狭帯域光源は、それぞれ、LED 光源を含む、ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 9】

前記強調波長領域及び前記非強調波長領域とは異なるピーク波長を持つか、又は、前記強調波長領域及び前記非強調波長領域の波長をカット又は減衰させることで前記強調波長領域及び前記非強調波長領域とはピーク波長を異ならせて出射可能である、前記強調狭帯

10

20

30

40

50

域光及び前記非強調狭帯域光と比較して広帯域な波長幅を持つ広帯域光を出射する広帯域光源をさらに備え、

前記中間強調画像生成部は、前記広帯域光源から出射された前記広帯域光の反射散乱光についての撮像信号である広帯域光画像信号を前記強調画像信号及び非強調画像信号の少なくとも１つとして用いて、前記中間強調画像を生成する、ことを特徴とする請求項１に記載の内視鏡装置。

【請求項２０】

前記撮像部から出力される少なくとも１つの強調画像信号と少なくとも１つの非強調画像信号とを記憶する記憶部と、

所望の強調画像信号と非強調画像信号との組み合わせを選択する画像選択部と、
をさらに備え、

前記中間強調画像生成部は、前記画像選択部が選択した強調画像信号と非強調画像信号とを前記記憶部から読み出し、所定の合成処理を行うことにより１次中間強調画像信号を生成する、ことを特徴とする請求項１に記載の内視鏡装置。

【請求項２１】

前記記憶部は、複数の強調画像信号と複数の非強調画像信号とを記憶し、

前記画像選択部は、前記複数の強調画像信号と前記複数の非強調画像信号とから、深さ領域、色領域、及び取得タイミングのうち少なくとも１つを含む所定の条件に基づいて、少なくとも一組の強調画像信号と非強調画像信号とを選択し、

前記中間強調画像生成部は、前記画像選択部が選択した前記少なくとも一組の前記強調画像信号と前記非強調画像信号とを前記記憶部から読み出し、所定の合成処理を行うことにより少なくとも１つの前記１次中間強調画像信号を生成する、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】

前記撮像部は、前記画像選択部によって選択された少なくとも一組の強調画像信号と非強調画像信号とを時間分割した一定の照射サイクルを持つパターンで照射することで、前記画像選択部が選択した前記少なくとも一組の前記強調画像信号と前記非強調画像信号とを一定のサイクルで取得し、

前記記憶部は、前記取得された少なくとも一組の強調画像信号と非強調画像信号とを記憶し、

前記中間強調画像生成部は、前記記憶部に記憶されている前記少なくとも一組の前記強調画像信号と前記非強調画像信号とを読み出し、所定の合成処理を行うことにより少なくとも１つの前記１次中間強調画像信号を生成する、ことを特徴とする請求項２１に記載の内視鏡装置。

【請求項２３】

前記撮像部は、複数の強調狭帯域光と複数の非強調狭帯域光とを時間分割した一定の照射サイクルを持つパターンで照射することで、前記複数の強調画像信号と前記複数の非強調画像信号とを一定のサイクルで取得し、

前記記憶部は、前記取得された前記複数の強調画像信号と前記複数の非強調画像信号とを記憶し、

前記画像選択部は、同一の照射サイクルの中で、同一の深さ領域又は同一の色領域の少なくとも一組の強調画像信号と非強調画像信号とを選択し、

前記中間強調画像生成部は、前記画像選択部が選択した前記少なくとも一組の強調画像信号と前記非強調画像信号とを前記記憶部から読み出し、所定の合成処理を行うことにより少なくとも１つの前記１次中間強調画像信号を生成する、ことを特徴とする請求項２１に記載の内視鏡装置。

【請求項２４】

前記画像選択部は、前記複数の強調画像信号と前記複数の非強調画像信号とから、前記所定の条件に基づいて、２組以上の前記強調画像信号と前記非強調画像信号とを選択し、

前記中間強調画像生成部は、２つ以上の前記１次中間強調画像信号を生成し、それらに

10

20

30

40

50

基づいて前記中間強調画像を生成する、ことを特徴とする請求項 2 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 2 5】

前記画像選択部は、組み合わせにより白色照明に基づく画像を生成し得るように、前記 1 次中間強調画像信号、前記強調画像信号、及び前記非強調画像信号のうち異なる色領域のものを各 1 つずつ選択する、ことを特徴とする請求項 2 1 又は 2 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 2 6】

複数の強調モードの中から 1 つの強調モードを入力する入力部と、

前記複数の強調モードそれぞれに対する光源の駆動パターン、選択画像、及び画像合成方法を記憶する強調モード記憶部と、

前記入力部に入力された強調モードに従い、前記強調モード記憶部から前記光源の駆動パターン、前記選択画像、及び前記画像合成方法をそれぞれ読み出して、それらに従って前記画像処理部を制御することで、前記画像処理部に、前記中間強調画像を生成させる制御部と、

をさらに備える、ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 2 7】

前記強調モードとして、

少なくとも特定の深さ領域の前記診断対象物質の中間強調画像である第 1 の中間強調画像を表示する第 1 の強調モードと、

前記第 1 の中間強調画像とは異なる深さ領域の前記診断対象物質に対する中間強調画像である第 2 の中間強調画像を表示する第 2 の強調モードと、

を有する、請求項 2 6 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、観察体に存在する診断対象物質を強調表示可能な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

例えば、特開 2 0 1 4 - 6 1 1 5 2 号公報（以下、特許文献 1 と記す）には、観察体の血管を強調表示可能な内視鏡装置が開示されている。この内視鏡装置は、広帯域光に対して、血管強調用の照明光として、観察体に存在する診断対象物質であるヘモグロビンの吸光係数が高い波長域 4 0 5 n m ~ 4 2 5 n m 及び 5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m を透過する血管強調用フィルタを備えている。このような血管強調用フィルタを透過した照明光である血管強調用照明光のうち、4 0 5 n m ~ 4 2 5 n m の青色狭帯域光によって表層血管のコントラストが高くなり、5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m の緑色狭帯域光によって中深層血管のコントラストが高くなった画像信号が得られる。

【0 0 0 3】

したがって、4 0 5 n m ~ 4 2 5 n m の青色狭帯域光と 5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m の緑色狭帯域光とによって、表層血管と中深層血管とを強調表示することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開 2 0 1 4 - 6 1 1 5 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

しかしながら、上記特許文献 1 に開示された内視鏡装置において、例えば表層血管を詳細に観察したい場合には、共に強調されている中深層血管が表層血管の観察の妨げになる場合がある。逆に、中層血管を詳細に観察したい場合には、共に強調されている表層血管

10

20

30

40

50

が中層血管の観察の妨げになる場合がある。

【 0 0 0 6 】

また、例えば血管が密集しているような観察部の場合、強調の度合いが強すぎることで画像が煩雑になり、逆に視認性を落とす可能性がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記の点に鑑みてなされたもので、特定の深さ領域ごとの診断対象物質の強調の度合いを調整可能な内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡装置の一態様は、観察体に照射された照明光の反射散乱光を検出して撮像信号を出力する撮像部と、前記撮像信号から表示画像を生成する画像処理部と、生成した前記表示画像を表示する画像表示部と、を備える。ここで、前記画像処理部は、前記観察体に存在する診断対象物質を強調観察可能な強調波長領域の光である強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての撮像信号である強調画像信号と、前記強調波長領域を含まない非強調波長領域の光である非強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての撮像信号である非強調画像信号と、に基づいて、前記強調画像信号から生成される画像である強調画像と前記非強調画像信号から生成される画像である非強調画像とに対して前記診断対象物質の強調度合いが中間的な画像である中間強調画像を前記表示画像として生成する中間強調画像生成部を有する。

10

【発明の効果】

20

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、強調狭帯域光で生成する強調画像信号と非強調狭帯域光で生成する非強調画像信号とに基づいて中間強調画像を生成することで、強調狭帯域光により強調される深さ領域の診断対象物質の強調の度合いを調整できるので、特定の深さ領域ごとの診断対象物質の強調の度合いを調整可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、内視鏡装置の概略的な構成を示す外観図である。

30

【図 3】図 3 は、酸化ヘモグロビンの光吸収スペクトルを示す図である。

【図 4】図 4 は、撮像部におけるカラーフィルタの分光特性の一例を示す図である。

【図 5】図 5 は、各色領域における極大値と色領域最大値とを説明するための図である。

【図 6 A】図 6 A は、血管の積層構成を模式的に示す図である。

【図 6 B】図 6 B は、各色領域の光の侵達長を模式的に示す図である。

【図 7】図 7 は、光変換部の模式図である。

【図 8】図 8 は、内視鏡装置の動作を説明するためのフローチャートを示す図である。

【図 9】図 9 は、表層血管強調モードにおけるレーザ光源の点灯タイミング / 撮像信号取得の一例を表すテーブルを示す図である。

【図 10】図 10 は、表層血管強調モードにおける表示画像生成の流れを模式的に示す図である。

40

【図 11】図 11 は、特定層強調画像取得の B G R 画像の組み合わせパターンを表すテーブルを示す図である。

【図 12】図 12 は、表層血管強調 - 中層血管中間強調モードにおけるレーザ光源の点灯タイミング / 撮像信号取得の一例を表すテーブルを示す図である。

【図 13】図 13 は、表層血管強調 - 中層血管中間強調モードにおける表示画像生成の流れを模式的に示す図である。

【図 14】図 14 は、図 8 中の 2 つの 1 次画像を合成し、1 次中間強調画像を生成するサブルーチンの詳細を説明するためのフローチャートを示す図である。

【図 15】図 15 は、中間強調を含む B G R 画像の組み合わせパターンを表すテーブルを

50

示す図である。

【図１６】図１６は、各強調モードにおいて使用するレーザ光源の組み合わせを表すテーブルを示す図である。

【図１７】図１７は、レーザ光源の点灯タイミング／撮像信号取得の別の例を表すテーブルを示す図である。

【図１８】図１８は、変形例に係る内視鏡装置での表層血管強調・中層血管中間強調モードにおける表示画像生成の流れを模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１１】

以下、本発明を実施するための形態を図面を参照して説明する。

10

【００１２】

図１及び図２は、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置１０の概略的な構成を示す図である。なお、本明細書において、内視鏡とは、医療用内視鏡（上部消化管内視鏡、大腸内視鏡、超音波内視鏡、膀胱鏡、腎盂鏡、気管支鏡、等）及び工業用内視鏡に限定するものではなく、観察体Ｏに挿入される挿入部を備える機器一般を指している。

【００１３】

以下、内視鏡として医療用内視鏡を例に説明する。

【００１４】

本実施形態に係る内視鏡装置１０は、内視鏡１２と、本体部（ビデオプロセッサ）１４と、画像表示部（モニタ）１６と、入力部１８と、を有している。内視鏡１２と本体部１４には、観察体Ｏに照明光ＩＬを照射する照明部２０が設けられている。ここで、観察体Ｏとは、被検体（例えば体腔（管腔））内における患部や病変部等である。

20

【００１５】

内視鏡１２は、観察体Ｏに照射された照明光ＩＬの反射散乱光ＲＬを検出して撮像信号を出力する撮像部２２を有する。入力部１８は、本体部１４と接続され、あるいは、本体部１４上に配置され、詳細は後述するような強調モードの指定など、各種のユーザ指示を本体部１４に入力する。本体部１４は、内視鏡１２の撮像部２２の撮像信号から表示画像を生成する画像処理部２４と、入力部１８に入力された強調モードに従い、照明部２０及び画像処理部２４を設定する強調モード設定部２６と、を有している。画像表示部１６は、本体部１４と接続され、画像処理部２４によって生成された表示画像を観察体画像として表示する。

30

【００１６】

内視鏡１２には、湾曲部材である細長い挿入部２８と、該挿入部２８の基端部と連結した操作部３０と、が配設される。内視鏡１２は、管状の挿入部２８を体腔内に挿入する管状挿入装置である。

【００１７】

挿入部２８は、挿入部２８の先端部側から基端部側に向かって、先端硬質部３２と、湾曲する湾曲部３４と、可撓管部３６と、を有している。ここで、先端硬質部３２の基端部は、湾曲部３４の先端部と連結し、湾曲部３４の基端部は、可撓管部３６の先端部と連結している。

40

【００１８】

先端硬質部３２は、挿入部２８の先端部及び内視鏡１２の先端部であり、硬い部材となっている。この先端硬質部３２には、撮像部２２が設けられている。

【００１９】

湾曲部３４は、操作部３０に設けられた湾曲操作部３８のユーザ（医師らの作業員）による操作に応じて、上下左右といった所望の方向に湾曲する。ユーザは、この湾曲操作部３８を操作することで、湾曲部３４を湾曲させる。この湾曲部３４の湾曲により、先端硬質部３２の位置と向きとが変えられ、観察体Ｏが撮像部２２の観察視野内に捉えられる。こうして捉えられた観察体Ｏに対し、照明部２０からの照明光ＩＬが照射されて、観察体Ｏが照明される。湾曲部３４は、図示しない複数個の節輪が挿入部２８の長手軸方向に沿

50

って連結されることにより、構成される。

【 0 0 2 0 】

可撓管部 3 6 は、所望な可撓性を有しており、外力によって曲がる。可撓管部 3 6 は、操作部 3 0 の後述する本体部 4 0 から延出されている管状部材である。

【 0 0 2 1 】

操作部 3 0 は、本体部（スコープ）4 0 と、把持部 4 2 と、ユニバーサルコード 4 4 と、を有している。本体部 4 0 は、その先端部から可撓管部 3 6 が延出している。把持部 4 2 は、本体部 4 0 の基端部と連結しており、内視鏡 1 2 を操作するユーザによって把持される。ユニバーサルコード 4 4 は、把持部 4 2 と本体部 1 4 との間を接続している。

【 0 0 2 2 】

把持部 4 2 には、湾曲部 3 4 を湾曲するために、図示しない複数の操作ワイヤを操作する湾曲操作部 3 8 が配設されている。湾曲操作部 3 8 は、湾曲部 3 4 を左右に湾曲操作させる左右湾曲操作ノブと、湾曲部 3 4 を上下に湾曲操作させる上下湾曲操作ノブと、湾曲した湾曲部 3 4 の位置を固定する固定ノブと、を有している。

【 0 0 2 3 】

左右湾曲操作ノブには、この左右湾曲操作ノブによって駆動する図示しない左右方向の湾曲操作駆動部が接続している。また、上下湾曲操作ノブには、この上下湾曲操作ノブによって駆動する図示しない上下方向の湾曲操作駆動部が接続している。上下方向の湾曲操作駆動部と左右方向の湾曲操作駆動部とは、例えば把持部 4 2 内に配設されている。

【 0 0 2 4 】

左右方向の湾曲操作駆動部は、操作部 3 0 と可撓管部 3 6 と湾曲部 3 4 とを挿通する図示しない 1 本の左右方向操作ワイヤと接続しており、この左右方向操作ワイヤの両端は、湾曲部 3 4 の先端部と接続している。

【 0 0 2 5 】

また、上下方向の湾曲操作駆動部は、操作部 3 0 と可撓管部 3 6 と湾曲部 3 4 とを挿通する図示しない 1 本の上下方向操作ワイヤと接続している。上下方向操作ワイヤは、左右方向操作ワイヤとは別体であり、互いに独立な動きが可能である。上下方向操作ワイヤの両端は、湾曲部 3 4 の先端部と接続している。

【 0 0 2 6 】

左右湾曲操作ノブは、左右方向の湾曲操作駆動部と左右方向操作ワイヤとを介して湾曲部 3 4 を左右方向に湾曲する。また、上下湾曲操作ノブは、上下方向の湾曲操作駆動部と上下方向操作ワイヤとを介して湾曲部 3 4 を上下方向に湾曲する。

【 0 0 2 7 】

このような湾曲操作部 3 8（左右湾曲操作ノブと上下湾曲操作ノブ）と、左右方向の湾曲操作駆動部と、左右方向操作ワイヤと、上下方向の湾曲操作駆動部と、上下方向操作ワイヤとは、湾曲部 3 4 を湾曲するために、湾曲部 3 4 を操作する湾曲操作機構である。

【 0 0 2 8 】

以下、各部について、更に詳細に説明する。

【 0 0 2 9 】

< 入力部 1 8 >

ユーザは、入力部 1 8 を介して、内視鏡装置 1 0 に任意の強調モードを設定することができる。

【 0 0 3 0 】

強調モードは、観察体 0 の表面から見て、表層近くにある表層血管、表層血管より深い位置にある中層血管、中層血管よりさらに深い位置にある深層血管それぞれの強調度合いがそれぞれ設定されたものである。ユーザは、予め設定された複数の強調モードの中から、観察の目的に従って任意の強調モードを選択して、入力部 1 8 から入力する。

【 0 0 3 1 】

例えば、表層血管のみに注目した観察を行う場合には、ユーザは入力部 1 8 により「表層血管モード」を入力することができる。中層血管と深層血管に注目した観察を行うため

10

20

30

40

50

に、表層血管と中層血管の強調を少し抑えたい場合には、ユーザは入力部 18 により「表層・中層血管中間強調-深層血管強調モード」を入力することができる。このような「表層・中層血管中間強調-深層血管強調モード」を選択することで、内視鏡装置 10 を、深層血管の強調度が強く、表層血管と中層血管の強調度が弱い画像を得る設定にすることができる。

【0032】

なお、このような強調モードの設定によらず、ユーザは入力部 18 により、表層血管、中層血管、及び深層血管のそれぞれの強調表示の ON 又は OFF の切り替えと、それぞれの強調度合いを個別に入力できるようにしても良いことは勿論である。

【0033】

入力部 18 によって入力された強調モード情報は、強調モード設定部 26 へ出力される。

【0034】

< 照明部 20 >

照明部 20 は、複数、本実施形態では 6 個、のレーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 と、光源駆動部 48 と、6 本の光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6 と、光合波部 52 と、光ファイバ 54 と、光変換部 56 と、を有する。レーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6、光源駆動部 48、光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6、光合波部 52、及び光ファイバ 54 の一部は、本体部 14 内に配設され、光ファイバ 54 の残りの部分及び光変換部 56 は、内視鏡 12 内に配設される。

【0035】

ここで、レーザ光源 46 - 1 (レーザ 1) は、ピーク波長 415 nm のレーザ光源 (第 1 の強調狭帯域光源) であり、第 1 のレーザ光 (第 1 の強調狭帯域光) を出射する。

【0036】

レーザ光源 46 - 2 (レーザ 2) は、ピーク波長 445 nm のレーザ光源 (第 1 の非強調狭帯域光源) であり、第 2 のレーザ光 (第 1 の非強調狭帯域光) を出射する。

【0037】

レーザ光源 46 - 3 (レーザ 3) は、ピーク波長 540 nm のレーザ光源 (第 2 の強調狭帯域光源) であり、第 3 のレーザ光 (第 2 の強調狭帯域光) を出射する。

