

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2016年12月8日(08.12.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/194150 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/065945
- (22) 国際出願日: 2015年6月2日(02.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 渡辺 吉彦 (WATANABE, Yoshihiko); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 伊藤 毅 (ITO, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝3丁目2番1号 セレスティン芝三井ビルディング11階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: SPECIAL-LIGHT ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称: 特殊光内視鏡装置

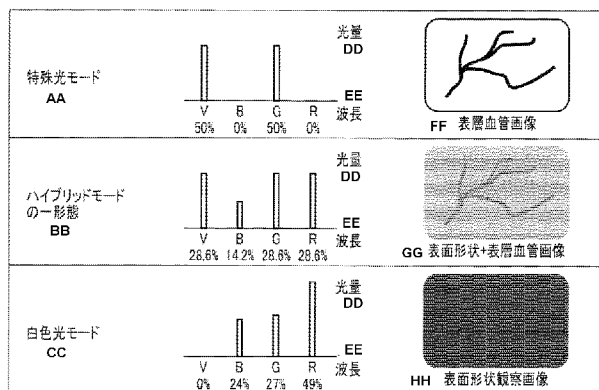


FIG. 2:  
AA Special light mode  
BB One form of hybrid mode  
CC White light mode  
DD Light amount  
EE Wavelength  
FF Superficial blood vessel image  
GG Surface shape + superficial blood vessel image  
HH Surface shape observation image

(57) Abstract: This endoscope device is provided with: an illumination means that emits, from the distal end part of the endoscope, illumination light formed of a plurality of narrow bandwidth lights of different wavelengths; and an imaging means that takes an image of an observation subject illuminated by the illumination light emitted from the illumination means. The illumination means has a light amount output adjusting means that controls light amounts of the plurality of narrow bandwidth lights independently. The endoscope device can be used to observe the observation subject in three modes including a white light mode, a special light mode, and a hybrid mode. The spectrum pattern of the illumination light in the hybrid mode includes at least a part of a color region of the narrow bandwidth lights in the special light mode, and differs from both the spectrum pattern of the illumination light in the white light mode and the spectrum pattern of the illumination light in the special light mode.

(57) 要約: 内視鏡装置は、波長の異なる複数の狭帯域光で構成された照明光を内視鏡先端部から射出する照明手段と、照明手段から射出された照明光によって照明された観察対象の像を撮る撮像手段を備えている。照明手段は、複数の狭帯域光の光量をそれぞれ独立して制御する光量出力調整手段を有している。内視鏡装置は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモード

の三種類のモードで観察対象を観察可能である。ハイブリッドモードにおける照明光のスペクトルパターンは、特殊光モードに含まれる狭帯域光の色領域の少なくとも一部を含み、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンと特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンのいずれとも異なっている。

## 明 細 書

発明の名称：特殊光内視鏡装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、特殊光内視鏡装置に関する。

### 背景技術

[0002] 現状、内視鏡による病変部の観察と特定は、まず、白色光により大まかな表面のスクリーニング観察を行い、病変が疑わしい場所をある程度特定し、その後、疑わしい場所を拡大し、狭帯域光観察等の特殊光により、血管の異常などの詳細な観察を実施する。

[0003] その場合、スクリーニングの大まかな表面観察と拡大詳細観察のそれぞれの場面で照明光を白色光と特殊光で切り替えて用いている。

[0004] しかし、最初のステップである白色光のスクリーニングだけでは、誤り無く確実に病変部を捕らえることは、事実上困難であり、見落としも存在する。

### 先行技術文献

### 特許文献

[0005] 特許文献1：特開2009-297313号公報

### 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明の目的は、病変部の見落とし少なくスクリーニングをおこなえる内視鏡装置を提供することである。

### 課題を解決するための手段

[0007] 内視鏡装置は、波長の異なる複数の狭帯域光で構成された照明光を内視鏡先端部から射出する照明手段と、前記照明手段から射出された照明光によって照明された観察対象の像を撮る撮像手段を備えている。前記照明手段は、前記複数の狭帯域光の光量をそれぞれ独立して制御する光量出力調整手段を有している。前記内視鏡装置は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッ

ドモードの三種類のモードで観察可能である。前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、特殊光モードに含まれる狭帯域光の色領域の少なくとも一部を含み、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンと特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンのいずれとも異なるスペクトルパターンの照明光を射出する。

## 発明の効果

[0008] 病変部の見落とし少なくスクリーニングをおこなえる内視鏡装置が提供される。

## 図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、一実施形態による特殊光内視鏡装置のブロック構成図である。

[図2]図2は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの一形態とのそれぞれにおける照明光のスペクトルパターンとモニタの表示画像を模式的に示している。

[図3]図3は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの第一および第二の形態とのそれぞれにおけるスペクトルパターンとモニタの表示画像の一例を模式的に示している。

[図4]図4は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの第一および第二の形態とのそれぞれにおけるスペクトルパターンとモニタの表示画像の別の例を模式的に示している。

[図5]図5は、ハイブリッドモードにおける照明光のスペクトルパターンの一例を示している。

[図6]図6は、ハイブリッドモードにおける照明光のスペクトルパターンの別の例を示している。

[図7]図7は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの一形態とのそれぞれにおける照明光のスペクトルパターンとモニタの表示画像の別の例を模式的に示している。

[図8]図8は、図1に示された入力部の構成を示している。

[図9]図9は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの第一およ

び第二の形態とのそれぞれにおけるモニタの表示画像を示している。

[図10]図10は、図1に示された特殊光内視鏡装置200の具体的な構成例を示している。

### 発明を実施するための形態

[0010] 図1に示すように、本実施形態の特殊光内視鏡装置200は、照明光を生成して出力する光源装置70と、被検体の空洞内に挿入され光源装置70からの照明光を観察対象に照射して観察対象の像を撮りその像信号を生成して出力する挿入部80と、挿入部80からの像信号を処理して画像を生成する画像処理装置90と、画像処理装置90によって生成された画像を表示するモニタ100と、入力操作を受け付ける入力部110とを有している。

[0011] 挿入部80は、コネクタ22とコネクタ52を介して光源装置70と画像処理装置90に着脱自在にそれぞれ接続される。

[0012] 光源装置70は、赤の色度を持つ狭帯域光源ユニット10Aと、緑の色度を持つ狭帯域光源ユニット10Bと、青の色度を持つ狭帯域光源ユニット10Cと、紫色の色度を持つ狭帯域光源ユニット10Dと、接続線31A, 31B, 31C, 31Dを介して狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dに電氣的にそれぞれ接続されており、各々の狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dの射出光量を独立して制御する光源コントローラ30と、光ファイバ11A, 11B, 11C, 11Dを介して狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dに光学的にそれぞれ接続されており、各々の狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dから射出される光を結合して照明光とする光結合器20と、照明光を挿入部80へ導光する光ファイバ21とを有している。

[0013] 挿入部80は、コネクタ22を介して光源装置70の光ファイバ21と光学的に接続される光ファイバ23と、光ファイバ23により導光された照明光を挿入部80の先端から観察対象に向けて拡散させて射出する拡散部40と、挿入部80の先端において観察対象からの光を二次元的に受光するCCD等の撮像素子50と、撮像素子50の電気信号を画像処理装置90に伝達

するための撮像ケーブル 51 とを有している。

[0014] 画像処理装置 90 は、コネクタ 52 を介して挿入部 80 の撮像ケーブル 51 と電氣的に接続される撮像ケーブル 53 と、撮像ケーブル 53 を介して供給される撮像素子 50 からの像信号を画像処理するコントローラ 60 を備えている。コントローラ 60 には、画像処理された画像などを出力するモニタ 100 が接続線 62 を介して電氣的に接続されている。またコントローラ 60 には、画像処理等の指示を与える入力部 110 が接続線 63 を介して電氣的に接続されている。コントローラ 60 は、光源装置 70 の光源コントローラ 30 に接続線 61 を介して電氣的に接続されており、入力部 110 からの指示により光源コントローラ 30 を制御する。

[0015] 狭帯域光源ユニット 10A は、赤色の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。狭帯域光源ユニット 10B は、緑色の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。狭帯域光源ユニット 10C は、青色の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。狭帯域光源ユニット 10D は、紫色の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。

[0016] 具体的には、狭帯域光源ユニット 10A は、570～780 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。狭帯域光源ユニット 10B は、500～570 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。狭帯域光源ユニット 10C は、450～500 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。狭帯域光源ユニット 10D は、380～450 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発する。

[0017] 狭帯域光源ユニット 10B は、例えば、510～550 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発してよい。または、狭帯域光源ユニット 10B は、緑色の波長領域である 530～550 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発してよい。狭帯域光源ユニット 10D は、例えば、380～445 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発してよい。または、狭帯域光源ユニット 10D は、紫色の波長領域である 390～445 nm の波長領域に含まれる波長をもつ狭帯域光を発してよい。

