

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/145408

発行日 平成27年12月10日 (2015.12.10)

(43) 国際公開日 平成25年10月3日 (2013.10.3)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	2H040	
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	A	4C161	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D		
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

出願番号	特願2013-525025 (P2013-525025)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/078742	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成24年11月6日 (2012.11.6)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5355827号 (P5355827)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年11月27日 (2013.11.27)	(72) 発明者	五十嵐 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2012-82285 (P2012-82285)	Fターム(参考)	2H040 BA09 CA06 CA09 CA11 CA23 GA02 GA06 GA11
(32) 優先日	平成24年3月30日 (2012.3.30)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

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1は、被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも1つ以上の照明光を照射する光源装置4と、光源装置4の照射に基づく被検体からの戻り光を撮像する撮像素子2と、ビデオプロセッサ7と、観察モニター5とを含む。ビデオプロセッサ7の帯域分解処理部104は、撮像素子2による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値を含む波長帯域から極小値における波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第1の画像信号P1に対して、複数の空間周波数帯域に分解処理を行う。ビデオプロセッサ7の強調処理部101aは、分解処理されて得られた複数の帯域画像信号のうちの、最も空間周波数の低い帯域画像信号に基づいて、強調処理を行い強調補正した画像信号を生成する。

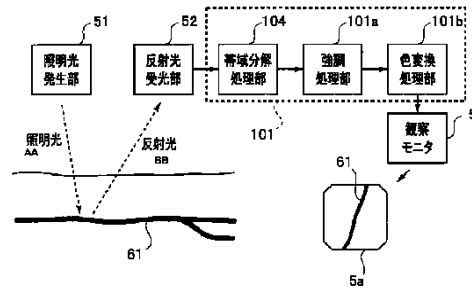


FIG. 3.

- 6 Observation monitor
- 61 Illuminating light generation unit
- 52 Reflected light reception unit
- 104 Band decomposition processing unit
- 101a Enhancement processing unit
- 101b Color conversion processing unit
- AA Illuminating light
- BB Reflected light

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも 1 つ以上の照明光を照射する照明部と、

前記照明部の照射に基づく前記被検体からの戻り光を撮像する撮像部と、

前記撮像部による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値を含む波長帯域から極小値における波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第 1 の画像信号に対して、複数の空間周波数帯域に分解処理を行う帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により分解処理されて得られた複数の帯域画像信号のうちの、所定の第 1 の帯域画像信号に基づいて、強調処理を行い強調補正した画像信号を生成する画像処理部と、

前記強調補正した画像信号を表示する表示部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記所定の第 1 の帯域画像信号は、前記複数の空間周波数帯域の中で、空間周波数が低い 1 又は 2 以上の帯域画像信号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 3】

前記所定の第 1 の帯域画像信号は、前記複数の空間周波数帯域の中で、空間周波数が最も低い帯域画像信号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 4】

前記帯域分解処理部は、前記撮像部による撮像後、前記生体組織の吸収特性において前記極大値を含む波長帯域から前記極小値における波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第 2 の画像信号に対しても、前記複数の空間周波数帯域に分解処理を行い、

前記画像処理部は、前記所定の第 1 の帯域画像信号に加えて、前記第 2 の画像信号について分解処理により得られた複数の帯域画像信号のうちの所定の第 2 の帯域画像信号に基づいて、前記強調処理を行い前記強調補正した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 5】

前記照明部は、前記生体組織の前記吸収特性において前記極大値を含む波長帯域から前記極小値における波長帯域の間で分光特性のピーク波長を有する第 1 の照明光と、前記第 1 の画像信号より前記吸収特性における値が低くかつ前記生体組織の散乱特性が抑制された分光特性のピーク波長を有する第 2 の照明光と、を照射することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記照明部は、前記被検体の表層部から所定の距離だけ透過可能な第 3 の照明光を照射し