【0038】

レーザ光源 46 - 4 (レーザ 4) は、ピーク波長 515 nm のレーザ光源 (第 2 の非強調狭帯域光源) であり、第 4 のレーザ光 (第 2 の非強調狭帯域光) を出射する。

【0039】

レーザ光源 46 - 5 (レーザ 5) は、ピーク波長 595 nm のレーザ光源 (第 3 の強調狭帯域光源) であり、第 5 のレーザ光 (第 3 の強調狭帯域光) を出射する。

【0040】

そして、レーザ光源 46 - 6 (レーザ 6) は、ピーク波長 635 nm のレーザ光源 (第 3 の非強調狭帯域光源) であり、第 6 のレーザ光 (第 3 の非強調狭帯域光) を出射する。

【0041】

光源駆動部 48 は、これら複数のレーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 の駆動を制御する。

【0042】

光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6 は、これらレーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 から出射されたレーザ光を光合波部 52 へ導光する。

【0043】

光合波部 52 は、光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6 を導光されるレーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 からのレーザ光を合波する、例えば光ファイバコンバイナである。

【0044】

光ファイバ 54 は、光合波部 52 で合波されたレーザ光を光変換部 56 へ導光する。

【0045】

光変換部 56 は、上記撮像部 22 が配置されている挿入部 28 の先端硬質部 32 に配置

10

20

30

40

50

されている。光変換部 56 は、本体部 14 から、内視鏡 12 のユニバーサルコード 44、操作部 30、及び挿入部 28 内を挿通された光ファイバ 54 によって導光されてきたレーザー光の光学的な特性を変換して、照明光 IL として観察体 O に照射する。

【0046】

照明部 20 内の各部の構成は、より具体的には、以下の通りである。

【0047】

< レーザ光源 46 - 1 (レーザ 1) >

本実施形態においては、観察体 O に存在する診断対象物質として、血管内の血液に含まれる酸化ヘモグロビンを想定している。図 3 は、この酸化ヘモグロビン (以下、単にヘモグロビンと記載する) の光吸収スペクトルを示している。

10

【0048】

レーザー光源 46 - 1 (レーザ 1) は、ピーク波長 415 nm のレーザー光源である。このピーク波長 415 nm の第 1 のレーザー光は、観察体 O の表層領域まで侵達長 (侵達長の定義については後述) を有する。また、この第 1 のレーザー光のピーク波長 415 nm は、診断対象物質であるヘモグロビンの光吸収スペクトルの青色領域 (色領域の定義については後述) における極大値をとる極大波長であり、表層の血管内の血液に含まれるヘモグロビン (以下、簡易的に「表層血管」と記載する) における吸収が大きい。そのため、第 1 のレーザー光を観察体 O へ照射した場合、表層血管における反射散乱光 RL に対する光強度と、表層血管周辺における反射散乱光 RL に対する光強度と、の間の光強度差が大きい。言い換えると、表層血管に対するコントラストが高い。すなわち、表層血管が強調される。

20

【0049】

よって、第 1 のレーザー光を表層血管に対する強調狭帯域光と称し、また、レーザー光源 46 - 1 (レーザ 1) を表層血管に対する強調狭帯域光源と称する。

【0050】

なお、第 1 のレーザー光のピーク波長は、415 nm に限らない。第 1 のレーザー光のピーク波長は、表層血管に対する強調波長領域にピーク波長または中心波長が含まれれば良い。

【0051】

また、表層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの青色領域における極大値をとる極大波長を含む波長領域ではなくて、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの青色領域における最大値をとる青色領域最大波長を含む波長領域であっても良い。

30

【0052】

ここで、表層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの吸収スペクトルの青色領域における極大値をとる極大波長、または、青色領域における最大値をとる青色領域最大波長、の少なくとも一方に対して、 ± 20 nm 以内の波長領域であると、光吸収が大きく、表層血管が強調されるため、好ましい。さらに、 ± 10 nm 以内の波長領域であると、より光吸収が大きい領域であり、より表層血管が強調されるため、より好ましい。

【0053】

また、表層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの吸収スペクトルの青色領域における極大値、または、青色領域における最大値、に対して、 $1/2$ 以上の値となる波長領域であると、吸収が大きいいため、好ましい。

40

【0054】

ヘモグロビンの光吸収スペクトルの青色領域においては、上記極大波長と青色領域最大波長は同じである。

【0055】

< レーザ光源 46 - 2 (レーザ 2) >

レーザー光源 46 - 2 (レーザ 2) は、ピーク波長 445 nm のレーザー光源である。このピーク波長 445 nm の第 2 のレーザー光は、第 1 のレーザーと同様、観察体 O の表層領域まで侵達長を有する。しかしながら、この第 2 のレーザー光のピーク波長 445 nm は、上記した表層血管に対する強調波長領域を含まない、表層血管に対する非強調波長領域に含ま

50

れる。第2のレーザ光を観察体Oへ照射した場合、表層血管における反射散乱光RLに対する光強度と、表層血管周辺における反射散乱光RLに対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、表層血管に対するコントラストが低い。すなわち、表層血管は強調されない。

【0056】

よって、第2のレーザ光を表層血管に対する非強調狭帯域光と称し、また、レーザ光源46-2(レーザ2)を表層血管に対する非強調狭帯域光源と称する。

【0057】

なお、第2のレーザ光のピーク波長は46-5nmに限らない。第2のレーザ光のピーク波長は、表層血管を強調表示しない非強調波長領域に含まれれば良い。

10

【0058】

表層血管に対する非強調波長領域は、表層血管に対する強調波長領域を含まない領域である。

【0059】

また、表層血管に対する非強調波長領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの青色領域における極小値をとる極小波長、または、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの青色領域における最小値をとる青色領域最小波長、のうち、少なくとも一方を1つ含む領域であると、好ましい。

【0060】

ここで、表層血管に対する非強調波長領域は、上記極小波長、または、上記最小波長、の少なくとも一方に対して、 ± 20 nm以内の波長領域であると、光吸収が小さく、表層血管が強調されないため、好ましい。さらに、 ± 10 nm以内の波長領域であると、より光吸収が小さい領域であり、より表層血管が抑制されるため、より好ましい。

20

【0061】

また、表層血管に対する非強調波長領域は、青色領域において、上記極小値または上記青色領域の最小値の少なくとも一方に対して、1.5倍以下の値を有する波長領域であると、吸収が小さいため、好ましい。

【0062】

あるいは、表層血管に対する非強調波長領域は、青色領域において、上記極大値または上記青色領域の最大値の少なくとも一方に対して、1/2以下の値をとる波長領域であると、吸収が小さいため、好ましい。

30

【0063】

<レーザ光源46-3(レーザ3)>

レーザ光源46-3(レーザ3)は、ピーク波長540nmのレーザ光源である。このピーク波長540nmの第3のレーザ光は、観察体Oの表層領域よりも深い中層領域まで侵達長を有する。また、この第3のレーザ光のピーク波長540nmは、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの緑色領域における極大値をとる極大波長であり、中層血管における吸収が大きい。そのため、第3のレーザ光を観察体Oへ照射した場合、中層血管における反射散乱光RLに対する光強度と、中層血管周辺における反射散乱光RLに対する光強度と、の間の光強度差が大きい。言い換えると、中層血管に対するコントラストが高い。すなわち、中層血管が強調される。

40

【0064】

よって、第3のレーザ光を中層血管に対する強調狭帯域光と称し、また、レーザ光源46-3(レーザ3)を中層血管に対する強調狭帯域光源と称する。

【0065】

なお、第3のレーザ光のピーク波長は、540nmに限らない。第3のレーザ光のピーク波長は、中層血管に対する強調波長領域にピーク波長または中心波長が含まれれば良い。

【0066】

また、中層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの緑色領域

50

における極大値をとる極大波長を含む波長領域ではなくて、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの緑色領域における最大値をとる緑色領域最大波長を含む波長領域であっても良い。

【0067】

ここで、中層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの吸収スペクトルの緑色領域における極大値をとる極大波長、または、緑色領域における最大値をとる緑色領域最大波長、の少なくとも一方に対して、 $\pm 20 \text{ nm}$ 以内の波長領域であると、光吸収が大きく、中層血管が強調されるため、好ましい。さらに、 $\pm 10 \text{ nm}$ 以内の波長領域であると、より光吸収が大きい領域であり、より中層血管が強調されるため、より好ましい。

【0068】

また、中層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの吸収スペクトルの緑色領域における極大値、または、緑色領域における最大値、に対して、 $1/2$ 以上の値となる波長領域であると、吸収が大きいため、好ましい。

【0069】

<レーザ光源46-4(レーザ4)>

レーザ光源46-4(レーザ4)は、ピーク波長 515 nm のレーザ光源である。このピーク波長 515 nm の第4のレーザ光は、第3のレーザ光と同様、観察体Oの中層領域まで侵達長を有する。しかしながら、この第4のレーザ光のピーク波長 515 nm は、上記した中層血管に対する強調波長領域を含まない、中層血管に対する非強調波長領域に含まれる。第4のレーザ光を観察体Oへ照射した場合、中層血管における反射散乱光RLに対する光強度と、中層血管周辺における反射散乱光RLに対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、中層血管に対するコントラストが低い。すなわち、中層血管は強調されない。

【0070】

よって、第4のレーザ光を中層血管に対する非強調狭帯域光と称し、また、レーザ光源46-4(レーザ4)を中層血管に対する非強調狭帯域光源と称する。

【0071】

なお、第4のレーザ光のピーク波長は、 515 nm に限らない。第4のレーザ光のピーク波長は、中層血管を強調表示しない非強調波長領域に含まれれば良い。

【0072】

中層血管に対する非強調波長領域は、中層血管に対する強調波長領域を含まない領域である。

【0073】

また、中層血管に対する非強調波長領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの緑色領域における極小値をとる極小波長、または、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの緑色領域における最小値をとる緑色領域最小波長、のうち、少なくとも一方を1つ含む領域であると好ましい。

【0074】

ここで、中層血管に対する非強調波長領域は、上記極小波長、または、上記最小波長の少なくとも一方に対して、 $\pm 20 \text{ nm}$ 以内の波長領域であると、光吸収が小さく、中層血管が強調されないため、好ましい。さらに、 $\pm 10 \text{ nm}$ 以内の波長領域であると、より光吸収が小さい領域であり、より中層血管が抑制されるため、より好ましい。

【0075】

また、中層血管に対する非強調波長領域は、緑色領域において、上記極小値または上記緑色領域の最小値の少なくとも一方に対して、 1.5 倍以下の値を有する波長領域であると、吸収が小さいため、好ましい。

【0076】

あるいは、中層血管に対する非強調波長領域は、緑色領域において、上記極大値または上記緑色領域の最大値の少なくとも一方に対して、 $1/2$ 以下の値をとる波長領域であると、吸収が小さいため、好ましい。

【0077】

10

20

30

40

50

< レーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) >

レーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) は、ピーク波長 5 9 5 n m のレーザ光源である。このピーク波長 5 9 5 n m の第 5 のレーザ光は、観察体 O の中層領域よりも深い深層領域まで侵達長を有する。また、この第 5 のレーザ光のピーク波長 5 9 5 n m は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの赤色領域における最大値をとる赤色領域最大波長 5 9 0 n m に対して、 ± 20 n m 以内の波長領域である深層血管に対する強調波長領域に含まれ、また、上記赤色領域最大値に対して $1/2$ 以上の値となる波長領域であり、深層血管における吸収が大きい。そのため、第 5 のレーザ光を観察体 O へ照射した場合、深層血管における反射散乱光 R L に対する光強度と、深層血管周辺における反射散乱光 R L に対する光強度と、の間の光強度差が大きい。言い換えると、深層血管に対するコントラストが高い。すなわち、深層血管が強調される。

10

【 0 0 7 8 】

よって、第 5 のレーザ光を深層血管に対する強調狭帯域光と称し、また、レーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) を深層血管に対する強調狭帯域光源と称する。

【 0 0 7 9 】

なお、第 5 のレーザ光のピーク波長は、5 9 5 n m に限らない。第 5 のレーザ光のピーク波長は、深層血管に対する強調波長領域にピーク波長または中心波長が含まれれば良い。

【 0 0 8 0 】

また、深層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの赤色領域における極大値をとる極大波長を含む波長領域ではなくて、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの赤色領域における最大値をとる赤色領域最大波長を含む波長領域であっても良い。

20

【 0 0 8 1 】

ここで、深層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの吸収スペクトルの赤色領域における極大値をとる極大波長、または、赤色領域における最大値をとる赤色領域最大波長、の少なくとも一方に対して、 ± 20 n m 以内の波長領域であると、光吸収が大きく、深層血管が強調されるため、好ましい。さらに、 ± 10 n m 以内の波長領域であると、より光吸収が大きい領域であり、より深層血管が強調されるため、より好ましい。

【 0 0 8 2 】

また、深層血管に対する強調波長領域は、ヘモグロビンの吸収スペクトルの赤色領域における極大値、または、赤色領域における最大値、に対して、 $1/2$ 以上の値となる波長領域であると、吸収が大きいため、好ましい。

30

【 0 0 8 3 】

< レーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) >

レーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) は、ピーク波長 6 3 5 n m のレーザ光源である。このピーク波長 6 3 5 n m の第 6 のレーザ光は、第 5 のレーザ光と同様、観察体 O の深層領域まで侵達長を有する。しかしながら、この第 6 のレーザ光のピーク波長 6 3 5 n m は、上記した深層血管に対する強調波長領域を含まない、深層血管に対する非強調波長領域に含まれる。第 6 のレーザ光を観察体 O へ照射した場合、深層血管における反射散乱光 R L に対する光強度と、深層血管周辺における反射散乱光 R L に対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、深層血管に対するコントラストが低い。すなわち、深層血管は強調されない。

40

【 0 0 8 4 】

よって、第 6 のレーザ光を深層血管に対する非強調狭帯域光と称し、また、レーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) を深層血管に対する非強調狭帯域光源と呼ぶ。

【 0 0 8 5 】

なお、第 6 のレーザ光のピーク波長は、6 3 5 n m に限らない。第 6 のレーザ光のピーク波長は、深層血管を強調表示しない非強調波長領域に含まれれば良い。

【 0 0 8 6 】

深層血管に対する非強調波長領域は、深層血管に対する強調波長領域を含まない領域で

50

ある。

【0087】

また、深層血管に対する非強調波長領域は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの赤色領域における極小値をとる極小波長、または、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの赤色領域における最小値をとる赤色領域最小波長、のうち、少なくとも一方を1つ含む領域であると好ましい。

【0088】

ここで、深層血管に対する非強調波長領域は、上記極小波長、または、上記最小波長の少なくとも一方に対して、 $\pm 20\text{ nm}$ 以内の波長領域であると、光吸収が小さく、深層血管が強調されないため、好ましい。さらに、 $\pm 10\text{ nm}$ 以内の波長領域であると、より光吸収が小さい領域であり、より深層血管が抑制されるため、より好ましい。

10

【0089】

また、深層血管に対する非強調波長領域は、赤色領域において、上記極小値または上記赤色領域の最小値の少なくとも一方に対して、1.5倍以下の値を有する波長領域であると、吸収が小さいため、好ましい。

【0090】

あるいは、深層血管に対する非強調波長領域は、赤色領域において、上記極大値または上記赤色領域の最大値の少なくとも一方に対して、 $1/2$ 以下の値をとる波長領域であると、吸収が小さいため、好ましい。

【0091】

なお、上記複数の狭帯域光、すなわち、強調狭帯域光及び非強調狭帯域光は、レーザ光以外の光でも良い。ただし、波長幅が 50 nm 以下の狭帯域光が好ましく、波長幅が 5 nm 以下の狭帯域光だとより好ましい。波長幅は、例えば半値全幅(FWHM)や、RMS(Root Mean Square)法による波長幅である。半値幅レーザ光の波長幅は、例えば 1 nm である。光源としては、例えば、LED、LED光やレーザ光によって励起した蛍光を用いた光源、あるいは広帯域な光源に対して分光フィルタを用いて狭帯域光を生成する構成、でも良い。分光フィルタを用いて狭帯域光を生成する構成においては、例えば分光フィルタを機械的に切り替えることで、出射する狭帯域光の波長を切り替える。

20

【0092】

<色領域>

上記した青色領域、緑色領域、及び赤色領域は、以下の波長領域で定義する。

青色領域： $400\text{ nm} \sim 510\text{ nm}$ 、

緑色領域： $490\text{ nm} \sim 610\text{ nm}$ 、

赤色領域： $590\text{ nm} \sim 700\text{ nm}$ 。

30

【0093】

この各波長領域は、可視光領域のうち、 $400\text{ nm} \sim 700\text{ nm}$ の波長領域において、3等分したうえで、 20 nm の重なり領域(オーバーラップ)をもたせた波長領域である。このようにバランスよく設定した波長領域を基に波長設定すると、青色領域、緑色領域、及び赤色領域の各色領域に波長を有した場合に、色再現性の良い照明光ILを生成することが可能となる。

40

【0094】

また、例えば 400 nm 未満の波長領域と、 700 nm 以上の波長領域について、それぞれ青色領域及び赤色領域に割り当てても良い。その場合、青色領域、緑色領域、及び赤色領域は、以下の波長領域で定義される。

青色領域： $380\text{ nm} \sim 510\text{ nm}$ 、

緑色領域： $490\text{ nm} \sim 610\text{ nm}$ 、

赤色領域： $590\text{ nm} \sim 780\text{ nm}$ 。

【0095】

また、例えば、撮像部22においてカラーフィルタを用いて分光画像を取得する場合は、カラーフィルタの分光特性を用いて、青色領域、緑色領域、及び赤色領域を定義しても

50

良い。図4は、青色(B)のカラーフィルタの分光特性58B、緑色(G)のカラーフィルタの分光特性58G、及び赤色(R)のカラーフィルタの分光特性58Rの一例を示している。ここで、例えば、各色のカラーフィルタにおいて20%以上の透過率を有する波長領域を、各色領域と定義する。すなわち、図4に示されるように、青色領域は、400nm~525nmであり、緑色領域は、470nm~625nmであり、赤色領域は、570nm~700nmである。

【0096】

図4に示されるように、カラーフィルタにおいて透過率がゼロになっている波長領域はほとんどなく、可視光の広い領域で数%から10%程度の透過率を有している。この数%から10%程度の透過率は、カラー画像の撮影において、無視できるレベルだと考えられるため、色領域の定義においては、透過率20%以上の範囲で定義することが望ましい。

10

【0097】

< 各色領域における極大値と色領域最大値 >

酸化ヘモグロビンの吸収スペクトルに対する、各色領域における極大値と色領域最大値は、図5に示すようになる。

【0098】

すなわち、青色領域60Bにおいて、青色領域極大値62Bをとる極大波長と青色領域最大値64Bをとる色領域最大波長とは同じ波長415nmであり、また、青色領域極小値66Bをとる極小波長と青色領域最小値68Bをとる色領域最小波長とは同じ波長500nmである。