- [0018] 各狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dは、例えば、一つの狭帯域光源で構成されてよい。しかし、これに限らず、各狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dは、複数の狭帯域光源で構成されてよい。狭帯域光源は、例えば、レーザで構成されてよい。しかし、これに限らず、狭帯域光源は、LEDなどの波長幅が10~20nm程度の光源で構成されてもよい。
- [0019] 各狭帯域光源ユニット10A, 10B, 10C, 10Dは、光源コントローラ30により、任意に独立して射出光量が制御されることが可能である。
- [0020] 光ファイバ11A, 11B, 11C, 11D, 21, 23は、マルチモードファイバで構成されている。一例として、コア径105 $\mu$ m、クラッド径125 $\mu$ m、外皮となる保護層を含めた径が $\phi$ 0.3~0.5mm程度の細いファイバが使用され得る。
- [0021] 本実施形態の特殊光内視鏡装置200は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの三種類のモードで観察対象を観察可能である。三種類のモードは互いに排他的である。白色光モードは、観察対象の表面観察に適した光の照明光を照射して、白色の表示画像で観察するモードである。白色光モードでは、観察対象に対して太陽光等の照明光を照射したときに観察される、観察対象の自然な色である白色の表示画像が再現されればよく、照明光が白色でなくてもよい。特殊光モードは、血管観察に適した特殊光の照明光を照射して観察するモードである。ハイブリッドモードは、特殊光モードに含まれる狭帯域光の色領域の少なくとも一部を含み、白色光モードの照明光とも特殊光モードの照明光とも異なる照明光を照射して観察するモードである。
- [0022] 従って、光源装置70は、ハイブリッドモードにおいて、特殊光モードに含まれる狭帯域光の色領域の少なくとも一部を含み、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンと特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンのいずれとも異なるスペクトルパターンの照明光を射出する。
- [0023] 例えば、光源装置70は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードに

おける照明光のスペクトルパターンに近い第一のスペクトルパターンをもつ照明光と、特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンに近い第二のスペクトルパターンをもつ照明光を選択的に射出する。例えば、第二のスペクトルパターンは、第一のスペクトルパターンと略等しい色味を保持し、かつ、第一のスペクトルパターンと可視光領域以外の狭帯域光の光量が異なっている。

[0024] ここで、「略等しい色味を保持している」とは、例えば、CIE 1976  $L^*a^*b^*$ 表色系で最もスタンダードな色差式として広く利用されている $\Delta E$ の値が10以内、望ましくは3以内であることを意味している。

[0025] また、光源装置70は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と特殊光モードにおける照明光に共通に含まれる狭帯域光を含む照明光を射出する。共通に含まれる狭帯域光の光量は、白色光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量との間の光量である。

[0026] また、光源装置70は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量との間の光量の照明光を射出する。

[0027] また、光源装置70は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量の平均の光量の各狭帯域光から構成されている照明光を射出する。

[0028] また、光源装置70は、白色光モードにおいては、赤色（R）と緑色（G）と青色（B）のうち少なくとも二つの色領域に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、特殊光モードにおいては、緑色（G）の領域と紫色（V）の領域の少なくとも一方に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、ハイブリッドモードにおいては、白色光モードにおける照明光に含まれる狭帯域光を含む色領域と特殊光モードにおける照明光に含まれる狭帯域光を含む色領域の各領域に少なくとも一つの狭帯域光を有しており、かつ、特殊光モードにおける照明光に含まれる狭帯域光を含む色領

域以外の色領域内の狭帯域光の光量が、特殊光モードと比べて高い照明光を射出する。

[0029] 例えば、光源装置 70 は、白色光モードにおいては、赤色（R）と緑色（G）と青色（B）の各領域に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、特殊光モードにおいては、緑色（G）の領域と紫色（V）の領域の少なくとも一方に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、ハイブリッドモードにおいては、赤色（R）と緑色（G）と青色（B）と紫色（V）の各領域に少なくとも一つの狭帯域光を有しており、かつ、特殊光モードにおける照明光に含まれていない色領域内の狭帯域光の光量が高められている照明光を射出する。

[0030] また、光源装置 70 は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と比較して、波長 380～500 nm の青紫色領域の狭帯域光の光量が高く、かつ、特殊光モードにおける照明光よりも白色光モードに近い色味を保持している照明光を射出する。例えば、光源装置 70 は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と比較して、波長 380～500 nm の青紫色領域の狭帯域光の光量が高く、かつ、白色光モードにおける照明光と略等しい色味を保持している照明光を射出する。さらに、光源装置 70 は、ハイブリッドモードにおいて、色味が維持されるように黄赤領域の狭帯域光の光量を調整する。

[0031] また、光源装置 70 は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と比較して、波長 500～570 nm の緑黄色領域の狭帯域光の光量が高く、かつ、白色光モードにおける照明光と略等しい色味を保持している照明光を射出する。さらに、光源装置 70 は、ハイブリッドモードにおいて、色味が維持されるように赤色領域と青色領域の狭帯域光の光量を調整する。

[0032] また、光源装置 70 は、特殊光モードにおいては、380～445 nm と 510～550 nm の波長領域の各々に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、白色光モードにおいては、380～500 nm と 50

0～570nmと570～700nmの波長領域の各々に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出する。

[0033] また、光源装置70は、特殊光モードにおいて、紫色である390～445nmの波長領域と緑色である530～550nmの波長領域の各々に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出する。

[0034] 図2は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの一形態とのそれぞれにおける照明光のスペクトルパターンとモニタの表示画像を模式的に示している。

[0035] 白色光モードにおける照明光は、表面観察に適した白色光であり、赤色と緑色と青色の波長領域の一つずつ狭帯域光を有している。ここにおいて、白色は、広義には、赤の色味が若干高い白色や青の色味が若干高い白色など、厳密には白色の色味から外れた白色を含むものとする。

[0036] 白色光は、狭帯域光源ユニット10Aから射出される赤色光（R）と、狭帯域光源ユニット10Bから射出される緑色光（G）と、狭帯域光源ユニット10Cから射出される青色光（B）との光量比が所定の値になるように狭帯域光源ユニット10A、10B、10Cが制御されることによって作り出される。白色光モードにおいて、狭帯域光源ユニット10Dは、必ずしも停止されている必要はない。狭帯域光源ユニット10Dから射出される紫色光（V）の光量がわずかであれば、例えば、赤色光（R）の光量の1/20以下であれば、照明光は実質的に白色光であると見なされてよい。

[0037] 特殊光モードにおける照明光は、血管観察に適した特殊光であり、380～500nmと500～570nmの波長領域の各々に一つの狭帯域光を有しており、それらの光量が被検体に応じて適切に制御されている。好ましい特殊光は、紫色光と緑色光を使用した狭帯域光観察（Narrow Band Imaging NBI）に使用されるものであり、紫色の波長領域である390～445nmと緑色の波長領域である530～550nmの波長領域の各々に一つの狭帯域光を有している。

[0038] 特殊光は、狭帯域光源ユニット10Bから射出される緑色光（G）と、狭

帯域光源ユニット 10D から射出される紫色光 (V) との光量比が所定の値になるように狭帯域光源ユニット 10B, 10D が制御されることによって作り出される。特殊光モードにおいて、狭帯域光源ユニット 10A, 10C は、必ずしも停止されている必要はない。例えば、狭帯域光源ユニット 10A から射出される赤色光 (R) の光量がわずかであれば、例えば、緑色光 (G) または紫色光 (V) の光量の  $1/20$  以下であれば、照明光は実質的に特殊光であると見なされてよい。狭帯域光源ユニット 10C から射出される青色光 (B) についても同様である。

[0039] ハイブリッドモードにおける照明光は、白色光と特殊光のいずれとも異なる光であり、狭帯域光源ユニット 10A から射出される赤色光 (R) と、狭帯域光源ユニット 10B から射出される緑色光 (G) と、狭帯域光源ユニット 10C から射出される青色光 (B) と、狭帯域光源ユニット 10D から射出される紫色光 (V) との光量比が、白色光の光量比と特殊光の光量比のいずれとも異なる値になるように狭帯域光源ユニット 10A, 10B, 10C, 10D が制御されることによって作り出される。

[0040] この光量比は、必ずしも一組の一定値である必要はなく、例えば、複数組の一定値の間で切り替えられてもよく、あるいは、光量比を決定する四つの数値が独立に段階的または連続的に変化されてもよい。このような光量比の指定や切り替えや変更は、入力部 110 からの指示によっておこなわれる。このため、入力部 110 は、狭帯域光源ユニット 10A, 10B, 10C, 10D の各々の射出光量を指定または任意に変化させるためのインターフェースを有してよい。

[0041] 図 2 には、光量比が一組の一定値であるハイブリッドモードの一形態が示されている。ハイブリッドモードのこの一形態における照明光のスペクトルパターンは、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンと特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンのいずれとも異なっている。より詳しくは、ハイブリッドモードのこの一形態における照明光のスペクトルパターンは、白色光のスペクトルパターンと比較して、特殊光に支配的に含ま