前記画像処理部は、前記第 1 の画像信号、前記第 2 の画像信号、及び前記第 3 の照明光の照射に基づき前記撮像部により撮像した第 3 の画像信号に基づいて、前記強調補正した画像信号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】

前記内視鏡装置は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードを有し、

前記照明部は、前記狭帯域光観察モードのときに、前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光と、を照射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 8】

前記照明部は、光源からの光を透過させるための前記通常光観察モード用のフィルタと前記狭帯域光観察モード用のフィルタを有し、

前記照明部は、前記狭帯域光観察モードのときに、前記光源からの光を前記狭帯域光観察モード用のフィルタを通して出射することによって、前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光と、を照射す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 9】

10

20

30

40

50

前記被検体からの前記戻り光の少なくとも2つの撮像信号に基づき、分光推定処理によって、前記第1の画像信号として、分光推定画像信号を、生成して出力する分光推定部を有し、

前記帯域分解処理部は、前記分光推定画像信号を前記第1の画像信号として前記分解処理を行うことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

少なくとも2つの入力信号に基づき、分光推定処理によって分光推定画像信号を生成する分光推定部を有し、

前記帯域分解処理部は、前記撮像部による撮像後、前記生体組織の吸収特性において前記極大値を含む波長帯域から前記極小値における波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第2の画像信号に対しても、前記複数の空間周波数帯域に分解処理を行い、

前記分光推定部は、前記第1の画像信号及び前記第2の画像信号のそれぞれについて前記帯域分解処理部により生成された複数の帯域画像信号の中で、空間周波数が低い帯域画像信号を、前記少なくとも2つの入力信号として、前記分光推定処理を行い、

前記画像処理部は、前記分光推定部の前記分光推定処理により得られた前記分光推定画像信号を、前記所定の第1の帯域画像信号として前記強調処理を行うことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記少なくとも2つの入力信号は、それぞれ、前記第1の画像信号及び前記第2の画像信号について前記帯域分解処理部により生成された複数の帯域画像信号の中で、空間周波数が最も低い帯域画像信号であることを特徴とする請求項10に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

前記第1の画像信号の前記ピーク波長は、波長585から615nmの間にあることを特徴とする請求項1から4のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

【請求項13】

前記第1の画像信号の前記ピーク波長は、波長600nm付近の狭帯域光であることを特徴とする請求項12に記載の内視鏡装置。

【請求項14】

前記第1の画像信号の前記ピーク波長は、波長600nm付近の狭帯域光であり、前記第2の画像信号の前記ピーク波長は、波長610から730nmの間にあることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項15】

前記第2の画像信号の前記ピーク波長は、波長630nm付近の狭帯域光であることを特徴とする請求項14に記載の内視鏡装置。

【請求項16】

前記第1の画像信号の前記ピーク波長は、波長600nm付近の狭帯域光であり、前記第2の画像信号の前記ピーク波長は、波長730nm以降の狭帯域光であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、被検体内部の血管を表示することが可能な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、医療分野において、内視鏡を用いた低侵襲な各種検査や手術が行われている。術者は、体腔内に内視鏡を挿入し、内視鏡挿入部の先端部に設けられた撮像装置により撮像された被写体を観察し、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて病変部に対して処置をすることができる。内視鏡を用いた手術は、開腹等をするのがないため、患者の身体的負担が少ないというメリットがある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

内視鏡装置は、内視鏡と、内視鏡に接続された画像処理装置と、観察モニタとを含んで構成される。内視鏡挿入部の先端部に設けられた撮像素子により病変部が撮像され、そのモニタにその画像が表示される。術者は、そのモニタに表示された画像を見ながら、診断あるいは必要な処置を行うことができる。