20

【0099】

これに対して、緑色領域60Gにおいては、緑色領域極大値62Gをとる極大波長と緑色領域最大値64Gをとる色領域最大波長とは同じであるが、波長540nmと約575nmの2つ存在する。緑色領域極小値66Gをとる極小波長も2つ存在し、1つは波長500nmであり、もつ1つは波長560nmである。緑色領域最小値68Gをとる色領域最小波長は波長610nmである。

【0100】

そして、赤色領域60Rにおいては、極大値及び極小値は存在せず、赤色領域最大値64Rをとる色領域最大波長は波長590nmであり、赤色領域最小値68Rをとる色領域最小波長は波長685nmである。

30

【0101】

< 侵達長 >

近紫外から近赤外の波長領域の光を生体(観察体O)へ照射した場合、生体組織(上皮や、粘膜や、水分など)における光散乱特性及び光吸収特性により、長波長の光ほど、生体への侵達長が深い。

【0102】

例えば、図6Aに示すように、生体(観察体O)が持つ血管としては、生体の表面近くに表層血管(毛細血管)70sが存在し、それより深い部分に中層血管(毛細血管よりも太い血管)70mが存在し、更に深部に深層血管(中層血管よりも太い血管)70dが存在する。ここで、表層血管70sが存在する領域を生体の表層領域72s、中層血管70mが存在する領域を中層領域72m、深層血管70dが存在する領域を深層領域72dと称するものとする。

40

【0103】

図6Bに示すように、生体(観察体O)に対して短波長側の青色領域60Bの光を照射した場合は、この青色領域60Bの光は、生体の表層領域72sまで侵達長を有し、表層血管70sにおいて吸収の影響を大きく受け、生体(観察体O)画像へ反映される。また、緑色領域60Gの光を照射した場合は、緑色領域60Gの光は生体の中層領域72mまで侵達長を有し、中層血管70mにおいて吸収の影響を大きく受け、生体(観察体O)画像へ反映される。また、赤色領域60Rの光を照射した場合は、赤色領域60Rの光は、生体の深層領域72dまで侵達長を有し、深層血管70dにおいて吸収の影響を大きく受

50

け、生体（観察体 O）画像へ反映される。

【0104】

また例えば、侵達長は、以下のように定義される。

生体（観察体 O）内の距離 x における光強度 $I(x)$ は、入射光強度を I_0 、減衰係数を α とすると、 $I(x) = I_0 \exp[-\alpha x]$ として表される。

【0105】

ここで、減衰係数 α の逆数、すなわち、光強度が $1/e$ となる距離が侵達長として定義される。なお、減衰係数 α は、吸収係数を μ_a 、散乱係数を μ_s 、異方性因子 g 、等価散乱係数を $\mu_s' = (1 - g)\mu_s$ として、以下の (1) 式で定義される。

【0106】

【数 1】

$$\alpha = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')} \quad \dots (1)$$

10

【0107】

また、例えば減衰係数 α として、単に吸収係数 μ_a 、散乱係数 μ_s 、等価散乱係数 μ_s' を用いても良い。

【0108】

吸収係数 μ_a 、散乱係数 μ_s 、及び異方性因子 g は、生体（観察体 O）及び波長によって異なる。

20

【0109】

< 光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6、54 >

光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6、及び光ファイバ 54 は、例えばコア径数十 μm ~ 数百 μm の単線ファイバである。各レーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 と光ファイバ 50 - 1 ~ 50 - 6 との間には、レーザ光源から射出されたレーザ光を収束させて光ファイバに結合するための結合レンズ（図示していない）を有する。

【0110】

なお、光ファイバ 54 の代わりに、複数の光ファイバを束ねて構成されるバンドルファイバを用いても良い。

【0111】

< 光源駆動部 48 >

光源駆動部 48 は、レーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 の ON / OFF、駆動電流、駆動方式（連続駆動（CW）、パルス駆動など）を各レーザ光源に対して独立に制御可能である。

30

【0112】

光源駆動部 48 は、入力部 18 からの強調モード情報に応じて、レーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 に対して、点灯させるレーザの組み合わせと光量比、発光タイミングを制御することが可能である。

【0113】

なお、この光源駆動部 48 は、ハードウェア回路で構成しても良いし、プロセッサによって構成しても良い。プロセッサで構成する場合には、プロセッサがアクセス可能な図示しない外部メモリに、プロセッサが実行することで当該プロセッサをこの光源駆動部 48 として機能させるためのプログラムコードを記憶させておく。

40

【0114】

< 光変換部 56 >

光変換部 56 は、図 7 に示すように、光ファイバ 54 の先端にアルミナ粒子などの拡散部材 74 を配置してなる。これら光ファイバ 54 の先端と拡散部材 74 は、ホルダ 76 によって、保持されると共に、その位置関係が規定される。

【0115】

拡散部材 74 は、光ファイバ 54 によって導光された複数のレーザ光を拡散し、所望な

50

配光に変換する機能を持つ。拡散部材 7 4 は、光の波長については変換しない。

【 0 1 1 6 】

なお、光変換部 5 6 は、拡散部材 7 4 の代わりに、レンズを用いても良いし、レンズと拡散部材 7 4 とを組み合わせ用いても良い。

【 0 1 1 7 】

また、光ファイバ 5 4 の代わりにバンドルファイバを用いる場合には、上記光変換部 5 6 は、拡散部材 7 4 の代わりにレンズを用いても良い。

【 0 1 1 8 】

< 撮像部 2 2 >

撮像部 2 2 は、観察体 O からの反射散乱光 R L を検出し、撮像信号を生成する。撮像信号は、1 次画像信号として本体部 1 4 の画像処理部 2 4 に出力される。

10

【 0 1 1 9 】

撮像部 2 2 は、例えばカラーフィルタを有さないモノクロイメジャであり、異なるタイミングで順次出射された複数のレーザ光に対する反射散乱光 R L を、異なるタイミングで順次受光して撮像信号を生成する。

【 0 1 2 0 】

撮像部 2 2 は、具体的には、C C D イメジャや C M O S イメジャである。

【 0 1 2 1 】

また、撮像部 2 2 は、カラーフィルタにより赤色領域 6 0 R を検出する R 光検出要素と、緑色領域 6 0 G を検出する G 光検出要素と、青色領域 6 0 B を検出する B 光検出要素と、の 3 種類の光検出要素を有するカラーイメジャとすることもできる。この場合の R 光検出要素と、G 光検出要素と、B 光検出要素におけるカラーフィルタの分光特性の一例は図 4 に示してした通りである。

20

【 0 1 2 2 】

このようなカラーイメジャである撮像部 2 2 は、R 光検出要素、G 光検出要素、及び B 光検出要素によって、赤色領域 6 0 R、緑色領域 6 0 G、及び青色領域 6 0 B の 3 つの波長領域についてそれぞれ分離して独立に、R 撮像信号、G 撮像信号、及び B 撮像信号を生成する。

【 0 1 2 3 】

< 強調モード設定部 2 6 >

強調モード設定部 2 6 は、強調モード記憶部 7 8 と、光源設定部 8 0 と、画像設定部 8 2 と、を有する。

30

【 0 1 2 4 】

強調モード記憶部 7 8 は、光源駆動情報と画像処理情報とが記憶された半導体メモリを含む。光源駆動情報は、各強調モードにおける照明部 2 0 内のレーザ光源 4 6 - 1 ~ 4 6 - 6 の発光組み合わせ、発光パターン、及び光量比についての情報を含む。画像処理情報は、画像処理部 2 4 内での画像合成の組み合わせ、合成手法、及び合成比率についての情報を含む。この強調モード記憶部 7 8 は、入力部 1 8 からの強調モード情報に対応する光源駆動情報を光源設定部 8 0 に出力すると共に、入力部 1 8 からの強調モード情報に対応する画像処理情報を画像設定部 8 2 に出力する。

40

【 0 1 2 5 】

光源設定部 8 0 は、強調モード記憶部 7 8 からの光源駆動情報に従って、レーザ光源 4 6 - 1 ~ 4 6 - 6 の発光組み合わせ、発光パターン、及び光量比を示す光源出力パターン情報を照明部 2 0 の光源駆動部 4 8 に出力する。光源駆動部 4 8 は、この光源出力パターン情報に従って、各レーザ光源 4 6 - 1 ~ 4 6 - 6 の点灯を制御することになる。なお、入力部 1 8 からの強調モード情報が光源設定部 8 0 に入力され、光源設定部 8 0 が、その強調モード情報に従って強調モード記憶部 7 8 から光源駆動情報を読み出して、光源出力パターン情報を設定する構成としても良いことは勿論である。

【 0 1 2 6 】

ここで、撮像部 2 2 がモノクロイメジャである場合、撮像部 2 2 は、異なるタイミン

50

グで順次出射された複数のレーザ光に対する反射散乱光 R L を、異なるタイミングで順次受光して撮像信号を生成する。光源出力パターン情報における発光組み合わせ及び発光パターンは、レーザ光源 4 6 - 1 ~ 4 6 - 6 の何れを何時点灯するかを示す情報である。

【 0 1 2 7 】

画像設定部 8 2 は、強調モード記憶部 7 8 からの画像処理情報に従って、画像処理部 2 4 内での合成すべき画像の組み合わせ、合成手法、及び合成比率を示す制御情報を画像処理部 2 4 に出力する。画像処理部 2 4 は、この制御情報に従って、撮像部 2 2 からの映像信号に対して画像処理を実施する。なお、入力部 1 8 からの強調モード情報が画像設定部 8 2 に入力され、画像設定部 8 2 が、その強調モード情報に従って強調モード記憶部 7 8 から合成画像の組み合わせ、合成手法、及び合成比率を読み出して、制御情報を設定する構成としても良いことは勿論である。

10

【 0 1 2 8 】

強調モード設定部 2 6 (光源設定部 8 0 及び画像設定部 8 2 の一方又は両方) は、ハードウェア回路で構成しても良いし、プロセッサによって構成しても良い。プロセッサで構成する場合には、プロセッサがアクセス可能な図示しない外部メモリに、プロセッサが実行することで当該プロセッサをこの強調モード設定部 2 6 (光源設定部 8 0 及び / または画像設定部 8 2) として機能させるためのプログラムコードを記憶させておく。

【 0 1 2 9 】

< 画像処理部 2 4 >

画像処理部 2 4 は、1 次画像記憶部 8 4 と、画像選択部 8 6 と、中間強調画像生成部 8 8 と、を有する。中間強調画像生成部 8 8 は、1 次中間強調画像生成部 9 0 と表示画像生成部 9 2 とを有する。

20

【 0 1 3 0 】

1 次画像記憶部 8 4 は、撮像部 2 2 で取得した撮像信号である 1 次画像信号を記憶する半導体メモリを含む。この 1 次画像記憶部 8 4 は、少なくともレーザの発光パターン 1 サイクル分である複数の 1 次画像信号を記憶することができる。

【 0 1 3 1 】

画像選択部 8 6 は、画像設定部 8 2 からの制御情報に従い、1 次画像記憶部 8 4 に記憶された複数の 1 次画像信号の中から合成に使用するべき複数の 1 次画像信号を選択する。1 次画像記憶部 8 4 は、選択された複数の 1 次画像信号を中間強調画像生成部 8 8 の 1 次中間強調画像生成部 9 0 及び表示画像生成部 9 2 に出力する。

30

【 0 1 3 2 】

1 次中間強調画像生成部 9 0 は、選択された複数の 1 次画像信号のうちの一部、例えば 2 つの 1 次画像信号を合成し、ある層の血管の強調度合いが調整された 1 次中間強調画像信号を生成する。なお、1 次中間強調画像生成部 9 0 が、画像選択部 8 6 の選択に従って 1 次画像記憶部 8 4 から 1 次中間強調画像信号の生成に使用する複数の 1 次画像信号を読み出して、1 次中間強調画像信号を生成する構成としても良いことは勿論である。

【 0 1 3 3 】

表示画像生成部 9 2 は、この生成された 1 次中間強調画像信号と、選択された残りの 1 次画像信号とを組み合わせ、且つ、適切な画像補正を行い、表示画像としての中間強調画像を生成する。なお、表示画像生成部 9 2 が、画像選択部 8 6 の選択に従って 1 次画像記憶部 8 4 から中間強調画像信号の生成に使用する複数の 1 次画像信号を読み出して、中間強調画像信号を生成する構成としても良いことは勿論である。

40

【 0 1 3 4 】

1 次中間強調画像生成部 9 0 及び表示画像生成部 9 2 における画像合成の方法及び合成比率は、画像設定部 8 2 の制御情報による。表示画像生成部 9 2 での画像補正は例えば、色補正や、エッジ強調処理等の既知の強調処理が利用できる。

【 0 1 3 5 】

なお、この画像処理部 2 4 (1 次画像記憶部 8 4 、画像選択部 8 6 、中間強調画像生成部 8 8 (1 次中間強調画像生成部 9 0 、表示画像生成部 9 2) の少なくとも 1 つ) は、ハ

50

ードウェア回路で構成しても良いし、プロセッサによって構成しても良い。プロセッサで構成する場合には、プロセッサがアクセス可能な図示しない外部メモリに、プロセッサが実行することで当該プロセッサをこの画像処理部 24 (1 次画像記憶部 84、画像選択部 86、中間強調画像生成部 88 (1 次中間強調画像生成部 90、表示画像生成部 92) の少なくとも 1 つ) として機能させるためのプログラムコードを記憶しておく。

【0136】

< 画像表示部 16 >

画像表示部 16 は、画像処理部 24 によって生成された表示画像を観察体画像として表示する。画像表示部 16 は、例えば液晶ディスプレイ等のモニタである。

【0137】

以下に、図 8 のフローチャートを参照して、以上説明したような構成の内視鏡装置 10 の動作を説明する。

【0138】

前述したように、ユーザが入力部 18 により強調モードを入力すると、その強調モードを示す強調モード情報が強調モード設定部 26 に入力される (ステップ S 11)。

【0139】

強調モード設定部 26 の光源設定部 80 は、入力された強調モード情報に従って、強調モード記憶部 78 に記憶されている複数の光源出力パターン情報の中から使用する 1 つの光源出力パターン情報を設定し、この光源出力パターン情報を照明部 20 の光源駆動部 48 に出力する (ステップ S 12)。

【0140】

また、強調モード設定部 26 の画像設定部 82 は、入力された強調モード情報に従って、強調モード記憶部 78 に記憶されている複数の合成画像の組み合わせ、複数の合成手法、及び複数の合成比率の中から使用する各 1 つの合成画像の組み合わせ、合成手法、及び合成比率を設定し、それを制御情報として画像処理部 24 の画像選択部 86 に出力する (ステップ S 13)。

【0141】

照明部 20 の光源駆動部 48 は、ステップ S 12 で設定された光源出力パターン情報に従って、レーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 に対して、点灯させるレーザ組み合わせと、各レーザ光源の点灯時間及び光量を制御し、これにより、ステップ S 11 で入力された強調モードに応じた複数の照明光 I L が光変換部 56 から順次出力される (ステップ S 14)。すなわち、レーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 のうちの選択されたものが 1 つずつ、時間分割した一定の照射サイクル内で点灯され、複数の照明光 I L が 1 つの照射サイクル内で順次出射される。

【0142】

撮像部 22 は、1 つの照射サイクル内で、観察体 O からの各照明光 I L の反射散乱光 R L を検出して 1 次画像信号を取得し、それら出力照明光ごとの 1 次画像を画像処理部 24 の 1 次画像記憶部 84 に記憶していく (ステップ S 15)。

【0143】

画像処理部 24 の画像選択部 86 は、ステップ 13 で設定された制御情報により、ステップ S 11 で入力された強調モードが中間強調を含む強調モードであるか否かを判断し、1 次画像記憶部 84 に記憶された複数の 1 次画像信号の中から合成に使用するべき複数の 1 次画像信号を選択する (ステップ S 16)。

【0144】

画像選択部 86 は、中間強調を含む強調モードではないと判断した場合、合成に使用するべき 1 次画像信号として、1 つの強調画像信号と 2 つの非強調画像信号との、3 つの 1 次画像信号を選択する。そして、表示画像生成部 92 は、1 次画像記憶部 84 の記憶されているその選択された 3 つの 1 次画像信号を、ステップ S 13 で設定された制御情報によって示される合成手法及び合成比率で合成し、表示画像を生成する (ステップ S 17)。

【0145】

10

20

30

40

50

画像表示部 16 は、この表示画像を観察体画像として表示する（ステップ S 18）。

【0146】

ここで、このような中間強調を含む強調モードではない場合、つまり中間強調を含まない強調モードの場合の一例として、表層血管強調モードを説明する。

【0147】

<表層血管強調モード>

例えば、内視鏡検診において、病変と思わしき部分の診断を行うため、表層の血管のみに着目した観察を行う場合に、この表層血管強調モードを使用する。

【0148】

ユーザによって、入力部 18 に強調モードとして、表層血管強調モードが入力されると、強調モード設定部 26 から照明部 20 の光源駆動部 48 と画像処理部 24 の画像選択部 86 へ表層血管強調モードに応じた光源出力パターン情報と制御情報とが出力される。

【0149】

光源駆動部 48 は、表層血管強調モードに応じた光源出力パターン情報を受け取ると、図 9 に示すように、レーザ光源 46 - 1（レーザ 1）、レーザ光源 46 - 4（レーザ 4）、及びレーザ光源 46 - 6（レーザ 6）を、照射の 1 サイクルとしてこの順番で繰り返し点灯し、それらレーザ光源 46 - 1、46 - 4 及び 46 - 6 から第 1 のレーザ光、第 4 のレーザ光、及び第 6 のレーザ光を順番に出射させる。すなわち、一般的な撮像信号の取得期間である 1 フレーム期間を、図 9 に示すように 3 つのサブフレーム期間に分割し、各サブフレームに 1 個のレーザ光源を点灯するものとし、各サブフレームで点灯するレーザ光源を順次切り替える。

【0150】

ここで、レーザ光源 46 - 1（レーザ 1）は、表層血管 70 s（表層領域 72 s）に対する強調狭帯域光源であり、レーザ光源 46 - 1（レーザ 1）から出射される第 1 のレーザ光は、表層血管 70 s（表層領域 72 s）に対する強調狭帯域光である。図 9 及び図 10 に示すように、この表層血管 70 s に対する強調狭帯域光である第 1 のレーザ光（L 1）の波長は、415 nm であり、青色領域 60 B に含まれる。なお、図 10 において、レーザ光スペクトルの縦軸は任意スケールである。