れる緑色光（G）と紫色光（V）の光量が高められたものとなっている。別の見方からすると、ハイブリッドモードのこの一形態における照明光のスペクトルパターンは、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンと特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンの中間的なものとも言える。

[0042] 白色光モードにおいて、モニタ１００に表示される画像では、観察対象の表面形状観察画像は良好に映し出されているが、観察対象の血管画像は映し出されていない。一方、特殊光モードにおいて、モニタ１００に表示される画像では、観察対象の血管画像は良好に映し出されているが、観察対象の表面形状観察画像は映し出されていない。これに対して、ハイブリッドモードのこの一形態において、モニタ１００に表示される画像では、観察対象の表面形状観察画像が映し出されているとともに、観察対象の血管画像も映し出されている。

[0043] 図３は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの第一および第二の形態とのそれぞれにおけるスペクトルパターンとモニタの表示画像の一例を模式的に示している。

[0044] この観察例では、ハイブリッドモードは、光量比が互いに異なる第一の形態と第二の形態の間で切り替え可能になっている。つまり、光源装置７０は、ハイブリッドモードにおいて、第一のスペクトルパターンをもつ照明光と、第一のスペクトルパターンとは異なる第二のスペクトルパターンをもつ照明光を選択的に射出可能である。

[0045] 白色光モードでは、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は３：２：１：０に設定される。この場合、表面のスクリーニングに適した画像が得られる。

[0046] ハイブリッドモードの第一の形態では、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は３：３：１：１に設定される。この場合、照明光は、基本的には表面のスクリーニングに適した白色光であるが、血管観察が可能な緑色光と紫色光が若干加算されていることにより、表面形

状画像に薄く血管画像が重ねられた画像が得られる。つまり、この照明光による観察は、病変部のスクリーニングをおこなう大まかな表面の観察の目的に重きを置いた、白色光観察に近い観察と言える。

[0047] ハイブリッドモードの第二の形態では、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は1：3：1：3に設定される。このハイブリッドモードの第二の形態における照明光のスペクトルパターンは、ハイブリッドモードの第一の形態における照明光のスペクトルパターンと比較して、特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンに近いものとなっている。この場合、若干の白色光を残しつつも、紫色と緑色の光量が高くされているため、ハイブリッドモードの第一の形態と比較して、血管の観察に適した特殊光により近い画像が得られる。つまり、この照明光による観察は、病変部の詳細な観察の目的に重きを置いた、特殊光観察に近い観察と言える。

[0048] 尚、照明光のスペクトルパターンの近さは、総光量（赤色光、緑色光、青色光、紫色光の合計光量）に占める各波長の光量の比率（割合）で判断する。例えば、図3の白色光モードとハイブリッドモードの第一の形態のスペクトルパターンにおける各色の光量比によると、白色光モードの赤色光（R）および緑色光（G）の各光量比は、それぞれ50%、33.3%であり、青色光（B）および紫（色）の各光量比16.7%、0%よりも少なくとも約2倍以上は高いことから、赤色光の光量、緑色光の光量＞青色光の光量、紫色光の光量の関係が成り立つ。

[0049] 次に、ハイブリッドモードの第一の形態では、赤色光（R）および緑色光（G）の各光量比は両方とも37.5%であり、青色光（B）および紫（V）の各光量比12.5%よりも約3倍程度高いことから、白色光モードと同様に、赤色光の光量、緑色光の光量＞青色光の光量、紫色光の光量の関係が成り立つ。

[0050] 一方、ハイブリッドモードの第二の形態では、緑色光の光量、紫色光の光量＞赤色光の光量、青色光の光量の関係となる。

- [0051] 以上より、ハイブリッドモードの第一の形態のスペクトルパターンは、ハイブリッドモードの第二の形態のスペクトルパターンよりも、白色光モードのスペクトルパターンに近いと判断されてよい。
- [0052] 特殊光モードでは、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は0：1：0：1に設定される。この場合、血管の観察に適した画像が得られる。
- [0053] 白色光モードとハイブリッドモードと特殊光モードを順に切り替えることによって、観察対象のスクリーニング、疑わしい部位の効率良く正確なスクリーニングに続いて、病変部の観察がおこなえる。
- [0054] 図4は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの第一および第二の形態とのそれぞれにおけるスペクトルパターンとモニタの表示画像の別の例を模式的に示している。
- [0055] この観察例において、白色光モードにおける赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比と、特殊光モードにおける赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は、それぞれ、図3の観察例と同様である。
- [0056] この観察例でも、図3の観察例と同様に、ハイブリッドモードは、光量比が互いに異なる第一の形態と第二の形態の間で切り替え可能になっている。つまり、光源装置70は、ハイブリッドモードにおいて、第一のスペクトルパターンをもつ照明光と、第一のスペクトルパターンとは異なる第二のスペクトルパターンをもつ照明光を選択的に射出可能である。
- [0057] この観察例では、ハイブリッドモードの第一の形態では、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は1：1：3：3に設定される。また、ハイブリッドモードの第二の形態では、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量比は3：1：3：3に設定される。すなわち、第一のスペクトルパターンと第二のスペクトルパターンにおいて、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）の光量比は同じであり、紫色光（V）の光量だけが異なっている。

- [0058] 第一のスペクトルパターンと第二のスペクトルパターンが、このような光量比に設定されていることによって、例えば、第一のスペクトルパターンの照明光から第二のスペクトルパターンの照明光に切り替えられるとき、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）の光量に変更されることなく、紫色光（V）の光量だけが変更されるので、観察画像の色味が変わることなく、血管が見えやすくなる。照明光の切り替えの際、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）の光量は、その光量比を一定に保って変更されてもよい。
- [0059] 図5は、ハイブリッドモードにおける照明光のスペクトルパターンの一例を示している。
- [0060] この例では、照明光は、基本的には白色光の色味で、波長530nm程度の緑色光の光量が増加されている。これにより、スクリーニングに適した画像に、深層の血管の観察画像が重ねられた画像が得られる。
- [0061] 図6は、ハイブリッドモードにおける照明光のスペクトルパターンの別の例を示している。
- [0062] この例では、照明光は、白色光モードにおける各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける各狭帯域光の光量の平均の光量の各狭帯域光から構成されている。別の言い方をすれば、ハイブリッドモードにおける照明光の各狭帯域光の光量比は、特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量比の各数値と白色モードにおける照明光の各狭帯域光の光量比の各数値が足し合わされた比となっている。
- [0063] また、白色光モードは、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）のうち異なる2色の光を用いて白色光を生成することによって達成されてもよい。図7は、赤色光（R）と青色光（B）の2色の光によって白色光モードが達成された例を示している。この観察例の白色光モードでは、赤色光（R）の光量比は51%であり、緑色光（G）の光量比は0%であり、青色光（B）の光量比は49%である。例えば、赤色光（R）は、波長600nmの光であってよく、青色（B）光は、波長490nmの光であってよい。この場合の色味は、CIE色度図（CIE1931）から、これらの2色の波長を

結んだ直線上の midpoint となり、白色となる。

[0064] 次に、各モードの切り替えの方法について説明する。続く説明では、便宜上、ハイブリッドモードの第一の形態とハイブリッドモードの第二の形態をそれぞれハイブリッドモード1とハイブリッドモード2と呼称し、おのものが一つのモードであると見なして説明する。

[0065] 図8は、入力部110の構成を示している。入力部110は、観察モードを選択するための観察モード選択スイッチ111と、光量を調整するための光量調整スイッチ112と、情報を入力するための入力キー113と、入力された情報を表示するための表示パネル114を有している。

[0066] 観察モード選択スイッチ111は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモード1とハイブリッドモード2に対応して四つのボタンを有している。光量調整スイッチ112は、赤色光（R）と緑色光（G）と青色光（B）と紫色光（V）の光量をそれぞれ独立に調整するための四つのスライドレバーを有している。

[0067] 装置起動後の初期設定モードは、基本的には白色光モードに設定されており、モニタ100には白色光モードの観察画像が映し出される。

[0068] ここで、各モードの切り替えは、観察中における観察者によって任意のタイミングでおこなわれることが可能である。切り替えは、入力部110に搭載されている観察モード選択スイッチ111のいずれかのボタンを押下して白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモード1とハイブリッドモード2のいずれかを選択することによっておこなわれる。

[0069] 装置起動後の初期設定モードは、入力部110に搭載されている入力キー113によって変更されることが可能である。入力キー113によって入力された情報は、表示パネル114に表示され、入力値の確認が容易にできる。