【0151】

また、レーザ光源 46 - 4（レーザ 4）は、中層血管 70 m（中層領域 72 m）における非強調狭帯域光源であり、レーザ光源 46 - 4（レーザ 4）から出射される第 4 のレーザ光は、中層血管 70 m（中層領域 72 m）における非強調狭帯域光である。図 9 及び図 10 に示すように、この中層血管 70 m に対する非強調狭帯域光である第 4 のレーザ光（L 4）の波長は、515 nm であり、緑色領域 60 G に含まれる。

【0152】

そして、レーザ光源 46 - 6（レーザ 6）は、深層血管 70 d（深層領域 72 d）における非強調狭帯域光源であり、レーザ光源 46 - 6（レーザ 6）から出射される第 6 のレーザ光は、深層血管 70 d（深層領域 72 d）における非強調狭帯域光である。図 9 及び図 10 に示すように、この深層血管 70 d に対する非強調狭帯域光である第 6 のレーザ光（L 6）の波長は、635 nm であり、赤色領域 60 R に含まれる。

【0153】

これら第 1 のレーザ光、第 4 のレーザ光、及び第 6 のレーザ光は、光ファイバ 50 - 1、50 - 4、及び 50 - 6 を導光した後、光合波部 52 を介して光ファイバ 54 に入射され、該光ファイバ 54 により導光されて挿入部 28 の先端の光変換部 56 に入射される。

【0154】

こうして光変換部 56 に順番に入射された第 1 のレーザ光、第 4 のレーザ光、及び第 6 のレーザ光は、所望な配光変換がなされた後、それぞれのサブフレームにおいて照明光 I_L として出射され、観察体 O に照射される。

【0155】

なお、光源駆動部 48 は、第 1 のレーザ光と第 4 のレーザ光と第 6 のレーザ光との強度

10

20

30

40

50

比を、例えば、それら第 1、第 4 及び第 6 のレーザ光の混合光が白色光となるように設定する。白色光とは、例えばキセノンランプやハロゲンランプのような広帯域な照明光 I L の色を再現する色である。または、白色光とは、キセノンランプやハロゲンランプのような広帯域な照明光 I L に照射されたときの観察体 O の色を再現する色である。より具体的には、白色光は、例えば、色度座標、相関色温度、黒体軌跡からの色差を用いて定義される。例えば、色度座標においては、 $(x = 0.2 \sim 0.4, y = 0.2 \sim 0.4)$ 、 $(x = 0.4 \sim 0.5, y = 0.35 \sim 0.45)$ の範囲の色、また、相関色温度においては、相関色温度 $2000 \sim 10000$ K の範囲の色、あるいは、黒体軌跡においては、黒体軌跡からの色差 (duv) が ± 0.1 以内の色、として定義される。また、白色光は、撮像素子の分光感度を考慮して定義しても良い。例えば、照明光 I L のスペクトルに撮像素子の分光感度を掛け合わせたスペクトルに対して算出した色度座標または相関色温度に対して、上記のように規定しても良い。

10

【0156】

観察体 O における照明光 I L の反射散乱光 R L は、モノクロイメージャである撮像部 22 で検出される。

【0157】

ここで、第 1 のレーザ光は、波長 415 nm の青色領域 60 B のレーザ光であり、表層領域 72 s まで侵達長を有する。第 1 のレーザ光が観察体 O へ照射された場合、表層血管 70 s における反射散乱光 R L に対する光強度と、表層血管 70 s 周辺における反射散乱光 R L に対する光強度と、の間の光強度差が大きい。言い換えると、表層血管 70 s に対するコントラストが高い。すなわち、表層血管 70 s が強調される。

20

【0158】

このような波長が青色領域 60 B に含まれる第 1 のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部 22 は、第 1 のレーザ光の反射散乱光 R L を検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部 24 へ出力される。画像処理部 24 は、図 10 に示すように、撮像部 22 から出力された撮像信号を 1 次画像信号 94 - 1 として 1 次画像記憶部 84 に記憶する。この 1 次画像信号 94 - 1 は、もし仮にそれが画像表示部 16 に画像として表示されたならば、表層血管 70 s を示す表層血管画像 96 s が強調された画像として表示されるようなものである。

30

【0159】

また、第 4 のレーザ光は、波長 515 nm の緑色領域 60 G のレーザ光であり、中層領域 72 m まで侵達長を有する。第 4 のレーザ光が観察体 O へ照射された場合、中層血管 70 m における反射散乱光 R L に対する光強度と、中層血管 70 m 周辺における反射散乱光 R L に対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、中層血管 70 m に対するコントラストが低い。すなわち、中層血管 70 m を強調しない。

【0160】

このような波長が緑色領域 60 G に含まれる第 4 のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部 22 は、第 4 のレーザ光の反射散乱光 R L を検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部 24 へ出力される。画像処理部 24 は、図 10 に示すように、撮像部 22 から出力された撮像信号を 1 次画像信号 94 - 4 として 1 次画像記憶部 84 に記憶する。この 1 次画像信号 94 - 4 は、もし仮にそれが画像表示部 16 に画像として表示されたならば、中層血管 70 m を示す中層血管画像 96 m が強調されていない画像として表示されるようなものである。

40

【0161】

また、第 6 のレーザ光は、波長 635 nm の赤色領域 60 R のレーザ光であり、深層領域 72 d まで侵達長を有する。第 6 のレーザ光が観察体 O へ照射された場合、深層血管 70 d における反射散乱光 R L に対する光強度と、深層血管 70 d 周辺における反射散乱光 R L に対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、深層血管 70 d に対するコントラストが低い。すなわち、深層血管 70 d を強調しない。

【0162】

50

このような波長が赤色領域 60 R に含まれる第 6 のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部 22 は、第 6 のレーザ光の反射散乱光 R L を検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部 24 へ出力される。画像処理部 24 は、図 10 に示すように、撮像部 22 から出力された撮像信号を 1 次画像信号 94 - 6 として 1 次画像記憶部 84 に記憶する。この 1 次画像信号 94 - 6 は、もし仮にそれが画像表示部 16 に画像として表示されたならば、深層血管 70 d を示す深層血管画像 96 d が強調されていない画像として表示されるようなものである。

【0163】

すなわち、表層血管 70 s における照明光 I L の反射散乱光 R L に対する光強度は、中層血管 70 m 及び深層血管 70 d における照明光 I L の反射散乱光 R L に対する光強度よりも、血管周辺部（粘膜部など）における反射散乱光 R L に対する光強度との強度差が大きい。

10

【0164】

表層血管強調モードにおける照明光 I L においては、表層領域 72 s が注目深さ領域であり、中層領域 72 m 及び深層領域 72 d が非注目深さ領域である。

【0165】

表層血管 70 s を詳細に観察したい場合に、この強調モードが有効である。

【0166】

以上のようにして、レーザ光の発光タイミングに同期して、レーザ光源 46 - 1（レーザ 1）、レーザ光源 46 - 4（レーザ 4）、及びレーザ光源 46 - 6（レーザ 6）による照明光 I L の反射散乱光 R L がそれぞれ、1 次画像信号 94 - 1、94 - 4、及び 94 - 6 として取得され、1 次画像記憶部 84 にそれぞれ記憶される。

20

【0167】

画像処理部 24 の画像選択部 86 は、表層血管強調モードに応じた制御情報を受け取ると、それに従って、1 次画像記憶部 84 に記憶された複数の 1 次画像信号の中から、使用する 1 次画像を選択して、中間強調画像生成部 88 の 1 次中間強調画像生成部 90 と表示画像生成部 92 に送る。

【0168】

従って、この表層血管強調モードでは、画像選択部 86 は、1 次画像記憶部 84 に記憶された同一の照射サイクル内で取得した 1 次画像信号 94 - 1、94 - 4、及び 94 - 6 を表示画像生成部 92 へ送る。また、画像選択部 86 は、1 次中間強調画像生成部 90 へは、何れの 1 次画像信号も送らない。

30

【0169】

表示画像生成部 92 は、図 10 に示すように、それら 1 次画像信号 94 - 1、94 - 4、及び 94 - 6 を組み合わせて、表示画像 98 を生成する。この場合、表示画像生成部 92 は、画像表示部 16 に観察体画像として表示された際に白色照明に基づく所謂カラー画像として表示されるように、1 次画像信号 94 - 1、94 - 4、及び 94 - 6 について画像合成処理を行って表示画像 98 を生成する。すなわち、この画像合成処理は、1 次画像信号 94 - 1 を青色（B）画像信号、1 次画像信号 94 - 4 を緑色（G）画像信号、1 次画像信号 94 - 6 を赤色（R）画像信号とした、加算処理等の既知の画像生成方法により行われる。

40

【0170】

さらに、表示画像生成部 92 は、視認性向上のための画像処理を行っても良い。例えば、画像の明暗の差（コントラスト）を狭めるコントラスト強調画像処理、画像内の輪郭（エッジ）部（明るさの境目）の明暗の差を狭める輪郭強調画像処理、血管模様に対応した周波数成分を抑制する血管構造画像処理、などの既知の画像処理技術を利用することができる。

【0171】

こうして画像処理部 24 で生成された表示画像 98 は、画像表示部 16 である外部モニタに送信され、観察体画像として表示される。すなわち、この観察体画像では、表層血管

50

70sを示す表層血管画像96sが強調して表示され、中層血管70m及び深層血管70dを示す中層血管画像96m及び深層血管画像96dについては強調表示されない。

【0172】

以上のように、この表層血管強調モードでは、BGRの1次画像信号94-1、94-4、及び94-6を合成することで、白色光による観察時の観察体Oの色を再現し、且つ、表層血管70sのみが強調された画像を生成することが可能である。従って、表層血管70sを詳細に観察したい場合には、この強調モードが有効である。

【0173】

なお、撮像部22にBGRカラーフィルタを有するカラーイメージャを使用する場合には、レーザ光源46-1(レーザ1)、レーザ光源46-4(レーザ4)、及びレーザ光源46-6(レーザ6)を順番に点灯するのではなく、同時に点灯し、白色の照明光ILとして出射する構成でもよい。この場合には、B光検出要素において、表層血管70sを強調した青色画像信号である第1の1次画像信号、G光検出要素において中層血管70mを強調しない緑色画像信号である第2の1次画像信号、R光検出要素において深層血管70dを強調しない赤色画像信号である第3の1次画像信号を生成し、それら3つの1次画像信号に対して同様の画像処理を行い、表示画像98を生成することができる。

【0174】

なお、ここでは、中間強調を行わない強調モードの一例として、表層血管70sを強調する表層血管強調モードの場合を説明したが、強調する層はこの限りでない。

【0175】

図11は、表示画像98を生成するためにBGRそれぞれの色画像信号として選択可能な1次画像信号94-1~94-6(1次画像1~6)の対応を示す。それぞれの色画像信号として、対応する各層の強調狭帯域光により生成された強調画像信号、又は各層の非強調狭帯域光により生成された非強調画像信号、の何れかを選択することが可能である。強調画像信号を利用した層は強調表示され、非強調画像信号を利用した層は非強調表示される。

【0176】

詳細観察する層により、選択する1次画像信号を任意に切り替えることが可能である。

【0177】

なお、白色を再現するための組み合わせとして上記例を示したが、用途により白色の再現が必要ない場合は、BGR全ての画像を利用せず、例えばB画像とG画像の組み合わせのみを使用してもよい。その場合も、上記のように色度座標等で色を規定する。

【0178】

以上が、中間強調を行わない強調モードについての説明である。

【0179】

ここで、図8のフローチャートに戻って、中間強調を行う強調モードについて説明する。

【0180】

上記ステップS16において、画像選択部86は、中間強調を含む強調モードであると判断した場合、1次画像信号の一部つまり2つの1次画像信号を選択する。ここで、2つの1次画像信号とは、波長が同じ色領域に含まれるレーザ光による1つの強調画像信号と1つの非強調画像信号である。そして、表示画像生成部92は、1次画像記憶部84の記憶されているその選択された2つの1次画像信号を、ステップ13で設定された制御情報によって示される合成比率で合成し、1次中間強調画像信号を生成する(ステップS19)。

【0181】

また、画像選択部86は、残りの1次画像信号を選択する。つまり2つの1次画像信号を選択する。ここで、2つの1次画像信号とは、上記1次中間強調画像信号の生成に使用したのとは波長が異なる色領域に含まれ且つ互いに異なる色領域に含まれるレーザ光による1つの強調画像信号と1つの非強調画像信号である。そして、表示画像生成部92は、

10

20

30

40

50

ステップS 19で生成した1次中間強調画像信号と、1次画像記憶部84の記憶されているその選択された残りの2つの1次画像とを、ステップS 13で設定された制御情報によって示される合成手法及び合成比率で合成し、中間強調画像である表示画像を生成する(ステップS 20)。

【0182】

画像表示部16は、この表示画像を観察体画像として表示する(ステップS 18)。

【0183】

ここで、このような中間強調を含む強調モードの場合の一例として、表層血管強調-中層血管中間強調モードを説明する。

【0184】

<表層血管強調-中層血管中間強調モード>

表層血管70sに着目しつつ、中層血管70mの状態も同時に観察する場合に、この表層血管強調-中層血管中間強調モードを使用する。病変の詳細診断を行う際に、詳細観察したい層と別の層も同時に取得することで、別層の状態も確認しつつ特に詳細観察が必要な層の視認性を上げて診断することができる。

【0185】

ユーザによって、入力部18に強調モードとして、表層血管強調-中層血管中間強調モードが入力されると、強調モード設定部26から照明部20の光源駆動部48と画像処理部24の画像選択部86へ表層血管強調-中層血管中間強調モードに応じた光源出力パターン情報と制御情報とが出力される。

【0186】

光源駆動部48は、表層血管強調-中層血管中間強調モードに応じた光源出力パターン情報を受け取ると、図12に示すように、レーザ光源46-1(レーザ1)、レーザ光源46-3(レーザ3)、レーザ光源46-4(レーザ4)、及びレーザ光源46-6(レーザ6)を、照射の1サイクルとしてこの順番で繰り返し点灯し、それらレーザ光源46-1、46-3、46-4及び46-6から第1のレーザ光、第3のレーザ光、第4のレーザ光、及び第6のレーザ光をこの順番で出射させる。すなわち、一般的な撮像信号の取得期間である1フレーム期間を、図12に示すように4つのサブフレーム期間に分割し、各サブフレームに1個のレーザ光源を点灯するものとし、各サブフレームで点灯するレーザ光源を順次切り替える。

【0187】

ここで、レーザ光源46-1(レーザ1)は、表層血管70s(表層領域72s)に対する強調狭帯域光源であり、レーザ光源46-1(レーザ1)から出射される第1のレーザ光は、表層血管70s(表層領域72s)に対する強調狭帯域光である。図12及び図13に示すように、この表層血管70sに対する強調狭帯域光である第1のレーザ光(L1)の波長は、415nmであり、青色領域60Bに含まれる。なお、図13において、レーザ光スペクトルの縦軸は任意スケールである。

【0188】

また、レーザ光源46-3(レーザ3)は、中層血管70m(中層領域72m)における強調狭帯域光源であり、レーザ光源46-3(レーザ3)から出射される第3のレーザ光は、中層血管70m(中層領域72m)における強調狭帯域光である。図12及び図13に示すように、この中層血管70mに対する強調狭帯域光である第3のレーザ光(L3)の波長は、540nmであり、緑色領域60Gに含まれる。

【0189】

また、レーザ光源46-4(レーザ4)は、中層血管70m(中層領域72m)における非強調狭帯域光源であり、レーザ光源46-4(レーザ4)から出射される第4のレーザ光は、中層血管70m(中層領域72m)における非強調狭帯域光である。図12及び図13に示すように、この中層血管70mに対する非強調狭帯域光である第4のレーザ光(L4)の波長は、515nmであり、緑色領域60Gに含まれる。

【0190】

10

20

30

40

50

そして、レーザ光源 46 - 6 (レーザ 6) は、深層血管 70 d (深層領域 72 d) における非強調狭帯域光源であり、レーザ光源 46 - 6 (レーザ 6) から出射される第 6 のレーザ光は、深層血管 70 d (深層領域 72 d) における非強調狭帯域光である。図 12 及び図 13 に示すように、この深層血管 70 d に対する非強調狭帯域光である第 6 のレーザ光 (L6) の波長は、635 nm であり、赤色領域 60 R に含まれる。

【0191】

これら第 1 のレーザ光、第 3 のレーザ光、第 4 のレーザ光、及び第 6 のレーザ光は、光ファイバ 50 - 1、50 - 4、及び 50 - 6 を導光した後、光合波部 52 を介して光ファイバ 54 に入射され、該光ファイバ 54 により導光されて挿入部 28 の先端の光変換部 56 に入射される。

10

【0192】

こうして光変換部 56 に順番に入射された第 1 のレーザ光、第 3 のレーザ光、第 4 のレーザ光、及び第 6 のレーザ光は、所望な配光変換がなされた後、それぞれのサブフレームにおいて照明光 IL として出射され、観察体 O に照射される。

【0193】

なお、光源駆動部 48 は、第 1 のレーザ光と第 3 のレーザ光と第 4 のレーザ光と第 6 のレーザ光との強度比を、例えば、それら第 1、第 3、第 4 及び第 6 のレーザ光の混合光が白色光となるように設定する。

【0194】

観察体 O における照明光 IL の反射散乱光 RL は、モノクロイメージャである撮像部 22 で検出される。

20

【0195】

ここで、第 1 のレーザ光は、波長 415 nm の青色領域 60 B のレーザ光であり、表層領域 72 s まで侵達長を有する。第 1 のレーザ光が観察体 O へ照射された場合、表層血管 70 s における反射散乱光 RL に対する光強度と、表層血管 70 s 周辺における反射散乱光 RL に対する光強度と、の間の光強度差が大きい。言い換えると、表層血管 70 s に対するコントラストが高い。すなわち、表層血管 70 s が強調される。

【0196】

このような波長が青色領域 60 B に含まれる第 1 のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部 22 は、第 1 のレーザ光の反射散乱光 RL を検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部 24 へ出力される。画像処理部 24 は、図 13 に示すように、撮像部 22 から出力された撮像信号を 1 次画像信号 94 - 1 として 1 次画像記憶部 84 に記憶する。この 1 次画像信号 94 - 1 は、もし仮にそれが画像表示部 16 に画像として表示されたならば、表層血管 70 s を示す表層血管画像 96 s が強調された画像として表示されるようなものである。

30

【0197】

また、第 3 のレーザ光は、波長 540 nm の緑色領域 60 G のレーザ光であり、中層領域 72 m まで侵達長を有する。第 3 のレーザ光が観察体 O へ照射された場合、中層血管 70 m における反射散乱光 RL に対する光強度と、中層血管 70 m 周辺における反射散乱光 RL に対する光強度と、の間の光強度差が大きい。言い換えると、中層血管 70 m に対するコントラストが高い。すなわち、中層血管 70 m が強調される。

40

【0198】

このような波長が緑色領域 60 G に含まれる第 3 のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部 22 は、第 3 のレーザ光の反射散乱光 RL を検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部 24 へ出力される。画像処理部 24 は、図 13 に示すように、撮像部 22 から出力された撮像信号を 1 次画像信号 94 - 3 として 1 次画像記憶部 84 に記憶する。この 1 次画像信号 94 - 3 は、もし仮にそれが画像表示部 16 に画像として表示されたならば、中層血管 70 m を示す中層血管画像 96 m が強調された画像として表示されるようなものである。

【0199】

50

また、第４のレーザ光は、波長５１５ｎｍの緑色領域６０Ｇのレーザ光であり、中層領域７２ｍまで侵達長を有する。第４のレーザ光が観察体Ｏへ照射された場合、中層血管７０ｍにおける反射散乱光ＲＬに対する光強度と、中層血管７０ｍ周辺における反射散乱光ＲＬに対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、中層血管７０ｍに対するコントラストが低い。すなわち、中層血管７０ｍを強調しない。

【０２００】

このような波長が緑色領域６０Ｇに含まれる第４のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部２２は、第４のレーザ光の反射散乱光ＲＬを検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部２４へ出力される。画像処理部２４は、図１３に示すように、撮像部２２から出力された撮像信号を１次画像信号９４－４として１次画像記憶部８４に記憶する。この１次画像信号９４－４は、もし仮にそれが画像表示部１６に画像として表示されたならば、中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍが強調されていない画像として表示されるようなものである。

10

【０２０１】

また、第６のレーザ光は、波長６３５ｎｍの赤色領域６０Ｒのレーザ光であり、深層領域７２ｄまで侵達長を有する。第６のレーザ光が観察体Ｏへ照射された場合、深層血管７０ｄにおける反射散乱光ＲＬに対する光強度と、深層血管７０ｄ周辺における反射散乱光ＲＬに対する光強度と、の間の光強度差は小さい。言い換えると、深層血管７０ｄに対するコントラストが低い。すなわち、深層血管７０ｄを強調しない。

【０２０２】

20

このような波長が赤色領域６０Ｒに含まれる第６のレーザ光の発光タイミングに同期して、撮像部２２は、第６のレーザ光の反射散乱光ＲＬを検出し、撮像信号を生成する。この撮像信号は、画像処理部２４へ出力される。画像処理部２４は、図１３に示すように、撮像部２２から出力された撮像信号を１次画像信号９４－６として１次画像記憶部８４に記憶する。この１次画像信号９４－６は、もし仮にそれが画像表示部１６に画像として表示されたならば、深層血管７０ｄを示す深層血管画像９６ｄが強調されていない画像として表示されるようなものである。

【０２０３】

すなわち、表層血管７０ｓにおける照明光ＩＬの反射散乱光ＲＬに対する光強度は、中層血管７０ｍにおける照明光ＩＬの反射散乱光ＲＬに対する光強度よりも、血管周辺部（粘膜部など）における反射散乱光ＲＬに対する光強度との差が大きい。また、中層血管７０ｍにおける照明光ＩＬの反射散乱光ＲＬに対する光強度は、深層血管７０ｄにおける照明光ＩＬの反射散乱光ＲＬに対する光強度よりも、血管周辺部（粘膜部など）における反射散乱光ＲＬに対する光強度との強度差が大きい。

30

【０２０４】

以上のようにして、レーザ光の発光タイミングに同期して、レーザ光源４６－１（レーザ１）、レーザ光源４６－３（レーザ３）、レーザ光源４６－４（レーザ４）、及びレーザ光源４６－６（レーザ６）による照明光ＩＬの反射散乱光ＲＬがそれぞれ、１次画像信号９４－１、９４－３、９４－４、及び９４－６として取得され、１次画像記憶部８４にそれぞれ記憶される。

40

【０２０５】

画像処理部２４の画像選択部８６は、表層血管強調モードに応じた制御情報を受け取ると、それに従って、１次画像記憶部８４に記憶された複数の１次画像信号の中から、使用する１次画像を選択して、中間強調画像生成部８８の１次中間強調画像生成部９０と表示画像生成部９２に送る。

【０２０６】

従って、この表層血管強調-中層血管中間強調モードでは、画像選択部８６は、１次画像記憶部８４に記憶された同一の照射サイクル内で取得した１次画像信号９４－３及び９４－４を１次中間強調画像生成部９０へ送る。また、画像選択部８６は、表示画像生成部９２へは、１次画像記憶部８４に記憶された同一の照射サイクル内で取得した１次画像信

50

号 94 - 1 及び 94 - 6 を送る。

【0207】

1 次中間強調画像生成部 90 は、図 13 に示すように、それら 1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 とを画素ごとの加重平均により合成して、1 次中間強調画像信号 100 を生成する。具体的には、1 次中間強調画像生成部 90 は、上記ステップ S 19 において、例えば図 14 のフローチャートに示すような処理を実行する。

【0208】

すなわち、1 次中間強調画像生成部 90 は、図示しない内部メモリに、1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 の一方（以下、第 1 の 1 次画像信号と称する）をコピーして、1 次中間強調画像信号 100 を生成する（ステップ S 191）。

10

【0209】

次に、1 次中間強調画像生成部 90 は、第 1 の 1 次画像信号から注目画素の輝度値を読み出し（ステップ S 192）、1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 の他方（以下、第 2 の 1 次画像信号と称する）から注目画素の輝度値を読み出す（ステップ S 193）。そして、1 次中間強調画像生成部 90 は、それら読み出した輝度値同士を加重平均し（ステップ S 194）、その加重平均結果に、不図示メモリに生成した 1 次中間強調画像信号 100 の対応画素の輝度値を置換する（ステップ S 195）。

【0210】

その後、1 次中間強調画像生成部 90 は、未処理画素の有無を判別して（ステップ S 196）、未だ処理していない画素があれば、上記ステップ S 192 に戻り、次の注目画素に対する処理を繰り返す。

20

【0211】

こうして、全ての画素に対する処理が終了するまで、ステップ S 192 ~ ステップ S 195 の処理が繰り返される。全ての画素に対する処理が終了したならば、1 次中間強調画像生成部 90 の不図示の内部メモリには、1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 とを加重平均した 1 次中間強調画像信号 100 が記憶されることになる。

【0212】

1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 はいずれも中層領域 72 m まで侵達長を有し、1 次画像信号 94 - 1 及び 1 次画像信号 94 - 6 との組み合わせで白色光を再現可能な緑色領域 60 G の画像信号であるが、中層血管 70 m のコントラストがそれぞれ異なる。加重平均による合成により、中層血管 70 m 以外の粘膜等の明るさ、色は維持しながら、中層血管 70 m 部分のコントラストが 1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 の中間となる、中層血管 70 m の 1 次中間強調画像信号 100 を生成することができる。

30

【0213】

なお、加重平均の重み付けは、表層血管強調モードに応じた制御情報に従って設定される。加重平均の重み付けは、例えば、1 次画像信号 94 - 3 : 1 次画像信号 94 - 4 で 1 : 1 とする。

【0214】

ユーザによる入力部 18 からの入力により、この重み付けを任意に設定できるようにしても良い。強調度合いを増やす場合には 1 次画像信号 94 - 3 に、また、強調度合いを減らす場合には 1 次画像信号 94 - 4 に、重みを付ければ良い。

40

【0215】

1 次中間強調画像生成部 90 は、こうして生成した中層血管 70 m の 1 次中間強調画像信号 100 を表示画像生成部 92 に送る。

【0216】

表示画像生成部 92 は、図 13 に示すように、その 1 次中間強調画像信号 100 と、その基となった 1 次画像信号 94 - 3 及び 94 - 4 と同一の照射サイクル内で取得した 1 次画像信号 94 - 1 及び 94 - 6 と、を組み合わせ、中間強調画像である表示画像 98 を生成する。この場合、表示画像生成部 92 は、画像表示部 16 に観察体画像として表示された際に白色照明に基づく所謂カラー画像として表示されるように、1 次画像信号 94 -

50

1、1次中間強調画像信号100、及び1次画像信号94-6について画像合成処理を行って中間強調画像である表示画像98を生成する。すなわち、この画像合成処理は、1次画像信号94-1を青色(B)画像信号、1次中間強調画像信号100を緑色(G)画像信号、1次画像信号94-6を赤色(R)画像信号とした、加算処理等の既知の画像生成方法により行われる。

【0217】

さらに、表示画像生成部92は、視認性向上のための画像処理を行っても良い。例えば、画像の明暗の差(コントラスト)を狭めるコントラスト強調画像処理、画像内の輪郭(エッジ)部(明るさの境目)の明暗の差を狭める輪郭強調画像処理、血管模様に対応した周波数成分を抑制する血管構造画像処理、などの既知の画像処理技術を利用することができる。

10

【0218】

こうして画像処理部24で生成された中間強調画像である表示画像98は、画像表示部16である外部モニタに送信され、観察体画像として表示される。

【0219】

すなわち、この観察体画像では、表層血管70sは、表層血管強調モードと同様に表層血管画像96sとして強調して表示され、深層血管70dを示す深層血管画像96dについては強調表示されない。

【0220】

一方、この表層血管強調-中層血管中間強調モードでは、中層血管70mを強調する第3のレーザ光が観察体Oへ照射された際に取得した1次画像信号94-3と中層血管70mを強調しない第4のレーザ光が観察体Oへ照射された際に取得した1次画像信号94-4とを加重平均することで1次中間強調画像信号100を生成している。よって、中層血管70mは、第3のレーザ光のみが照射されて強調された状態と、第4のレーザ光のみが照射されて強調されていない状態と、の中間のレベルで強調して表示されることとなる。

20

【0221】

以上のように、この表層血管強調-中層血管中間強調モードでは、BRの1次画像信号94-1、94-6とGの1次中間強調画像信号100とを合成することで、白色光による観察時の観察体Oの色を再現し、且つ、表層血管70sを強調し、中層血管70mを中間強調した画像を生成することができる。従って、表層血管70sを詳細に観察しつつ、中層血管70mの状態も同時に観察する場合には、この強調モードが有効である。

30

【0222】

なお、撮像部22にBGRカラーフィルタを有するカラーイメージャを使用する場合には、例えば、レーザ光源46-1(レーザ1)、レーザ光源46-4(レーザ4)、及びレーザ光源46-6(レーザ6)の点灯と、レーザ光源46-3(レーザ3)の点灯と、を1照射サイクルとして交互に繰り返す点灯方法としてもよい。この場合には、レーザ光源46-1(レーザ1)、レーザ光源46-4(レーザ4)、及びレーザ光源46-6(レーザ6)の点灯時にB光検出要素で1次画像信号94-1、G光検出要素で1次画像信号94-4、R光検出要素で1次画像信号94-6を取得し、レーザ光源46-3(レーザ3)の点灯時にG光検出要素で1次画像信号94-3を取得することで、同等の画像合成処理が可能である。

40

【0223】

なお、ここでは、中間強調を行う強調モードの一例として、表層血管70sを強調し中層血管70mを中間強調する表層血管強調-中層血管中間強調モードの場合を説明したが、強調する層及び中間強調する層はこの限りでない。

【0224】

例えば、表層血管と中層血管とを中間強調し、深層血管を強調する表層・中層血管中間強調-深層血管強調モードがある。ユーザが入力部18からこの強調モードを選択した場合には、レーザ光源46-1(レーザ1)とレーザ光源46-2(レーザ2)とレーザ光源46-3(レーザ3)とレーザ光源46-4(レーザ4)とレーザ光源46-5(レー

50

ザ 5) とを発光させて、1 次画像信号 94 - 1、1 次画像信号 94 - 2、1 次画像信号 94 - 3、1 次画像信号 94 - 4、及び 1 次画像信号 94 - 5 を取得する。そして、1 次画像信号 94 - 1 と 1 次画像信号 94 - 2 より表層の 1 次中間強調画像信号を生成し、1 次画像信号 94 - 3 と 1 次画像信号 94 - 4 により中層の 1 次中間強調画像信号を生成し、表層の 1 次中間強調画像信号と中層の 1 次中間強調画像信号と 1 次画像信号 94 - 5 とから中間強調画像である表示画像 98 を生成する。この表層・中層血管中間強調-深層血管強調モードの場合は、深層血管 70 d の強調度が強く、表層血管 70 s と中層血管 70 m の強調度が弱い表示画像 98 を得ることが可能であり、深層血管 70 d の観察をし易くすることができる。

【0225】

10

また、1 次中間強調画像信号の生成における強調画像信号と非強調画像信号の合成は、必ずしも加重平均によるものでなくても良い。例えば、血管以外の観察対象が、強調画像信号と非強調画像信号の平均の明るさよりも明るくなるように加算しても良い。

【0226】

この例に限らず、表層、中層、深層の何れにおいてもそれぞれの強調狭帯域光の反射散乱光 RL により生成された 1 次画像信号を表示画像合成の対応する色画像信号として使用することで、強調させることが可能である。また、同様に、それぞれの強調狭帯域光の反射散乱光 RL により生成された 1 次画像信号と非強調狭帯域光の反射散乱光 RL により生成された 1 次画像信号とを合成して 1 次中間強調画像信号を生成し、表示画像合成の対応する色画像信号として使用することで、中間的な強調をさせることが可能である。

20

【0227】

図 14 は、中間強調画像である表示画像 98 を生成するために BGR それぞれの色画像信号として選択可能な 1 次画像信号 94 - 1 ~ 94 - 6 (1 次画像 1 ~ 6) の対応を示す。それぞれの色画像信号として、対応する各層の強調狭帯域光により生成された強調画像信号、又は各層の非強調狭帯域光により生成された非強調画像信号、又は強調画像信号と非強調画像信号とを合成して作成した 1 次中間強調画像信号、の何れかを選択することが可能である。強調画像信号を利用した層は強調表示され、非強調画像信号を利用した層は非強調表示され、1 次中間強調画像信号を利用した層は中間強調される。

【0228】

観察の目的により、選択する 1 次画像信号及び 1 次中間強調画像信号を任意に切り替えることが可能である。

30

【0229】

例えば、内視鏡手術を行う際には、深層にある太い血管を傷つけずに病変の切除をすることが必要となり、その場合には、B 画像信号として表層の 1 次中間強調画像信号、G 画像信号として中層の 1 次中間強調画像信号、R 画像として深層の強調画像信号である 1 次画像信号を利用することで、深層血管強調-表層・中層血管中間強調モードとすることができる。この強調モードでは、全体として血管を確認しつつも特に深層に着目するために、表層、中層の強調度合いを弱めた観察ができる。

【0230】

また、例えば B 画像信号として表層の 1 次中間強調画像信号、G 画像信号として中層の 1 次中間強調画像信号、R 画像信号として深層の 1 次中間強調画像信号を利用することで、表層・中層・深層血管中間強調モードとすることができる。内視鏡検診でも血管が密集した部分などでは、強調し過ぎると画像が煩雑になり、逆に視認性を落とすこともある。この強調モードでは、全ての層をユーザが見易い強調レベルに調整した観察が可能となる。各層の強調度合いのバランスも、各強調画像信号と非強調画像信号の合成重み付けにより、任意に調整することができる。

40

【0231】

各強調モードにおける 1 次画像信号の取得に使用されるレーザの照射パターンと、1 次中間強調画像信号生成に使用する 1 次画像信号、表示画像生成に使用する 1 次画像信号、及びそれぞれの画像信号の合成方法は、強調モード設定部 26 の強調モード記憶部 78 に

50

記憶されている。そして、同一照射サイクル内で、同一の色領域（深さ領域）となるレーザー波長により取得された１次画像信号により中間強調画像を生成するように、照射パターンと同期した画像取得タイミングに従い、それらが選択される。

【０２３２】

例として上記の強調モードを挙げたが、この例に限らず、任意の層の強調、非強調、中間強調と、中間強調のレベルを調整し、観察体Ｏの状態や注目する層により任意の強調モードに調整することが可能である。

【０２３３】

例えば、本実施形態に係る内視鏡装置１０は、観察の目的に応じた以下の１６種類の強調モードを有し、ユーザは入力部１８によって、どの強調モードで観察を行うかを入力する。

10

【０２３４】

内視鏡装置１０が有する１６種類の強調モード（強調モードＭ１～Ｍ１６）は、図１６に示すように、以下の通りである。

【０２３５】

強調モードＭ１（表層血管強調モード）は、観察体Ｏの表層にある血管のみを強調表示するモードである。この強調モードＭ１では、撮像部２２がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－１（レーザー１）と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－４（レーザー４）と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－６（レーザー６）と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である１次画像信号と、中層の非強調画像信号である１次画像信号と、深層の非強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓのみが強調表示される表示画像９８が生成される。

20

【０２３６】

強調モードＭ２（中層血管強調モード）は、観察体Ｏの中層にある血管のみを強調表示するモードである。この強調モードＭ２では、撮像部２２がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－２（レーザー２）と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－３（レーザー３）と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－６（レーザー６）と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の非強調画像信号である１次画像信号と、中層の強調画像信号である１次画像信号と、深層の非強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍのみが強調表示される表示画像９８が生成される。

30

【０２３７】

強調モードＭ３（深層血管強調モード）は、観察体Ｏの深層にある血管のみを強調表示するモードである。この強調モードＭ３では、撮像部２２がモノクロイメージであれば、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－２（レーザー２）と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－４（レーザー４）と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－５（レーザー５）と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の非強調画像信号である１次画像信号と、中層の非強調画像信号である１次画像信号と、深層の強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、深層血管７０ｄを示す深層血管画像９６ｄのみが強調表示される表示画像９８が生成される。

40

【０２３８】

強調モードＭ４（表層血管強調-中層血管中間強調モード）は、観察体Ｏの表層にある血管を強調表示し、中層にある血管を中間強調するモードである。この強調モードＭ４では、撮像部２２がモノクロイメージであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－１（レーザー１）と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－３（レーザー３）と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザー光源４６－４

50

(レーザ４)と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－６(レーザ６)と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、中層の強調画像信号である１次画像信号と中層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで中層の１次中間強調画像信号を生成し、この中層の１次中間強調画像信号と、表層の強調画像信号である１次画像信号と、深層の非強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓが強調表示され、中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

【０２３９】

強調モードＭ５(表層血管中間強調-中層血管強調モード)は、観察体Ｏの表層にある血管を中間強調し、中層にある血管を強調表示するモードである。この強調モードＭ５では、撮像部２２がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－１(レーザ１)と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－２(レーザ２)と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－３(レーザ３)と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－６(レーザ６)と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である１次画像信号と表層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで表層の１次中間強調画像信号を生成し、この表層の１次中間強調画像信号と、中層の強調画像信号である１次画像信号と、深層の非強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍが強調表示され、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