[0070] 尚、観察モード選択スイッチ111は、スコープに搭載されていてもよい。スコープについては後述する。

[0071] 次にハイブリッドモードの操作について説明する。

[0072] 例えば、白色光モードにおいて観察中に表面形状に加え、表層血管などの情報を確認したい場合、観察者は、観察モード選択スイッチ 1 1 1 で、ハイブリッドモードを選択する。ここでは仮に、選択されたハイブリッドモードはハイブリッドモード 1 であるとする。選択後、図 8 に示されるように、モニタ 1 0 0 にはハイブリッドモード 1 の画像が現れる。ハイブリッドモード 1 の各色の光量は、あらかじめ任意に設定されたスペクトルパターン値となっている。

[0073] 観察者は、まずは、あらかじめ設定したスペクトルパターンで照射されたハイブリッドモード 1 の画像をモニタ 1 0 0 上で確認する。観察者は、その後、モニタ 1 0 0 を見ながら所望の画像が得られるように光量調整をおこなう。光量調整は、所望の色味となるようにモニタ 1 0 0 を見ながら入力部 1 1 0 に搭載されている光量調整スイッチ 1 1 2 の各スライドレバーを観察者が操作することによっておこなわれる。

[0074] 光量調整スイッチ 1 1 2 による光量調整は、基本的に任意のステップ幅をもって強弱を変化させておこなわれるが、連続的に強弱を変化させておこなわれてもよい。

[0075] 尚、光量調整スイッチ 1 1 2 は、スコープに搭載されていてもよい。

[0076] ハイブリッドモードのスペクトルパターンの設定値については、入力部 1 1 0 に搭載されている入力キー 1 1 3 によって変更されることが可能である。入力キー 1 1 3 によって入力された情報は、表示パネル 1 1 4 に表示され、入力値の確認が容易にできる。

[0077] また、観察者は、任意のタイミングで観察モードを切り替えることができるだけでなく、任意のモードの観察画像をモニタ 1 0 0 上に同時に表示させることもできる。

[0078] 例えば、白色光モードで観察し、次にハイブリッドモード 1 に切り替える際、ハイブリッドモード 1 の観察画像に加え、白色光モードの観察画像も継続してモニタ 1 0 0 上に表示されてよい。さらに、図 9 に示されるように、白色光モードとハイブリッドモード 1 に加えて、ハイブリッドモード 2 と特

殊光モードの最大四つのモードの観察画像がモニタ１００上に同時に表示されてよい。また、四つのモードの観察画像は、モニタ１００上に順次表示されてよい。

[0079] また、各モードの観察画像の表示については、全てのモードの観察画像をリアルタイムでモニタ１００に表示してもよいし、任意のモードの観察画像のみリアルタイム表示で表示し、他のモードの観察画像は静止画表示してもよい。

[0080] 複数のモードの観察画像をモニタ１００に表示する場合、入力部１１０によって、表示するモードの選択や各モードの表示条件、例えば「常時リアルタイム表示」や「任意指定のモード以外は静止画表示」などの表示条件設定の入力が可能である。

[0081] これまでに説明したように、本実施形態の特殊光内視鏡装置２００では、白色光モードと特殊光モードでの観察に加えて、ハイブリッドモードでの観察が可能である。これにより、ある程度の画質のスクリーニングと血管観察の両方の画像が得られるため、高速でおおまかなスクリーニングに適した画像を得ることができる。このため、スクリーニングの際の病変部の見落としが低減されることが期待される。

[0082] ここでは、ハイブリッドモードの各色光の光量比の例を示したが、これに限ることなく、被写体の状況や環境により、適切に各色光の光量比が調整された値が用いられてもよい。

[0083] また、ハイブリッドモードの各色の光量は連続的に変化されてもよい。これにより、例えば、白色光のスペクトルパターンから特殊光のスペクトルパターンヘシームレスに変化させることができるようになる。そのほか、ハイブリッドモードの各色の光量は任意に変化されてもよい。これによって、大まかな倍率下や、さほど高倍率でない中途半端な倍率下において、スクリーニングと簡易的な血管異常観察を同時に実現し、病変部の同定確率を上げることが可能となる。

[0084] 図１０は、図１に示された特殊光内視鏡装置２００の具体的な構成例を示

している。特殊光内視鏡装置 200 は、スコープ 130 と、スコープ 130 に接続される本体部 140 と、本体部 140 に接続されるモニタ 100 を有している。本体部 140 は、光源装置 70 と画像処理装置 90 と入力部 110 を含んでいてよい。

[0085] スコープ 130 は、被観察体を含む被挿入体に挿入される可撓性の挿入部 80 と、挿入部 80 の基端側に連結された操作部 120 とを有している。挿入部 80 は、スコープ先端側の細長い管状部分であり、先端硬質部 81 と、先端硬質部 81 の基端側に連結された湾曲部 82 と、湾曲部 82 の基端側に連結された可撓管部 83 とを有している。先端硬質部 81 には、前述した撮像素子 50 や拡散部 40 が内蔵されている。湾曲部 82 は、操作部 120 を操作することにより所望の方向に湾曲可能である。可撓管部 83 は湾曲自在であり、例えば、被挿入体の湾曲形状に沿って湾曲可能である。

[0086] 操作部 120 は、可撓管部 83 の基端側に連結された折れ止め部 121 と、折れ止め部 121 の基端側に連結された把持部 122 とを有している。折れ止め部 121 には、挿入部 80 内に延びている挿通チャンネルにつながる処置具挿通口 123 が設けられている。把持部 122 は、湾曲部 82 を湾曲操作するための湾曲操作ダイヤル 124 と、送気や送水や吸引や撮影等をおこなうための複数のスイッチ 125 とを有している。

[0087] 挿入部 80 と操作部 120 の内部には、先端が拡散部 40 に接続された光ファイバ 23 と、先端が撮像素子 50 に接続された撮像ケーブル 51 が延びている。光ファイバ 23 と撮像ケーブル 51 は、把持部 122 の基端側から側方に延出しており、ユニバーサルコード 126 を構成している。ユニバーサルコード 126 の基端には接続コネクタ 127 が設けられ、接続コネクタ 127 が本体部 140 に着脱可能に接続される。

[0088] 図 10 の構成例では、スコープ 130 は、挿入部 80 と操作部 120 を有しているが、少なくとも挿入部 80 を有している構造体であってよい。言い換えれば、スコープ 130 は、広義には、挿入部 80 を有している構造体であり、狭義には挿入部 80 と操作部 120 を有している構造体であってよい。

。スコープ１３０は、挿入部８０と操作部１２０に加えて、ユニバーサルコード１２６を含んでいてもよい。

[0089] 操作部１２０の複数のスイッチ１２５は、前述した観察モード選択スイッチ１１１や光量調整スイッチ１１２を含んでいてもよい。

## 請求の範囲

- [請求項1]           内視鏡装置であって、
- 波長の異なる複数の狭帯域光で構成された照明光を内視鏡先端部から射出する照明手段と、
- 前記照明手段から射出された照明光によって照明された観察対象の像を撮る撮像手段を備えており、
- 前記照明手段は、前記複数の狭帯域光の光量をそれぞれ独立して制御する光量出力調整手段を有しており、
- 前記内視鏡装置は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの三種類のモードで観察可能であり、
- 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、特殊光モードに含まれる狭帯域光の色領域の少なくとも一部を含み、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンと特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンのいずれとも異なるスペクトルパターンの照明光を射出する、内視鏡装置。
- [請求項2]           前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光のスペクトルパターンに近い第一のスペクトルパターンをもつ照明光と、特殊光モードにおける照明光のスペクトルパターンに近い第二のスペクトルパターンをもつ照明光を選択的に射出する、請求項1に記載の内視鏡装置。
- [請求項3]           前記第二のスペクトルパターンは、第一のスペクトルパターンと略等しい色味を保持し、かつ、第一のスペクトルパターンと可視光領域以外の狭帯域光の光量が異なっている、請求項1に記載の内視鏡装置。
- [請求項4]           前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と特殊光モードにおける照明光に共通に含まれる狭帯域光を含む照明光を射出し、
- 前記共通に含まれる狭帯域光の光量は、白色光モードにおける照明

光の各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量との間の光量である、請求項 1 に記載の内視鏡装置。

[請求項5] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量との間の光量の照明光を射出する、請求項 1 に記載の内視鏡装置。

[請求項6] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量と特殊光モードにおける照明光の各狭帯域光の光量の平均の光量の各狭帯域光から構成されている照明光を射出する、請求項 1 に記載の内視鏡装置。

[請求項7] 前記照明手段は、白色光モードにおいては、赤色（R）と緑色（G）と青色（B）のうち少なくとも二つの色領域に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、特殊光モードにおいては、緑色（G）の領域と紫色（V）の領域の少なくとも一方に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、ハイブリッドモードにおいては、白色光モードにおける照明光に含まれる狭帯域光を含む色領域と特殊光モードにおける照明光に含まれる狭帯域光を含む色領域の各領域に少なくとも一つの狭帯域光を有しており、かつ、特殊光モードにおける照明光に含まれる狭帯域光を含む色領域以外の色領域内の狭帯域光の光量が、特殊光モードと比べて高い照明光を射出する、請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

[請求項8] 前記照明手段は、白色光モードにおいては、赤色（R）と緑色（G）と青色（B）の各領域に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、特殊光モードにおいては、緑色（G）の領域と紫色（V）の領域の少なくとも一方に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、ハイブリッドモードにおいては、赤色（R）と緑色（G）と青色（B）と紫色（V）の各領域に少なくとも一つの狭帯域光を有しており、かつ、特殊光モードにおける照明光に含まれてい

ない色領域内の狭帯域光の光量が高められている照明光を射出する、請求項 7 に記載の内視鏡装置。

[請求項9] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と比較して、波長 380～500 nm の青紫色領域の狭帯域光の光量が高く、かつ、特殊光モードにおける照明光よりも白色光モードに近い色味を保持している照明光を射出する、請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

[請求項10] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と比較して、波長 380～500 nm の青紫色領域の狭帯域光の光量が高く、かつ、白色光モードにおける照明光と略等しい色味を保持している照明光を射出する、請求項 9 に記載の内視鏡装置。

[請求項11] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、前記色味が維持されるように黄赤領域の狭帯域光の光量を調整する、請求項 9 に記載の内視鏡装置。

[請求項12] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、白色光モードにおける照明光と比較して、波長 500～570 nm の緑黄色領域の狭帯域光の光量が高く、かつ、白色光モードにおける照明光と略等しい色味を保持している照明光を射出する、請求項 1 ないし請求項 7 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

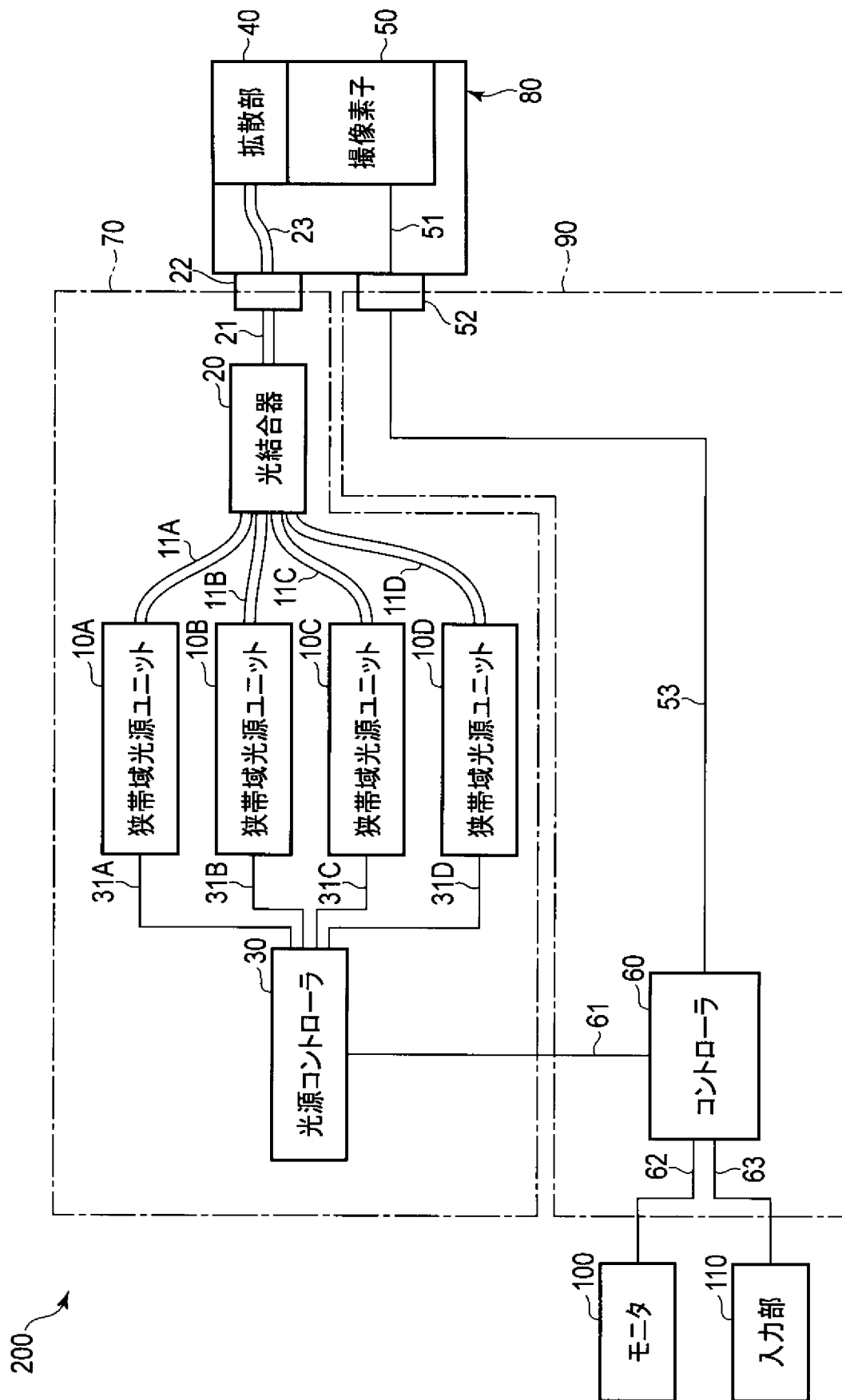
[請求項13] 前記照明手段は、ハイブリッドモードにおいて、前記色味が維持されるように赤色領域と青色領域の狭帯域光の光量を調整する、請求項 12 に記載の内視鏡装置。

[請求項14] 前記照明手段は、特殊光モードにおいては、380～445 nm と 510～550 nm の波長領域の各々に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出し、白色光モードにおいては、380～500 nm と 500～570 nm と 570～700 nm の波長領域の各々に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出する、請求項 1 ないし請求項 13 のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

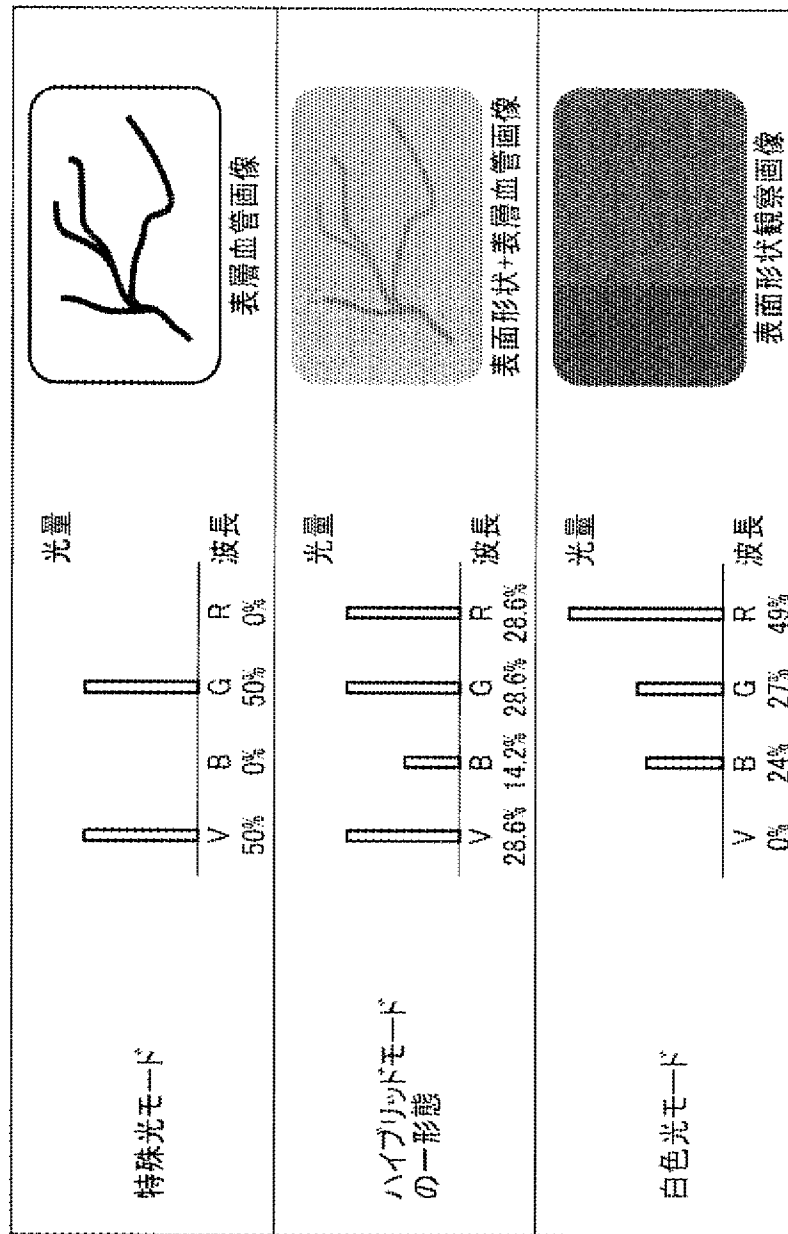
[請求項15] 前記照明手段は、特殊光モードにおいて、紫色である390～445 nmの波長領域と緑色である530～550 nmの波長領域の各々に少なくとも一つの狭帯域光を有している照明光を射出する、請求項1ないし請求項14のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