【０２４０】

強調モードＭ６(表層血管強調-深層血管中間強調モード)は、観察体Ｏの表層にある血管を強調表示し、深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モードＭ６では、撮像部２２がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－１(レーザ１)と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－４(レーザ４)と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－５(レーザ５)と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－６(レーザ６)と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、深層の強調画像信号である１次画像信号と深層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで深層の１次中間強調画像信号を生成し、この深層の１次中間強調画像信号と、表層の強調画像信号である１次画像信号と、中層の非強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓが強調表示され、深層血管７０ｄを示す深層血管画像９６ｄが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

【０２４１】

強調モードＭ７(表層血管中間強調-深層血管強調モード)は、観察体Ｏの深層にある血管を強調表示し、表層にある血管を中間強調するモードである。この強調モードＭ７では、撮像部２２がモノクロイメージであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－１(レーザ１)と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－２(レーザ２)と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－４(レーザ４)と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－５(レーザ５)と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である１次画像信号と表層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで表層の１次中間強調画像信号を生成し、この表層の１次中間強調画像信号と、中層の非強調画像信号である１次画像信号と、深層の強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、深層血管７０ｄを示す深層血管画像９６ｄが強調表示され、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

【 0 2 4 2 】

強調モード M 8 (中層血管強調 - 深層血管中間強調モード) は、観察体 O の中層にある血管を強調表示し、深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モード M 8 では、撮像部 2 2 がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 2 (レーザ 2) と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 3 (レーザ 3) と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、深層の強調画像信号である 1 次画像信号と深層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで深層の 1 次中間強調画像信号を生成し、この深層の 1 次中間強調画像信号と、表層の非強調画像信号である 1 次画像信号と、中層の強調画像信号である 1 次画像信号と、を合成することで、中層血管 7 0 m を示す中層血管画像 9 6 m が強調表示され、深層血管 7 0 d を示す深層血管画像 9 6 d が中間強調表示される中間強調画像が表示画像 9 8 として生成される。

10

【 0 2 4 3 】

強調モード M 9 (中層血管中間強調 - 深層血管強調モード) は、観察体 O の中層にある血管を中間強調表示し、深層にある血管を強調するモードである。この強調モード M 9 では、撮像部 2 2 がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 2 (レーザ 2) と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 3 (レーザ 3) と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 4 (レーザ 4) と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、中層の強調画像信号である 1 次画像信号と中層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで中層の 1 次中間強調画像信号を生成し、この中層の 1 次中間強調画像信号と、表層の非強調画像信号である 1 次画像信号と、深層の強調画像信号である 1 次画像信号と、を合成することで、深層血管 7 0 d を示す深層血管画像 9 6 d が強調表示され、中層血管 7 0 m を示す中層血管画像 9 6 m が中間強調表示される中間強調画像が表示画像 9 8 として生成される。

20

【 0 2 4 4 】

強調モード M 1 0 (表層血管強調 - 中層・深層血管中間強調モード) は、観察体 O の表層にある血管を強調表示し、中層にある血管を中間強調すると共に深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モード M 1 0 では、撮像部 2 2 がモノクロイメーজであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 1 (レーザ 1) と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 3 (レーザ 3) と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 4 (レーザ 4) と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、中層の強調画像信号である 1 次画像信号と中層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで中層の 1 次中間強調画像信号を生成し、また、深層の強調画像信号である 1 次画像信号と深層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで深層の 1 次中間強調画像信号を生成し、これら中層の 1 次中間強調画像信号と深層の 1 次中間強調画像信号と、表層の強調画像信号である 1 次画像信号と、を合成することで、表層血管 7 0 s を示す表層血管画像 9 6 s が強調表示され、中層血管 7 0 m を示す中層血管画像 9 6 m と深層血管 7 0 d を示す深層血管画像 9 6 d とが中間強調表示される中間強調画像が表示画像 9 8 として生成される。

30

40

【 0 2 4 5 】

強調モード M 1 1 (中層・深層血管中間強調モード) は、観察体 O の中層にある血管を中間強調すると共に深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モード M 1 1 では、撮像部 2 2 がモノクロイメージであれば、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 2 (レーザ 2) と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ

50

光源 4 6 - 3 (レーザ 3) と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 4 (レーザ 4) と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、中層の強調画像信号である 1 次画像信号と中層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで中層の 1 次中間強調画像信号を生成し、また、深層の強調画像信号である 1 次画像信号と深層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで深層の 1 次中間強調画像信号を生成し、これら中層の 1 次中間強調画像信号と深層の 1 次中間強調画像信号と、表層の非強調画像信号である 1 次画像信号と、を合成することで、中層血管 7 0 m を示す中層血管画像 9 6 m と深層血管 7 0 d を示す深層血管画像 9 6 d とが中間強調表示される中間強調画像が表示画像 9 8 として生成される。

10

【 0 2 4 6 】

強調モード M 1 2 (中層血管強調 - 表層・深層血管中間強調モード) は、観察体 O の中層にある血管を強調表示し、表層にある血管を中間強調すると共に深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モード M 1 2 では、撮像部 2 2 がモノクロイメーチャであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 1 (レーザ 1) と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 2 (レーザ 2) と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 3 (レーザ 3) と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である 1 次画像信号と表層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで表層の 1 次中間強調画像信号を生成し、また、深層の強調画像信号である 1 次画像信号と深層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで深層の 1 次中間強調画像信号を生成し、これら表層の 1 次中間強調画像信号と深層の 1 次中間強調画像信号と、中層の強調画像信号である 1 次画像信号と、を合成することで、中層血管 7 0 m を示す中層血管画像 9 6 m が強調表示され、表層血管 7 0 s を示す表層血管画像 9 6 s と深層血管 7 0 d を示す深層血管画像 9 6 d とが中間強調表示される中間強調画像が表示画像 9 8 として生成される。

20

【 0 2 4 7 】

強調モード M 1 3 (表層・深層血管中間強調モード) は、観察体 O の表層にある血管を中間強調すると共に深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モード M 1 3 では、撮像部 2 2 がモノクロイメーチャであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 1 (レーザ 1) と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 2 (レーザ 2) と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 4 (レーザ 4) と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 5 (レーザ 5) と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 6 (レーザ 6) と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である 1 次画像信号と表層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで表層の 1 次中間強調画像信号を生成し、また、深層の強調画像信号である 1 次画像信号と深層の非強調画像信号である 1 次画像信号とを例えば加重平均することで深層の 1 次中間強調画像信号を生成し、これら表層の 1 次中間強調画像信号と深層の 1 次中間強調画像信号と、中層の非強調画像信号である 1 次画像信号と、を合成することで、表層血管 7 0 s を示す表層血管画像 9 6 s と深層血管 7 0 d を示す深層血管画像 9 6 d とが中間強調表示される中間強調画像が表示画像 9 8 として生成される。

30

40

【 0 2 4 8 】

強調モード M 1 4 (深層血管強調 - 表層・中層血管中間強調モード) は、観察体 O の深層にある血管を強調表示し、表層にある血管を中間強調すると共に中層にある血管を中間強調するモードである。この強調モード M 1 4 では、撮像部 2 2 がモノクロイメーチャであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 1 (レーザ 1) と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源 4 6 - 2 (レーザ 2) と、中層血管に

50

対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－３（レーザ３）と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－４（レーザ４）と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－５（レーザ５）と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である１次画像信号と表層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで表層の１次中間強調画像信号を生成し、また、中層の強調画像信号である１次画像信号と中層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで中層の１次中間強調画像信号を生成し、これら表層の１次中間強調画像信号と中層の１次中間強調画像信号と、深層の強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、深層血管７０ｄを示す深層血管画像９６ｄが強調表示され、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓと中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍとが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

10

【０２４９】

強調モードＭ１５（表層・中層血管中間強調モード）は、観察体Ｏの表層にある血管を中間強調すると共に中層にある血管を中間強調するモードである。この強調モードＭ１５では、撮像部２２がモノクロイメジャであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－１（レーザ１）と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－２（レーザ２）と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－３（レーザ３）と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－４（レーザ４）と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－６（レーザ６）と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である１次画像信号と表層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで表層の１次中間強調画像信号を生成し、また、中層の強調画像信号である１次画像信号と中層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで中層の１次中間強調画像信号を生成し、これら表層の１次中間強調画像信号と中層の１次中間強調画像信号と、深層の非強調画像信号である１次画像信号と、を合成することで、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓと中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍとが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

20

【０２５０】

そして、強調モードＭ１６（表層・中層・深層血管中間強調モード）は、観察体Ｏの表層にある血管を中間強調し、中層にある血管を中間強調し、且つ深層にある血管を中間強調するモードである。この強調モードＭ１６では、撮像部２２がモノクロイメジャであれば、表層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－１（レーザ１）と、表層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－２（レーザ２）と、中層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－３（レーザ３）と、中層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－４（レーザ４）と、深層血管に対する強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－５（レーザ５）と、深層血管に対する非強調狭帯域光源であるレーザ光源４６－６（レーザ６）と、を同一照射サイクル内で順番に点灯する。そして、表層の強調画像信号である１次画像信号と表層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで表層の１次中間強調画像信号を生成し、また、中層の強調画像信号である１次画像信号と中層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで中層の１次中間強調画像信号を生成し、さらに、深層の強調画像信号である１次画像信号と深層の非強調画像信号である１次画像信号とを例えば加重平均することで深層の１次中間強調画像信号を生成し、これら表層の１次中間強調画像信号と中層の１次中間強調画像信号と深層の１次中間強調画像信号とを合成することで、表層血管７０ｓを示す表層血管画像９６ｓと中層血管７０ｍを示す中層血管画像９６ｍと深層血管７０ｄを示す深層血管画像９６ｄとのすべてが中間強調表示される中間強調画像が表示画像９８として生成される。

30

40

【０２５１】

なお、撮像部２２がモノクロイメジャである場合、図９や図１２に示したように、選択された強調モードに使用するレーザ光源のみを、同一照射サイクル内で順番に点灯する

50

ものとして説明した。しかしながら、図 17 に示すように、強調モードによらずにレーザ光源 46 - 1 ~ 46 - 6 の全てを、同一照射サイクル内で順番に点灯するようにしても構わない。この場合には、点灯しているレーザ光源ごとに 1 次画像信号が取得されて、1 次画像記憶部 84 に記憶される。そして、画像選択部 86 が、選択された強調モードに応じて、それら 1 次画像記憶部 84 に記憶された複数の 1 次画像信号の中から必要な 1 次画像信号のみを 1 次中間強調画像生成部 90 及び表示画像生成部 92 に送るように構成する。これにより 1 次中間強調画像生成部 90 及び表示画像生成部 92 は、上述したような処理を実行することができる。

【0252】

また、撮像部 22 に BGR カラーフィルタを有するカラーイメージャを使用する場合には、例えば、レーザ光源 46 - 1 (レーザ 1)、レーザ光源 46 - 4 (レーザ 3)、及びレーザ光源 46 - 6 (レーザ 5) の点灯と、レーザ光源 46 - 2 (レーザ 2)、レーザ光源 46 - 4 (レーザ 4)、及びレーザ光源 46 - 6 (レーザ 6) の点灯と、を 1 照射サイクルとして交互に繰り返す点灯方法としてもよい。この場合には、レーザ光源 46 - 1 (レーザ 1)、レーザ光源 46 - 3 (レーザ 3)、及びレーザ光源 46 - 5 (レーザ 5) の点灯時に B 光検出要素で表層の強調画像信号である 1 次画像信号、G 光検出要素で中層の強調画像信号である 1 次画像信号、R 光検出要素で深層の強調画像信号である 1 次画像信号を取得し、レーザ光源 46 - 2 (レーザ 2)、レーザ光源 46 - 4 (レーザ 4)、及びレーザ光源 46 - 6 (レーザ 6) の点灯時に B 光検出要素で表層の非強調画像信号である 1 次画像信号、G 光検出要素で中層の非強調画像信号である 1 次画像信号、R 光検出要素で深層の非強調画像信号である 1 次画像信号を取得して、各 1 次画像信号を 1 次画像記憶部 84 に記憶することで、同等の画像合成処理が可能である。

【0253】

なお、白色を再現するための組み合わせとして上記例を示したが、用途により白色の再現が必要ない場合は、BGR 全ての色画像信号を利用せず、例えば B 画像信号と G 画像信号の組み合わせのみを使用するなど、任意の色画像信号を組み合わせで表示しても良い。

【0254】

また、白色の再現が必要ない場合には、1 次中間強調画像信号は、必ずしも同じ色領域でなく、異なる色領域の強調画像信号と非強調画像信号との組み合わせで生成しても良い。例えば、モノクロ画像信号を取得する場合、任意の診断対象物質に対する強調度合いが異なる画像信号の組み合わせであれば、同様に強調度合いを調整した中間強調画像の生成が可能である。

【0255】

また、本実施形態では、狭帯域光源としてレーザ光源を使用した方が、LED を利用しても良い。調整できるコントラストの範囲を広げるためには、より狭帯域で強調画像信号と非強調画像信号のコントラスト差をつけられるレーザ光源のほうが望ましいが、LED でも同様の効果を得ることができる。

【0256】

なお、本実施形態では、表層、中層、深層の全ての深さ (青色領域 60B、緑色領域 60G、及び赤色領域 60R の全ての色領域) に対して狭帯域光で 1 次画像信号を取得したが、強調や中間強調を行う必要のない層は、広い波長範囲を持つ広帯域光により 1 次画像信号を取得しても良い。図 18 に、表層を強調し、中層を中間強調し、深層に広帯域光 BRO を使用した例の画像合成イメージを示す。

【0257】

図 13 に示した前述の強調モード M4 (表層血管強調-中層血管中間強調モード) の例と比較して、レーザ光源 46 - 6 (レーザ 6) による深層非強調画像信号である 1 次画像信号 94 - 6 の変わりに、赤色領域 60R の広帯域な波長をもつ広帯域光 BRO により取得された、1 次画像信号 94 - 7 が、赤色 (R) 画像信号として表示画像生成に利用される。1 次画像信号 94 - 7 は、深層の中間的な強調画像信号となるが、表示画像 98 は、表層血管 70s が強調、中層血管 70m と深層血管 70d とが中間強調された中間強調画

像となる。ただし、深層は強調度合いの調整はできない。狭帯域光のみの画像の場合、白色光源に対する波長欠落のため色再現が取り難いが、広帯域光BROを使用することで色再現性を向上し易くすることができる。

【0258】

広帯域光BROとしては、LED光源の光や、キセノンランプなどの白色光源からフィルタにより特定の波長領域を切り出した光などが利用できる。

【0259】

なお、上記実施形態においては、内視鏡装置10は、強調モードM1～M16の16種類の強調モードを有していたが、それらのすべての強調モードを有することは必須ではない。

10

【0260】

また、内視鏡装置10は、その他の強調モードを有していても良い。内視鏡装置10は、色合いの異なる通常光を照射するモード、観察体Oにおける特定の対象物質を強調表示するその他の特殊光強調モード、観察体Oや薬剤に励起光を照射した際に発生する蛍光を観察する蛍光強調モード、などを有することができる。

【0261】

また、上記実施形態においては、診断対象物質を酸化ヘモグロビンとしたが、その他の物質でも良い。例えば、診断対象物質は、還元ヘモグロビンでも良い。また、診断対象物質は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンが混合された血液でも良い。その場合は、酸化ヘモグロビンの吸収スペクトルと還元ヘモグロビンの吸収スペクトルとを混合比を掛けた吸収スペクトルとなる。

20

【0262】

また、診断対象物質は、ヘモグロビン以外にも、例えば、公知の自家蛍光物質または蛍光薬剤でも良いし、脂肪、ビリルビン、糖、などの生体に含まれる物質でも良い。

【0263】

以上のように、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置10は、観察体Oに照射された照明光ILの反射散乱光RLを検出して撮像信号を出力する撮像部22と、撮像信号から表示画像を生成する画像処理部24と、生成した表示画像を表示する画像表示部16と、を備える。ここで、画像処理部24は、中間強調画像生成部88を有する。中間強調画像生成部88は、観察体Oに存在する診断対象物質を強調観察可能な複数の強調波長領域の光である複数の強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての複数の撮像信号である複数の強調画像信号と、複数の強調波長領域を含まない複数の非強調波長領域の光である複数の非強調狭帯域光を含む照明光の反射散乱光についての複数の撮像信号である複数の非強調画像信号と、に基づいて、複数の強調画像信号から生成される画像である1つの強調画像と前記複数の非強調画像信号から生成される画像である1つの非強調画像とに対して診断対象物質の強調度合いが中間的な画像である1つの中間強調画像を生成する。

30

このように、強調波長を含む光で生成する強調画像と強調波長を含まない光で生成する非強調画像とを合成して、中間強調画像を生成するので、強調狭帯域光により強調される深さ領域の診断対象物質の強調の度合いを調整できるので、特定の深さ領域ごとの診断対象物質の強調の度合いを調整可能となる。

40

【0264】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置10は、さらに、互いに異なる複数の狭帯域光を含む照明光を出射する複数の狭帯域光源を備えることができる。ここで、それら複数の狭帯域光源は、複数の強調波長領域のうちの1つにピーク波長または中心波長が含まれる第1の強調狭帯域光を出射する第1の強調狭帯域光源と、複数の非強調波長領域のうちの1つにピーク波長または中心波長が含まれる第1の非強調狭帯域光を出射する第1の非強調狭帯域光源と、を少なくとも有する。この場合、撮像部22は、第1の強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第1の強調画像信号と、第1の非強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第1の非強調画像信号と、を第1及び第2の1次画像信号（例えば1次画像信号94-3、94-4）として取得する。そして、

50

中間強調画像生成部 88 は、第 1 の 1 次画像信号と第 2 の 1 次画像信号とを合成して第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 を生成する。

このように、第 1 の強調狭帯域光を含む光による第 1 の強調画像信号と第 1 の非強調狭帯域光を含む光による第 1 の非強調画像とを合成して、第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 を生成することで、第 1 の強調狭帯域光により強調される深さ領域の診断対象物質の強調の度合いを中間の強調度合いに調整した第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 を生成することができる。

【0265】

また、複数の狭帯域光源はさらに、第 1 の強調狭帯域光とは異なる第 2 の強調狭帯域光を出射する第 2 の強調狭帯域光源と、第 1 の非強調狭帯域光とは異なる第 2 の非強調狭帯域光を出射する第 2 の非強調狭帯域光源と、のどちらか一方を少なくとも有することができる。この場合、撮像部 22 はさらに、第 2 の強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第 2 の強調画像信号と、第 2 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光についての撮像信号である第 2 の非強調画像信号と、の何れか少なくとも一方を第 3 の 1 次画像信号（例えば 1 次画像信号 94 - 1）として取得し、中間強調画像生成部 88 は、第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 と、第 3 の 1 次画像信号と、に基づいて、中間強調画像を生成する。

このように、第 2 の強調画像信号と第 2 の非強調画像信号との何れかを取得し、第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 に加えて合成することで、中間強調画像を生成することができる。