[請求項16] 前記内視鏡装置はさらに表示部を有し、  
前記照明手段は、白色光モードと特殊光モードとハイブリッドモードの照明光を選択的に射出し、  
前記表示部は、白色光モードの画像と特殊光モードの画像とハイブリッドモードの画像のうち少なくとも二つを前記表示部に同時に表示する又は順次表示する、請求項1ないし請求項15のいずれかひとつに記載の内視鏡装置。

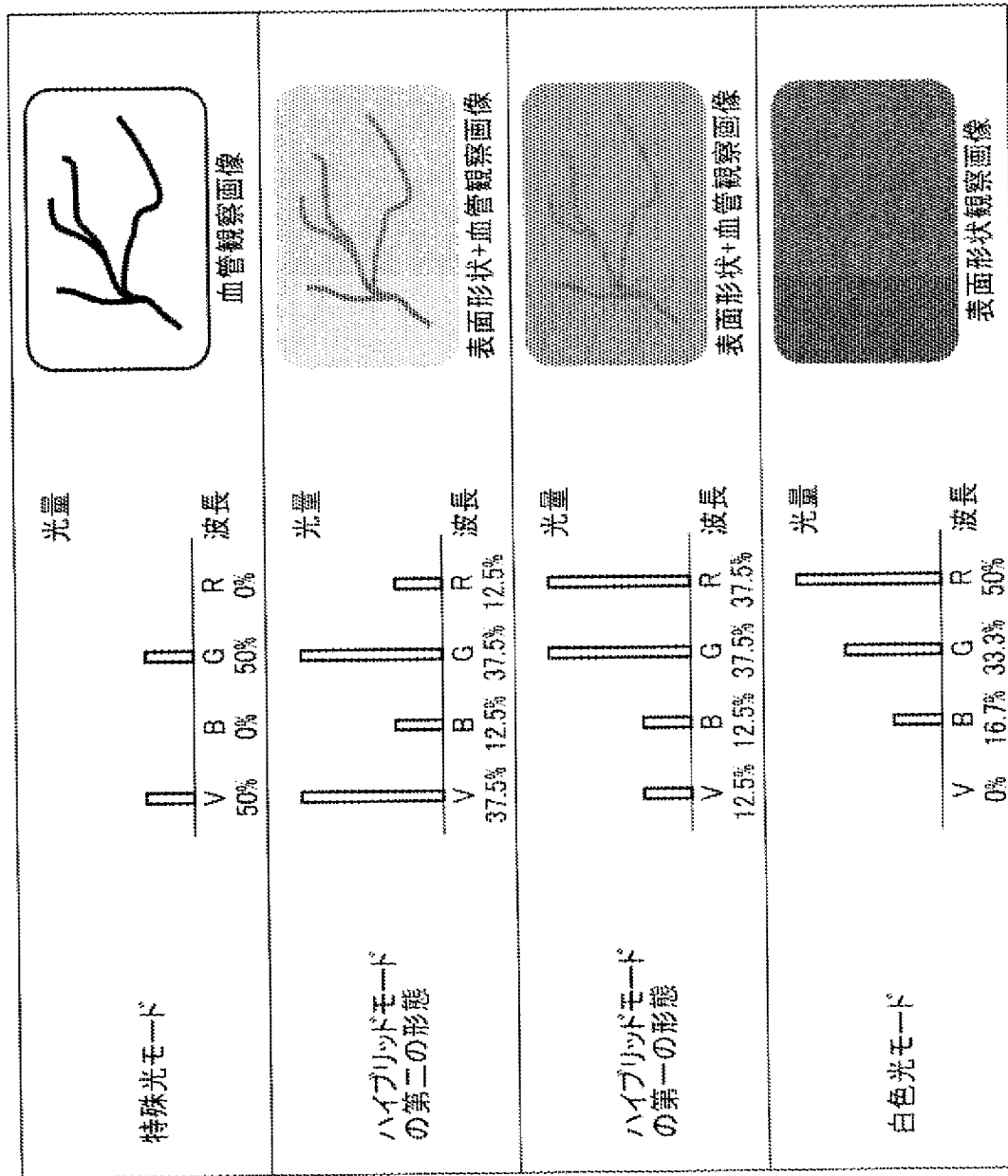
[図1]



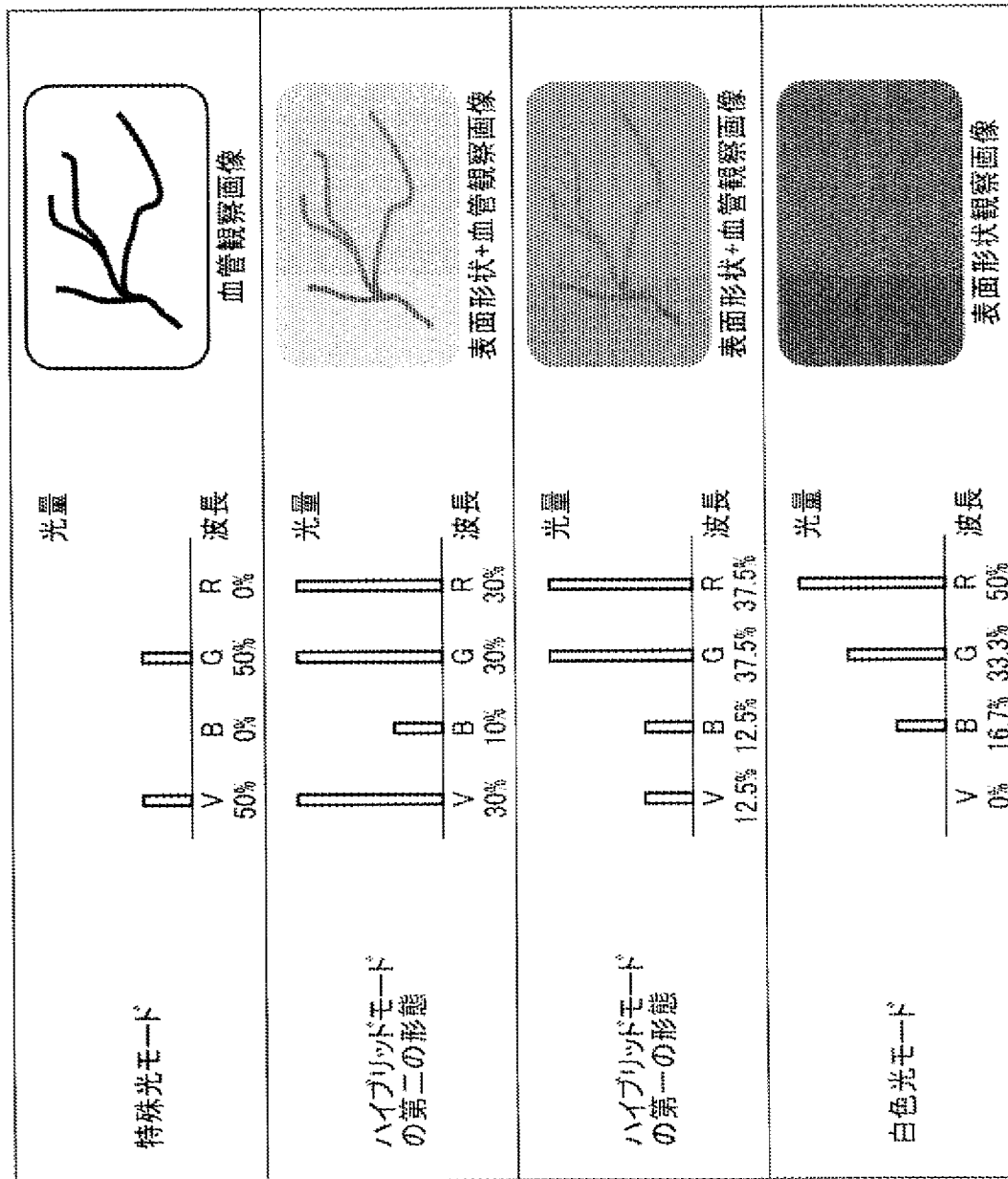
[図2]



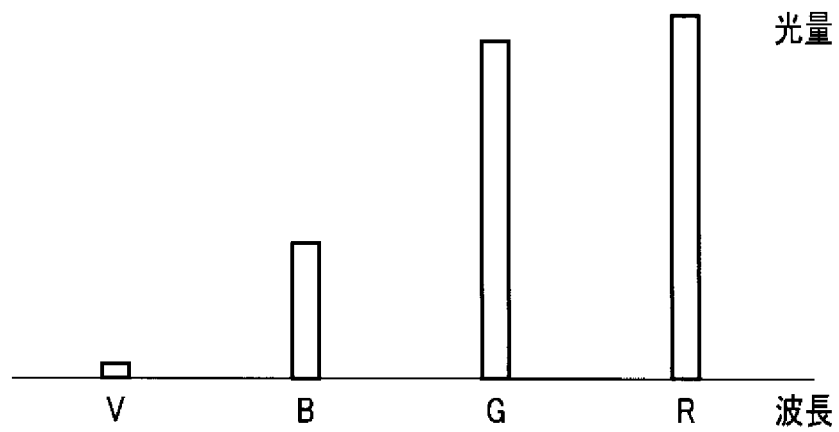
[図3]



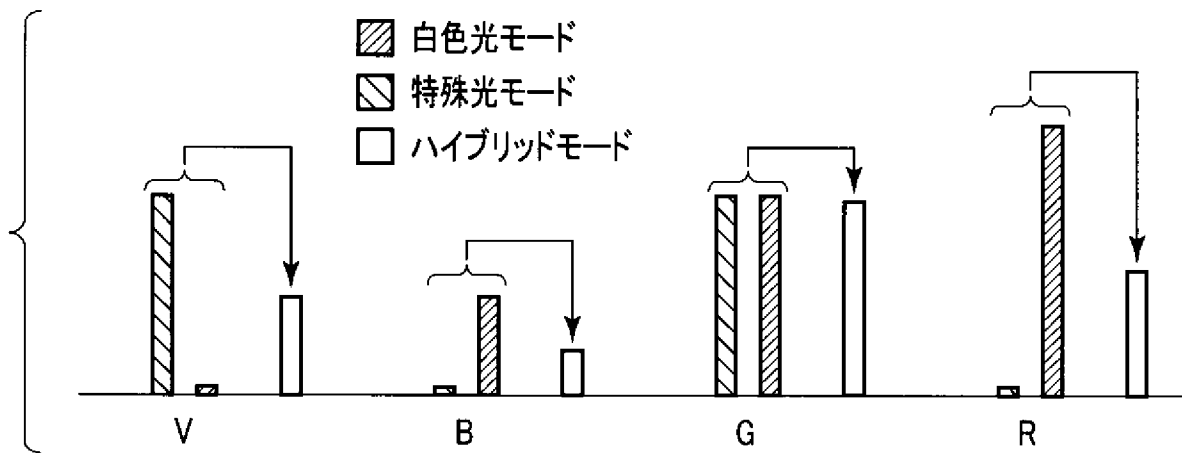
[図4]



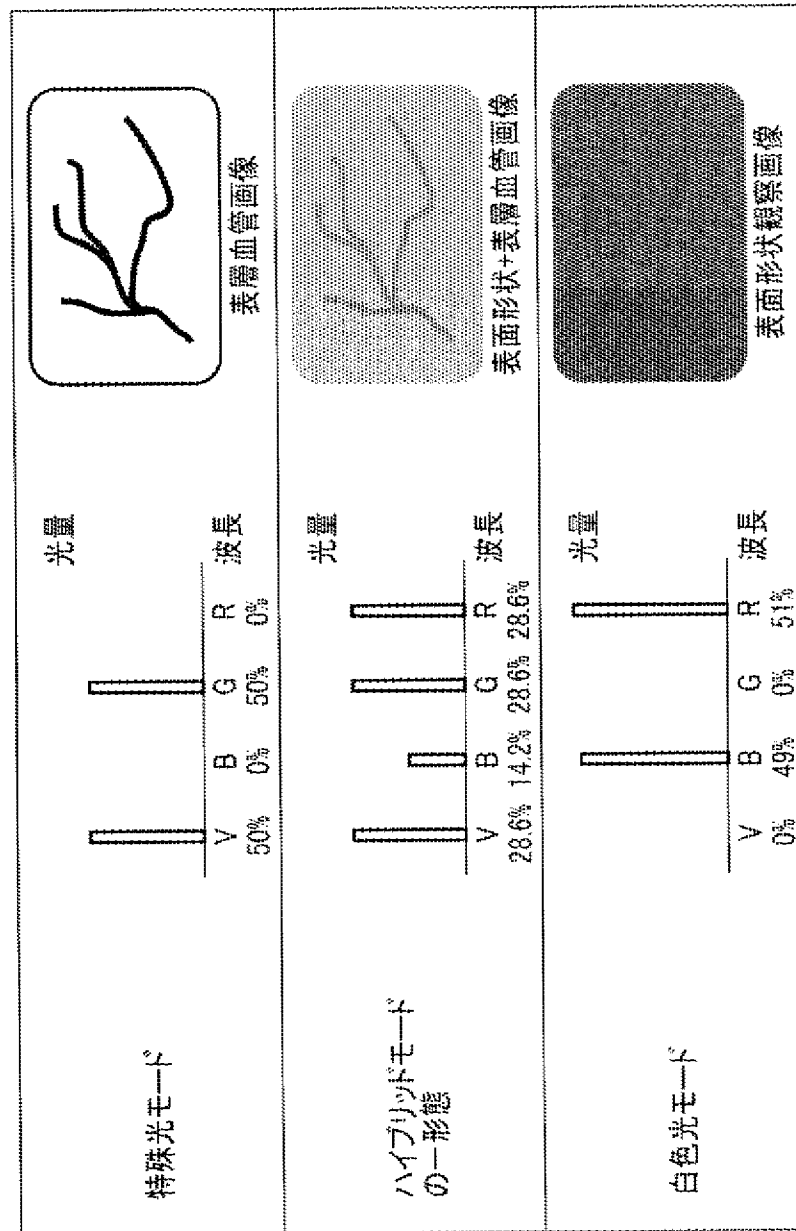
[図5]



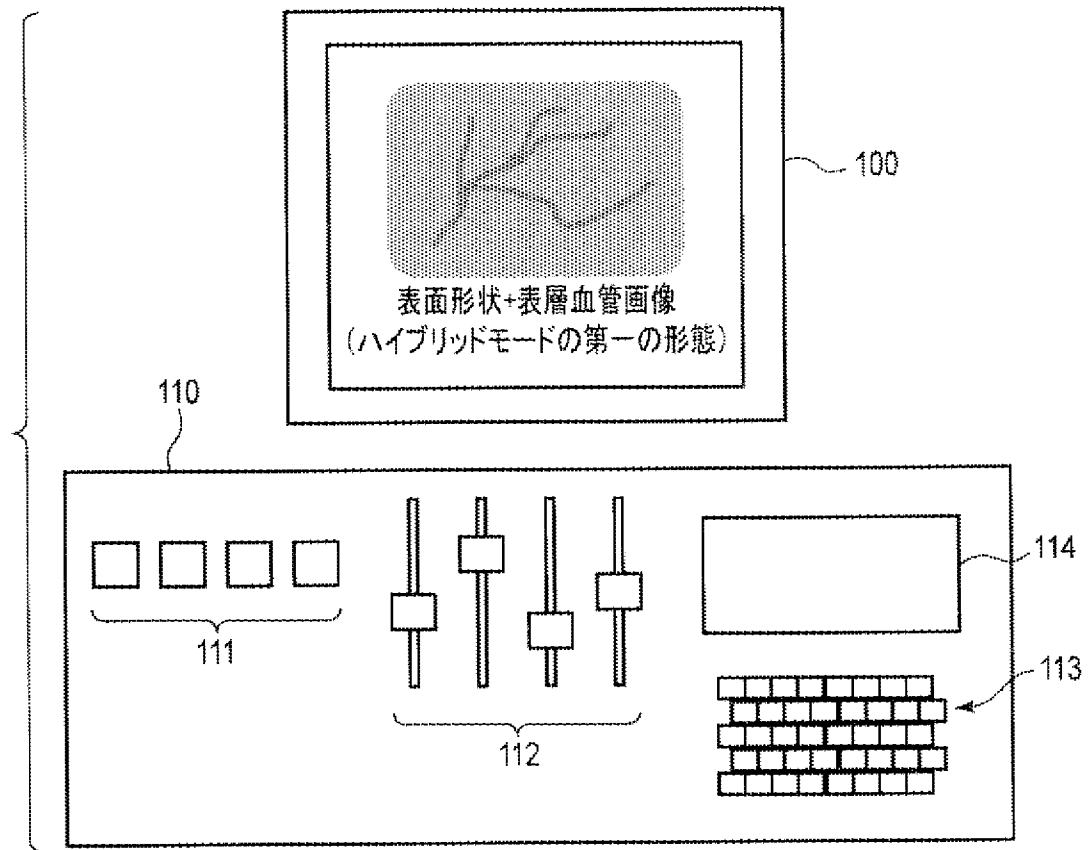
[図6]