【0266】

また、複数の狭帯域光源はさらに、第 1 及び第 2 の強調狭帯域光とは異なる第 3 の強調狭帯域光を出射する第 3 の強調狭帯域光源と、第 1 及び第 2 の非強調狭帯域光とは異なる第 3 の非強調狭帯域光を出射する第 3 の非強調狭帯域光源と、のどちらか一方を少なくとも有することができる。この場合、撮像部 22 はさらに、第 3 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の強調画像信号と、第 3 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 3 の非強調画像信号と、の何れか少なくとも一方を第 4 の 1 次画像信号（例えば 1 次画像信号 94 - 6）として取得し、中間強調画像生成部は、第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 と、第 3 の 1 次画像信号と、第 4 の 1 次画像信号と、に基づいて、中間強調画像を生成する。

このように、第 1 の 1 次中間強調画像信号 100 と、第 2 の強調画像信号及び非強調画像信号の何れかと、第 3 の強調画像信号及び非強調画像信号の何れかと、を合成することで、中間強調画像を生成することができる。

【0267】

あるいは、複数の狭帯域光源は、第 1 の強調狭帯域光源及び第 1 の非強調狭帯域光源に加えて、さらに、第 1 の強調狭帯域光とは異なる第 2 の強調狭帯域光を出射する第 2 の強調狭帯域光源と、第 1 の非強調狭帯域光とは異なる第 2 の非強調狭帯域光を出射する第 2 の非強調狭帯域光源と、を有するものであっても良い。この場合、撮像部 22 はさらに、第 2 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 2 の強調画像信号と、第 2 の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第 2 の非強調画像信号と、を第 3 及び第 4 の 1 次画像信号として取得し、中間強調画像生成部 88 は、第 3 の 1 次画像信号と第 4 の 1 次画像信号とを合成して第 2 の 1 次中間強調画像信号を生成し、第 1 の 1 次中間強調画像信号と、第 2 の 1 次中間強調画像信号と、に基づいて、中間強調画像を生成する。

このように、第 2 の中間強調画像信号を生成し、第 1 の中間強調画像信号と第 2 の中間強調画像信号とを合成することで、中間強調画像を生成することができる。

【0268】

この場合、複数の狭帯域光源はさらに、第 1 及び第 2 の強調狭帯域光とは異なる第 3 の強調狭帯域光を出射する第 3 の強調狭帯域光源と、第 1 及び第 2 の非強調狭帯域光とは異なる第 3 の非強調狭帯域光を出射する第 3 の非強調狭帯域光源と、のどちらか一方を少なくとも有する。そして、撮像部 22 はさらに、第 3 の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基

に生成される第3の強調画像信号と、第3の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第3の非強調画像信号と、の何れか少なくとも一方を第5の1次画像信号として取得し、中間強調画像生成部88は、第1の1次中間強調画像信号と、第2の1次中間強調画像信号と、第5の1次画像信号と、に基づいて、中間強調画像を生成する。

このように、第1の中間強調画像信号及び第2の中間強調画像信号に加えて、第3の強調画像信号及び非強調画像信号の何れかを合成することで、中間強調画像を生成することができる。

【0269】

あるいは、複数の狭帯域光源はさらに、第1及び第2の強調狭帯域光とは異なる第3の強調狭帯域光を出射する第3の強調狭帯域光源と、第1及び第2の非強調狭帯域光とは異なる第3の非強調狭帯域光を出射する第3の非強調狭帯域光源と、を有しても良い。この場合、撮像部22はさらに、第3の強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第3の強調画像信号と、第3の非強調狭帯域光を含む反射散乱光を基に生成される第3の非強調画像信号と、を第5及び第6の1次画像信号として取得し、中間強調画像生成部88は、第5の1次画像信号と第6の1次画像信号とを合成して第3の1次中間強調画像信号を生成し、第1の1次中間強調画像信号と、第2の1次中間強調画像信号と、第3の1次中間強調画像信号と、に基づいて、中間強調画像を生成する。

このように、第1の中間強調画像信号、第2の中間強調画像信号、第3の中間強調画像信号を合成することによって、中間強調画像を生成するようにしても良い。

【0270】

なおここで、第1の強調狭帯域光及び第1の非強調狭帯域光は、それぞれ、第1の深さ領域まで侵達長を有し、第1の深さ領域は、観察体Oに対する表層領域72s、中層領域72m、及び深層領域72dの3つの深さ領域の何れかである。

このように、第1の強調狭帯域光及び第1の非強調狭帯域光は、第1の深さ領域への侵達長を持つので、観察体Oに対する第1の深さ領域における、診断対象物質の強調の度合いを変更可能となる。

【0271】

また、第1の強調狭帯域光及び第1の非強調狭帯域光は、それぞれ、第1の深さ領域まで侵達長を有し、第2の強調狭帯域光及び第2の非強調狭帯域光は、それぞれ、第2の深さ領域まで侵達長を有し、第1の深さ領域は、観察体Oに対する表層領域72s、中層領域72m、及び深層領域72dの3つの深さ領域の何れかであり、第2の深さ領域は、それら3つの深さ領域のうち、第1の深さ領域とは異なる何れかである。

このように、第2の強調狭帯域光及び第2の非強調狭帯域光は、第1の深さ領域とは異なる第2の深さ領域への侵達長を持つので、第1の深さ領域における診断対象物質の、第2の深さ領域における診断対象物質に対する相対的な強調の度合いを変更可能となる。

【0272】

あるいは、第1の強調狭帯域光及び第1の非強調狭帯域光は、それぞれ、第1の深さ領域まで侵達長を有し、第2の強調狭帯域光及び第2の非強調狭帯域光は、それぞれ、第2の深さ領域まで侵達長を有し、第3の強調狭帯域光及び第3の非強調狭帯域光は、それぞれ、第3の深さ領域まで侵達長を有し、第1の深さ領域は、観察体Oに対する表層領域、中層領域、及び深層領域の3つの深さ領域の何れかであり、第2の深さ領域は、それら3つの深さ領域のうち、第1の深さ領域とは異なる何れかであり、第3の深さ領域は、それら3つの深さ領域のうち、第1の深さ領域及び第2の深さ領域とは異なる領域である。

【0273】

このように、第3の強調狭帯域光及び第3の非強調狭帯域光は、第1及び第2の深さ領域とは異なる第3の深さ領域への侵達長を持つので、第1の深さ領域における診断対象物質の、第2及び第3の深さ領域における診断対象物質に対する相対的な強調の度合いを変更可能となる。

【0274】

この場合、複数の狭帯域光のうち、表層領域72sまで侵達長を有する狭帯域光は、青

10

20

30

40

50

色領域 60B に含まれ、中層領域 72m まで侵達長を有する狭帯域光は、緑色領域 60G に含まれ、深層領域 72d まで侵達長を有する狭帯域光は、赤色領域 60R に含まれる。

このように、深さ領域と色領域とには相関がある。

【0275】

また、第1の強調狭帯域光及び第1の非強調狭帯域光は、それぞれ、第1の深さ領域まで侵達長を有し、第2の強調狭帯域光及び第2の非強調狭帯域光は、それぞれ、第2の深さ領域まで侵達長を有し、第3の強調狭帯域光及び第3の非強調狭帯域光は、それぞれ、第3の深さ領域まで侵達長を有し、第1の深さ領域は、観察体Oに対する表層領域 72s、中層領域 72m、及び深層領域 72d の3つの深さ領域の何れかであり、第2の深さ領域は、それら3つの深さ領域のうち、第1の深さ領域とは異なる何れかであり、第3の深さ領域は、それら3つの深さ領域のうち、第1の深さ領域及び第2の深さ領域とは異なる領域であり、複数の狭帯域光のうち、表層領域 72s まで侵達長を有する狭帯域光は、青色領域 60B に含まれ、中層領域 72m まで侵達長を有する狭帯域光は、緑色領域 60G に含まれ、深層領域 72d まで侵達長を有する狭帯域光は、赤色領域 60R に含まれる場合、第1の1次中間強調画像信号と、第2の1次中間強調画像信号と、第3の1次中間強調画像信号とは、白色を再現可能な輝度の比率で組み合わせられる。

このように、第1の1次中間強調画像と、第2の1次中間強調画像と、第3の1次中間強調画像を、白色を再現する輝度比率で合成することで、表示画像 98 である中間強調画像は、白色照明に基づく所謂カラー画像として表示可能となる。

【0276】

また、前記複数の強調波長領域のそれぞれは、観察体Oに存在する診断対象物質の光吸収スペクトルに対して、極大値 62B、62G をとる極大波長と、青色領域 60B、緑色領域 60G、及び赤色領域 60R の3つの色領域のうち何れかの色領域における最大値 64B、64G、64R である色領域最大値をとる色領域最大波長と、の少なくとも一方を含む波長領域である。

このように、強調波長領域は、各色領域において、極大値をとる波長と、最大値をとる波長と、のうち少なくとも一つを含むことができる。

【0277】

また、複数の非強調波長領域のそれぞれは、観察体Oに存在する診断対象物質の光吸収スペクトルに対して、極小値 66B、66G をとる極小波長と、青色領域 60B、緑色領域 60G、及び赤色領域 60R の3つの色領域のうち何れかの色領域における最小値 68B、68G、68R である色領域最小値をとる色領域最小波長と、の少なくとも一方を1つ含む。

このように、非強調波長領域は、各色領域において、極小値をとる波長と、最小値をとる波長と、のうち少なくとも一つを含むことができる。

【0278】

なお、複数の非強調波長領域のそれぞれは、極小値または色領域最小値が存在する色領域であって、極小値及び色領域最小値の少なくとも一方に対して、1.5倍以下の値を有する波長領域である。

このように、非強調波長領域が、各色領域において、極小値または最小値の1.5倍以下の値を有する波長領域であると、光吸収が小さいため、好ましい。

【0279】

また、観察体Oは、生体組織であり、診断対象物質は、観察体Oに含まれるヘモグロビンである。

これにより、生体組織に存在する血管を強調することができる。

【0280】

なお、複数の狭帯域光源は、それぞれ、レーザ光源を含む。

このように、複数の狭帯域光源は、レーザ光源により構成することができる。

【0281】

あるいは、複数の狭帯域光源は、それぞれ、ＬＥＤ光源を含んでも良い。

【０２８２】

このように、複数の狭帯域光源は、ＬＥＤ光源により構成することも可能である。

【０２８３】

また、複数の強調波長領域及び複数の非強調波長領域とは異なるピーク波長を持つか、又は、複数の強調波長領域及び複数の非強調波長領域の波長をカット又は減衰させることで複数の強調波長領域及び複数の非強調波長領域とはピーク波長を異ならせて出射可能である、複数の強調狭帯域光及び複数の非強調狭帯域光と比較して広帯域な波長幅を持つ広帯域光ＢＲＯを出射する広帯域光源をさらに備えても良い。この場合は、中間強調画像生成部８８は、広帯域光源から出射された広帯域光ＢＲＯの反射散乱光についての撮像信号である広帯域光画像信号を複数の強調画像信号及び複数の非強調画像信号の少なくとも１つとして用いて、中間強調画像を生成する。

10

このように、広帯域な光源も有し、広帯域光ＢＲＯによる画像も組み合わせた場合でも、中間強調画像を生成することができる。

【０２８４】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置１０は、さらに、撮像部２２から出力される少なくとも１つの強調画像信号と少なくとも１つの非強調画像信号とを記憶する１次画像記憶部８４と、所望の少なくとも１つの強調画像信号と少なくとも１つの非強調画像信号との組み合わせを選択する画像選択部８６と、備えることができる。この場合、中間強調画像生成部８８は、画像選択部８６が選択した少なくとも１つの強調画像信号（例えば１次画像信号９４－３）と少なくとも１つの非強調画像信号（例えば１次画像信号９４－４）とを１次画像記憶部８４から読み出し、所定の合成処理を行うことにより１次中間強調画像信号１００を生成する。

20

このように、１次画像記憶部８４と画像選択部８６を持つことで、強調画像信号及び非強調画像信号の取得の順番を規定する必要をなくすことができる。

【０２８５】

ここで、１次画像記憶部８４は、複数の強調画像信号と複数の非強調画像信号とを記憶し、画像選択部８６は、複数の強調画像信号と複数の非強調画像信号とから、深さ領域、色領域、及び取得タイミングのうち少なくとも１つを含む所定の条件に基づいて、少なくとも一組の１つの強調画像信号と１つの非強調画像信号とを選択する。そして、中間強調画像生成部８８は、画像選択部８６が選択した少なくとも一組の１つの強調画像信号と１つの非強調画像信号とを１次画像記憶部８４から読み出し、所定の合成処理を行うことにより少なくとも１つの１次中間強調画像信号１００を生成する。

30

このように、複数の強調画像信号と複数の非強調画像信号とから選択して１次中間強調画像信号１００を生成することができる。

【０２８６】

この場合、撮像部２２は、画像選択部８６によって選択された少なくとも一組の１つの強調画像信号と１つの非強調画像信号とを時間分割した一定の照射サイクルを持つパターンで照射することで、画像選択部８６が選択した少なくとも一組の１つの強調画像信号と１つの非強調画像信号とを一定のサイクルで取得し、１次画像記憶部８４は、取得された少なくとも一組の１つの強調画像信号と１つの非強調画像信号とを記憶する。そして、中間強調画像生成部８８は、１次画像記憶部８４に記憶されている少なくとも一組の１つの強調画像信号と１つの非強調画像信号とを読み出し、所定の合成処理を行うことにより少なくとも１つの１次中間強調画像信号１００を生成する。

40

このように、選択された強調画像信号及び非強調画像信号のみを取得して、１次中間強調画像信号１００を生成することができる。

【０２８７】

あるいは、撮像部２２は、複数の強調狭帯域光と複数の非強調狭帯域光とを時間分割した一定の照射サイクルを持つパターンで照射することで、複数の強調画像信号と複数の非強調画像信号とを一定のサイクルで取得し、１次画像記憶部８４は、取得された複数の強

50

調画像信号と複数の非強調画像信号とを記憶する。そして、画像選択部 8 6 は、同一の照射サイクルの中で、同一の深さ領域又は同一の色領域の少なくとも一組の 1 つの強調画像信号と 1 つの非強調画像信号とを選択し、中間強調画像生成部 8 8 は、画像選択部 8 6 が選択した少なくとも一組の 1 つの強調画像信号と 1 つの非強調画像信号とを 1 次画像記憶部 8 4 から読み出し、所定の合成処理を行うことにより少なくとも 1 つの 1 次中間強調画像信号を生成する。

このように、全ての強調画像信号及び非強調画像信号を取得し、その中から選択的に使用することで、1 次中間強調画像信号 1 0 0 を生成することができる。

【0288】

この場合、画像選択部 8 6 は、複数の強調画像信号と複数の非強調画像信号とから、所定の条件に基づいて、2 組以上の 1 つの強調画像信号と 1 つの非強調画像信号とを選択し、中間強調画像生成部 8 8 は、2 つ以上の 1 次中間強調画像信号を生成し、それらに基づいて中間強調画像を生成することもできる。

このように、2 組以上の強調画像信号と非強調画像信号とから、中間強調画像を生成することができる。

【0289】

なお、画像選択部 8 6 は、組み合わせにより白色照明に基づく画像を生成し得るように、少なくとも 1 つの 1 次中間強調画像信号、少なくとも 1 つの強調画像信号、及び複数の非強調画像信号のうち異なる色領域のものを各 1 つずつ選択する。

このように、異なる色領域の画像信号を組み合わせることで、白色照明に基づく所謂カラー画像を得ることができる。

【0290】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置 1 0 は、さらに、複数の強調モードの中から 1 つの強調モードを入力する入力部 1 8 と、複数の強調モードそれぞれに対する光源の駆動パターン、選択画像、及び画像合成方法を記憶する強調モード記憶部 7 8 と、入力部 1 8 に入力された強調モードに従い、強調モード記憶部 7 8 から光源の駆動パターン、選択画像、及び画像合成方法をそれぞれ読み出して、それらに従って画像処理部 2 4 を制御することで、画像処理部 2 4 に、中間強調画像を生成させる制御部である画像設定部 8 2 と、を備えるようにしても良い。

このように、ユーザが強調モードを入力でき、それに基づいた制御を行うことができる。

【0291】

この場合、強調モードとしては、少なくとも特定の深さ領域の診断対象物質の中間強調画像である第 1 の中間強調画像を表示する第 1 の強調モードと、第 1 の中間強調画像とは異なる深さ領域の診断対象物質に対する中間強調画像である第 2 の中間強調画像を表示する第 2 の強調モードと、を有する。

このように、入力された強調モードに応じた中間強調画像を生成して表示することができる。

【0292】

以上、一実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。

【符号の説明】

【0293】

1 0 ... 内視鏡装置、 1 2 ... 内視鏡、 1 4 ... 本体部（ビデオプロセッサ）、 1 6 ... 画像表示部（モニタ）、 1 8 ... 入力部、 2 0 ... 照明部、 2 2 ... 撮像部、 2 4 ... 画像処理部、 2 6 ... 強調モード設定部、 2 8 ... 挿入部、 3 0 ... 操作部、 3 2 ... 先端硬質部、 3 4 ... 湾曲部、 3 6 ... 可撓管部、 3 8 ... 湾曲操作部、 4 0 ... 本体部（スコープ）、 4 2 ... 把持部、 4 4 ... ユニバーサルコード、 4 6 - 1 ~ 4 6 - 6 ... レーザ光源、 4 8 ... 光源駆動部、 5 0 - 1 ~ 5 0 - 6 , 5 4 ... 光ファイバ、 5 2 ... 光

10

20

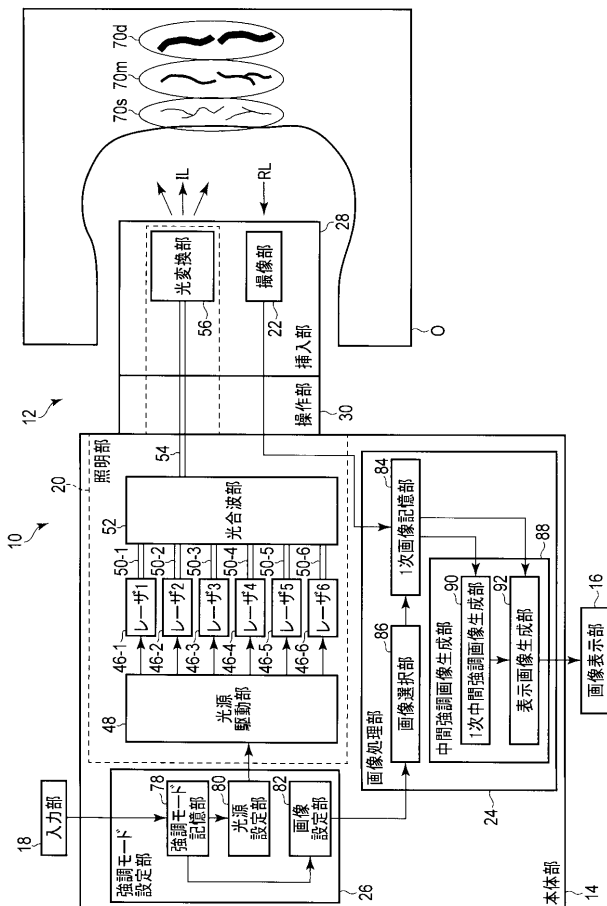
30

40

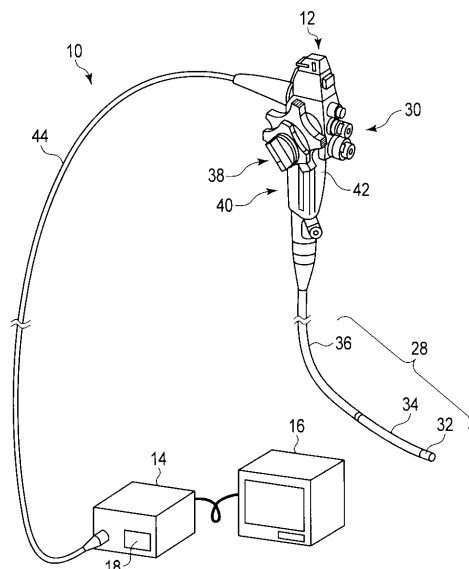
50

合波部、 5 6 ... 光変換部、 5 8 B ... 青色 (B) のカラーフィルタの分光特性、 5 8 G ... 緑色 (G) のカラーフィルタの分光特性、 5 8 R ... 赤色 (R) のカラーフィルタの分光特性、 6 0 B ... 青色領域、 6 0 G ... 緑色領域、 6 0 R ... 赤色領域、 6 2 B ... 青色領域極大値、 6 2 G ... 緑色領域極大値、 6 4 B ... 青色領域最大値、 6 4 G ... 緑色領域最大値、 6 4 R ... 赤色領域最大値、 6 6 B ... 青色領域極小値、 6 6 G ... 緑色領域極小値、 6 8 B ... 青色領域最小値、 6 8 G ... 緑色領域最小値、 6 8 R ... 赤色領域最小値、 7 0 d ... 深層血管、 7 0 m ... 中層血管、 7 0 s ... 表層血管、 7 2 d ... 深層領域、 7 2 m ... 中層領域、 7 2 s ... 表層領域、 7 4 ... 拡散部材、 7 6 ... ホルダ、 7 8 ... 強調モード記憶部、 8 0 ... 光源設定部、 8 2 ... 画像設定部、 8 4 ... 1 次画像記憶部、 8 6 ... 画像選択部、 8 8 ... 中間強調画像生成部、 9 0 ... 1 次中間強調画像生成部、 9 2 ... 表示画像生成部、 9 4 - 1 ~ 9 4 - 7 ... 1 次画像信号、 9 6 d ... 深層血管画像、 9 6 m ... 中層血管画像、 9 6 s ... 表層血管画像、 9 8 ... 表示画像、 1 0 0 ... 1 次中間強調画像信号。

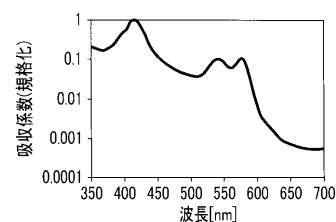
【 図 1 】



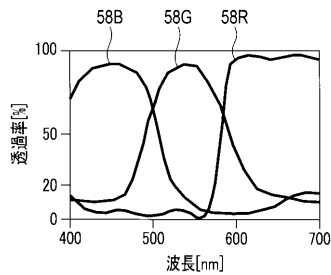
【 図 2 】



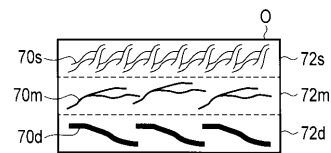
【 図 3 】



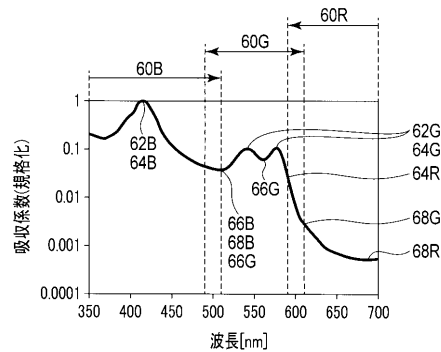
【 図 4 】



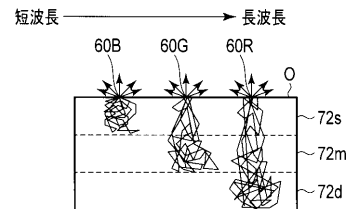
【 図 6 A 】



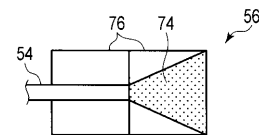
【 図 5 】



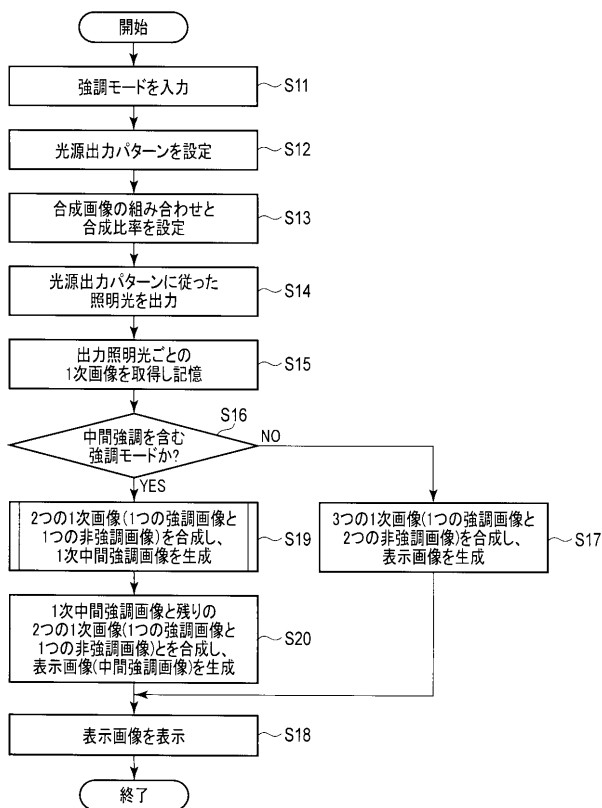
【 図 6 B 】



【 図 7 】



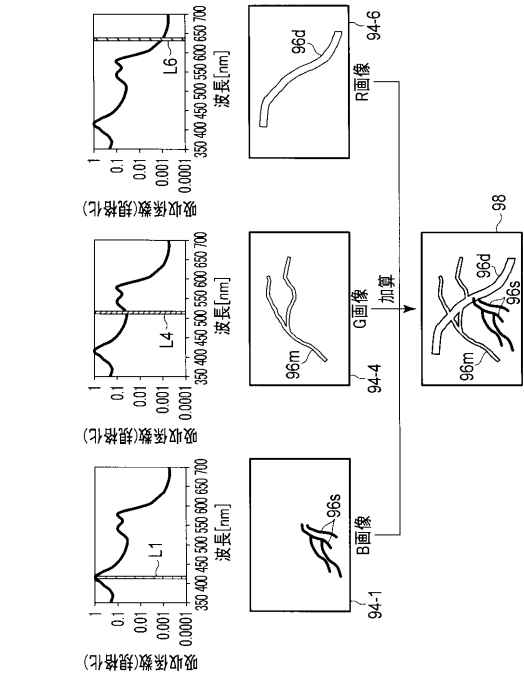
【 図 8 】



【 図 9 】

	1フレーム			1フレーム		
	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム
レーザ1 (415nm)	ON	—	—	ON	—	—
レーザ2 (445nm)	—	—	—	—	—	—
レーザ3 (540nm)	—	—	—	—	—	—
レーザ4 (515nm)	—	ON	—	—	ON	—
レーザ5 (595nm)	—	—	—	—	—	—
レーザ6 (635nm)	—	—	ON	—	—	ON

【図 10】



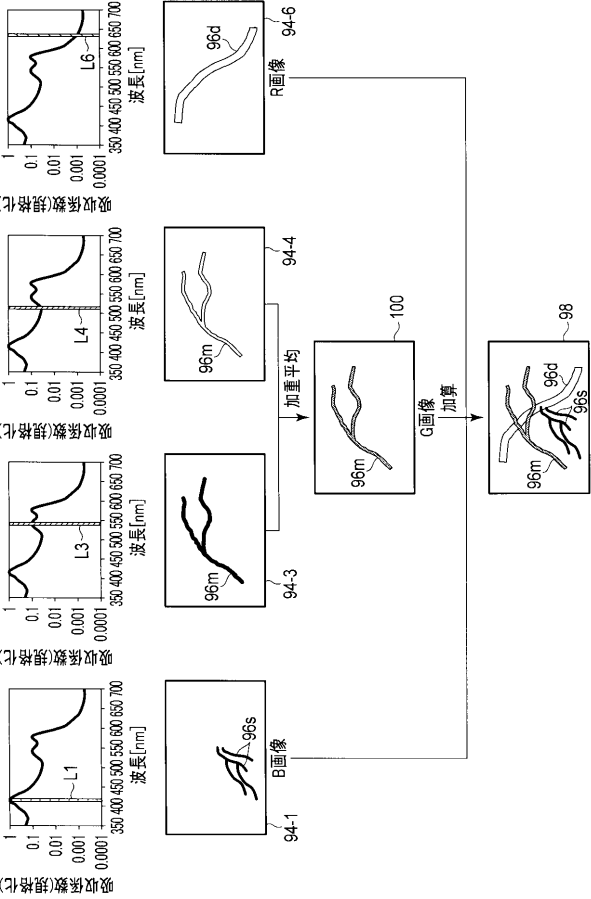
【図 11】

色画像	選択可能な画像	使用レーザー
B画像	1次画像1(表層の強調画像)	レーザー1(415nm)
	1次画像2(表層の非強調画像)	レーザー2(445nm)
G画像	1次画像3(中層の強調画像)	レーザー3(540nm)
	1次画像4(中層の非強調画像)	レーザー4(515nm)
R画像	1次画像5(深層の強調画像)	レーザー5(595nm)
	1次画像6(深層の非強調画像)	レーザー6(635nm)

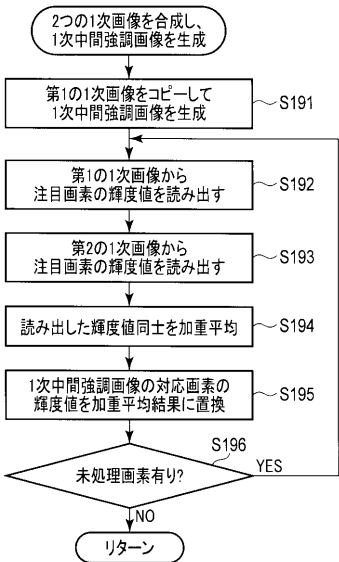
【図 12】

	1フレーム				1フレーム			
	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム	サブフレーム
レーザー1 (415nm)	ON	—	—	—	ON	—	—	—
レーザー2 (445nm)	—	—	—	—	—	—	—	—
レーザー3 (540nm)	—	ON	—	—	—	ON	—	—
レーザー4 (515nm)	—	—	ON	—	—	—	ON	—
レーザー5 (595nm)	—	—	—	—	—	—	—	—
レーザー6 (635nm)	—	—	—	ON	—	—	—	ON

【図 13】



【図 14】



【 図 1 5 】

色画像	選択可能な画像	使用レーザー
B画像	1次画像1(表層の強調画像)	レーザー1(415nm)
	1次画像2(表層の非強調画像)	レーザー2(445nm)
	表層の1次中間強調画像	レーザー1(415nm)
	(1次画像1と1次画像2を合成)	レーザー2(445nm)
G画像	1次画像3(中層の強調画像)	レーザー3(540nm)
	1次画像4(中層の非強調画像)	レーザー4(515nm)
	中層の1次中間強調画像	レーザー3(540nm)
	(1次画像3と1次画像4を合成)	レーザー4(515nm)
R画像	1次画像5(深層の強調画像)	レーザー5(595nm)
	1次画像6(深層の非強調画像)	レーザー6(635nm)
	深層の1次中間強調画像	レーザー5(595nm)
	(1次画像5と1次画像6を合成)	レーザー6(635nm)

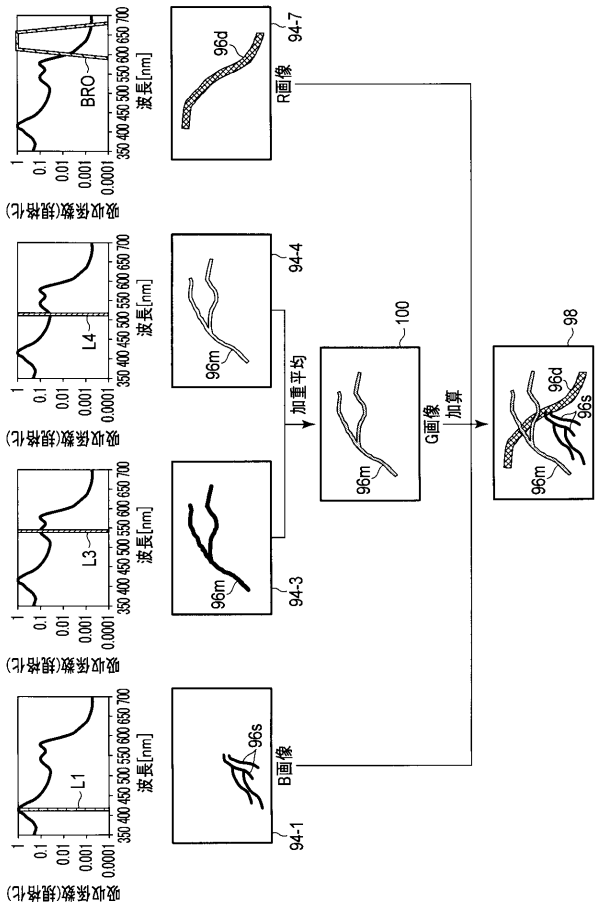
【 図 1 6 】

	レーザー1 (415nm)	レーザー2 (445nm)	レーザー3 (540nm)	レーザー4 (515nm)	レーザー5 (595nm)	レーザー6 (635nm)
M1	○	—	—	○	—	○
M2	—	○	○	—	—	○
M3	—	○	—	○	○	—
M4	○	—	○	○	—	○
M5	○	○	○	—	—	○
M6	○	—	—	○	○	○
M7	○	○	—	○	○	—
M8	—	○	○	—	○	○
M9	—	○	○	○	○	—
M10	○	—	○	○	○	○
M11	—	○	○	○	○	○
M12	○	○	○	—	○	○
M13	○	○	—	○	○	○
M14	○	○	○	○	○	—
M15	○	○	○	○	—	○
M16	○	○	○	○	○	○

【 図 1 7 】

17レーザ																
サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム	サブ フレーム
レーザー1 (415nm)	ON	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	ON
レーザー2 (445nm)	—	ON	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
レーザー3 (540nm)	—	—	ON	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
レーザー4 (515nm)	—	—	—	ON	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
レーザー5 (595nm)	—	—	—	—	ON	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
レーザー6 (635nm)	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—

【 図 1 8 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/085357

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B1/04

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.
X	JP 2012-152413 A (Fujifilm Corp.), 16 August 2012 (16.08.2012), 5th carrying-out mode & CN 102613953 A	1-3, 5, 8-9, 13-27 4, 6-7, 10-12
Y	JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), paragraphs [0004], [0059] & US 2011/0077462 A1 paragraphs [0004], [0141] & EP 2305094 A1	4, 6-7, 10-12
A	JP 2013-5981 A (Hoya Corp.), 10 January 2013 (10.01.2013), (Family: none)	1

☒ 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
07 March 2016 (07.03.16)Date of mailing of the international search report
15 March 2016 (15.03.16)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/JP2015/085357

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-54191 A (Fujifilm Corp.), 23 March 2015 (23.03.2015), & US 2015/0080653 A1	1
A	JP 2006-341075 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), & US 8279275 B2 & WO 2006/120794 A1 & EP 1880658 A1 & KR 10-2008-0007582 A & CN 101163438 A	1

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 5 3 5 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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 (IPC)) Int.Cl. 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	
X	JP 2012-152413 A (富士フイルム株式会社) 2012.08.16, 第5実施 形態 & CN 102613953 A	1-3, 5, 8-9, 13 -27	
Y		4, 6-7, 10-12	
Y	JP 2011-218135 A (富士フイルム株式会社) 2011.11.04, [0004], [0059] & US 2011/0077462 A1, [0004], [0141] & EP 2305094 A1	4, 6-7, 10-12	
☒ 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 07.03.2016		国際調査報告の発送日 15.03.2016	
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) 多田 達也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3011

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 5 3 5 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
A	JP 2013-5981 A (HOYA株式会社) 2013.01.10, (ファミリーなし)	1
A	JP 2015-54191 A (富士フイルム株式会社) 2015.03.23, & US 2015/0080653 A1	1
A	JP 2006-341075 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.12.21, & US 8279275 B2 & WO 2006/120794 A1 & EP 1880658 A1 & KR 10-2008-0007582 A & CN 101163438 A	1

フロントページの続き

(72)発明者 田端 基希

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 大道寺 麦穂

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 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

F ターム(参考) 4C161 CC06 NN01 NN05 QQ07 RR02 RR04 WW04 WW08

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2017104046A1	公开(公告)日	2018-10-04
申请号	JP2017555946	申请日	2015-12-17
[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	田端基希 大道寺麦穗 伊藤毅		
发明人	田端 基希 大道寺 麦穗 伊藤 毅		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B1/04 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 A61B5/14546 A61B5/14556 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/00.513 A61B1/045.622 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲 饭野滋		
其他公开文献	JPWO2017104046A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置 (10) 的图像处理单元 (24) 是一种照明装置, 其包括多个强调窄带光, 这些窄带光是在多个强调波长区域中的光, 其中可以强调和观察存在于观察对象 (O) 中的诊断目标物质。多个增强图像信号是光 (IL) 的反射和散射光 (RL) 的多个图像信号, 以及多个非增强窄带, 它们是不包含多个增强波长区域的多个非增强波长区域中的光。基于多个非增强图像信号, 所述多个非增强图像信号是用于多个照明信号的反射和散射光的多个成像信号, 所述照明信号包括光, 基于多个增强图像信号, 一个增强图像和多个非增强图像。它具有中间强调图像生成单元 (88), 该中间强调图像生成单元 (88) 生成一个中间强调图像, 该中间强调图像是相对于作为从强调图像信号生成的图像的一个非强调图像而言, 诊断对象物质的强调程度处于中间的图像。