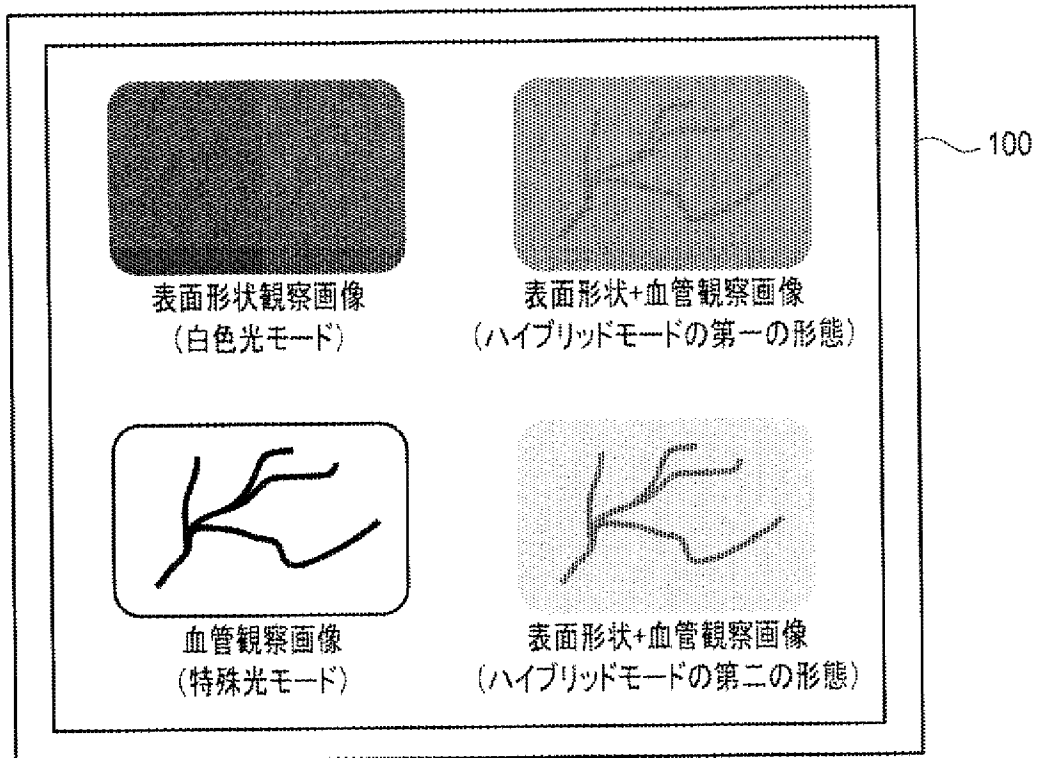
[図7]



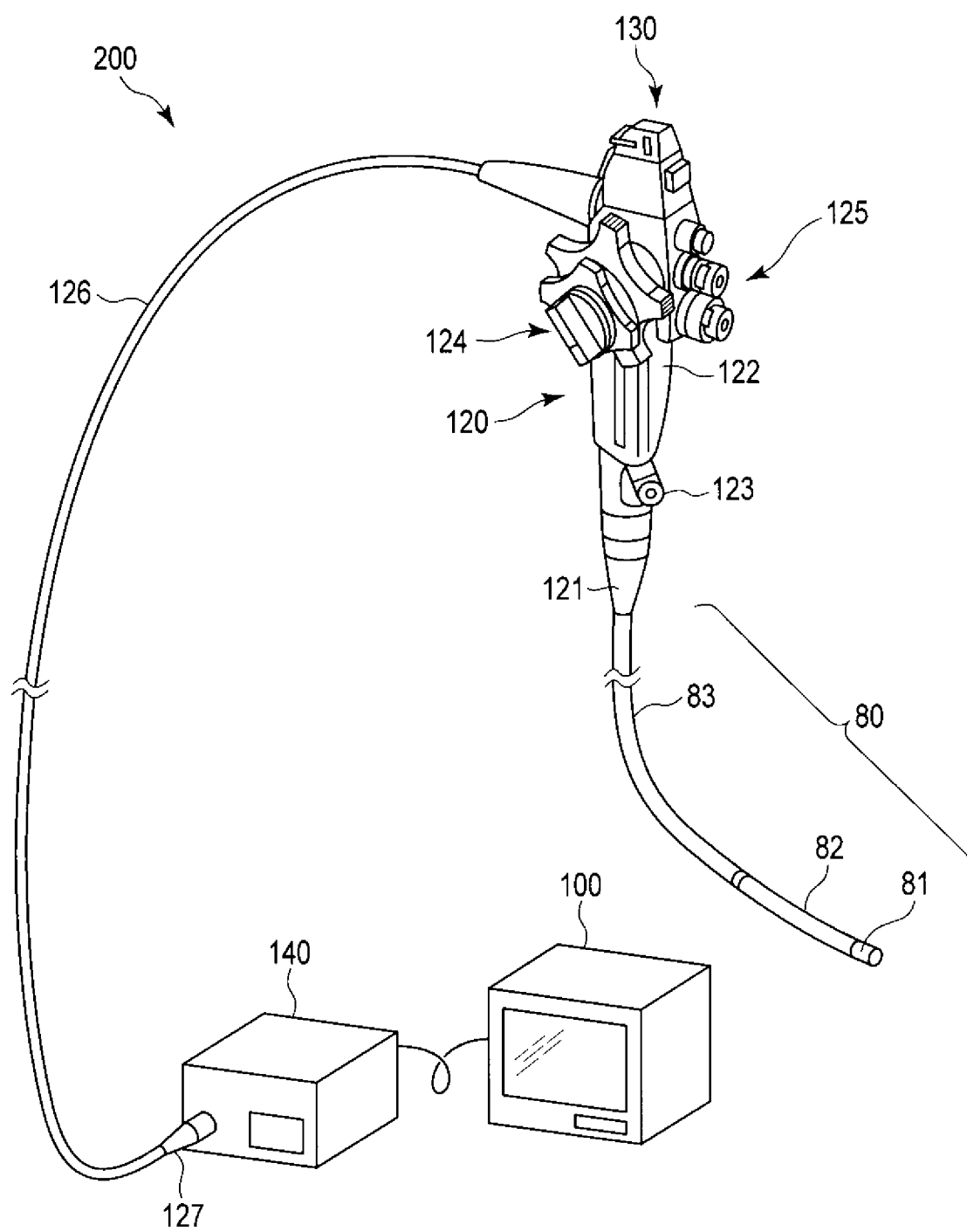
[図8]



[図9]



[図10]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/065945

## 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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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 | 1996-2015 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2015 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2015 |

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<br>A    | JP 2012-152332 A (Fujifilm Corp.),<br>16 August 2012 (16.08.2012),<br>paragraph [0117]<br>(Family: none)        | 1, 14-16<br>2-13      |
| Y<br>A    | JP 2015-66131 A (Fujifilm Corp.),<br>13 April 2015 (13.04.2015),<br>paragraphs [0043], [0130]<br>(Family: none) | 1, 14-16<br>2-13      |
| Y         | JP 2015-85097 A (Fujifilm Corp.),<br>07 May 2015 (07.05.2015),<br>paragraph [0031]<br>(Family: none)            | 14-16                 |

☒ 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  
18 June 2015 (18.06.15)

Date of mailing of the international search report  
30 June 2015 (30.06.15)

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/JP2015/065945

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                         | Relevant to claim No. |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y         | JP 2013-188365 A (Fujifilm Corp.),<br>26 September 2013 (26.09.2013),<br>paragraph [0066]; fig. 17<br>& US 2013/0245410 A1 & EP 2638844 A1 | 16                    |

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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   | 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1 9 7 1 - 2 0 1 5 年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6 - 2 0 1 5 年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4 - 2 0 1 5 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<br>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<br>請求項の番号   |
|-----------------|------------------------------------------------------------------------|------------------|
| Y<br>A          | JP 2012-152332 A（富士フイルム株式会社）<br>2012.08.16, 段落【0117】<br>（ファミリーなし）      | 1, 14-16<br>2-13 |
| Y<br>A          | JP 2015-66131 A（富士フイルム株式会社）<br>2015.04.13, 段落【0043】【0130】<br>（ファミリーなし） | 1, 14-16<br>2-13 |

☒ 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

「&amp;」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 8 . 0 6 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

3 0 . 0 6 . 2 0 1 5

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

安田 明央

2 Q

5 5 5 3

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                     |                |
|-----------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
| Y                     | JP 2015-85097 A (富士フイルム株式会社)<br>2015.05.07, 段落【0031】<br>(ファミリーなし)                                   | 14-16          |
| Y                     | JP 2013-188365 A (富士フイルム株式会社)<br>2013.09.26, 段落【0066】, 第17図<br>& US 2013/0245410 A1 & EP 2638844 A1 | 16             |