【 0 0 0 4 】

また、内視鏡装置には、白色光を用いた通常光観察だけでなく、内部の血管を観察するために、赤外光等の特殊光を用いた特殊光観察ができるものもある。

赤外内視鏡装置の場合、例えば、波長 8 0 5 n m 付近の近赤外光に吸収ピークの特性を持つインドシアニングリーン (ICG) が薬剤として患者の血中に注入される。そして、光源装置から波長 8 0 5 n m 付近及び 9 3 0 n m 付近の赤外光を時分割で被写体に照射する。CCDで撮像された被写体像の信号は、赤外内視鏡装置のプロセッサに入力される。例えば、日本特開 2 0 0 0 - 4 1 9 4 2 号公報に開示のように、このような赤外内視鏡装置に関しては、プロセッサは、波長 8 0 5 n m 付近の像を緑色信号 (G) に、波長 9 3 0 n m 付近の像を青色信号 (B) に、割り当てて、モニタに出力する装置が、提案されている。ICGにより吸収の多い画像 8 0 5 n m 付近の赤外光の像を、緑色に割り当てているので、術者は、ICG投与時の赤外画像をコントラスト良く観察できる。

10

【 0 0 0 5 】

例えば、内視鏡を用いて、病変部の存在する粘膜下層を切開し、剥離する粘膜下層剥離術 (以下、ESD (Endoscopic Submucosal Dissection) という) 等では、電気メスなどによって粘膜中の比較的太い血管を切ってしまうないように、術者は、そのような血管の位置を確認して、切開等の処置を行う。重度の出血を起こすおそれのある血管は、粘膜下層から固有筋層を走行している。ESD等の手技において重度の出血が発生した場合、その都度止血作業をしなければならないので、手術時間が長くなってしまふ。

20

【 0 0 0 6 】

しかし、上述した赤外内視鏡装置を用いて、血管の位置を確認するためには、上述したように、ICG等の薬剤を静脈注射するという煩雑な作業が必要となる。

また、上記赤外内視鏡装置の場合、照明光の波長が近赤外光の波長であるため、画像における血管がぼやけてしまうという問題もある。

30

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は、上述した問題に鑑みて成されたものであり、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置を提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様によれば、被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも 1 つ以上の照明光を照射する照明部と、前記照明部の照射に基づく前記被検体からの戻り光を撮像する撮像部と、前記撮像部による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値を含む波長帯域から極小値における波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第 1 の画像信号に対して、複数の空間周波数帯域に分解処理を行う帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により分解処理されて得られた複数の帯域画像信号のうちの、所定の第 1 の帯域画像信号に基づいて、強調処理を行い強調補正した画像信号を生成する画像処理部と、前記強調補正した画像信号を表示する表示部と、を備える内視鏡装置を提供することができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態に関わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【 図 2 】 第 1 の実施の形態に関わる回転フィルタ 1 4 の構成を示す図である。

【 図 3 】 第 1 の実施の形態に関わる狭帯域光観察における全体の処理の流れを説明するための図である。

50

【図 4】第 1 の実施の形態に関わる、1 つの波長画像から複数の周波数帯域の画像を生成して、その生成された複数の周波数帯域の画像のうちの一つに対して、強調処理をする処理を説明するための図である。

【図 5】第 1 の実施の形態に関わる静脈血の光の吸収特性を示す図である。

【図 6】第 1 の実施の形態に関わる、第 1 の狭帯域光 NL1 (1) と第 2 の狭帯域光 NL2 (2) の生体組織内における光の伝播ボリュームを説明するための図である。

【図 7】第 1 の実施の形態に関わる、画像処理部 101 における撮像素子 2 から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

【図 8】第 2 の実施の形態に関わる内視鏡装置 1A の構成を示す構成図である。

【図 9】第 2 の実施の形態に関わる狭帯域光観察における全体の処理の流れを説明するための図である。

【図 10】第 2 の実施の形態に関わる、3 つの広帯域光の画像信号 B,G,R から 3 つの狭帯域光の分光画像信号 e1,e2,e3 を推定する場合を説明するための分光特性を示す図である。

【図 11】第 2 の実施の形態に関わる、2 つの広帯域光の画像信号と 1 つの狭帯域光の画像信号から、3 つの狭帯域光の分光画像信号を推定する場合を説明するための分光特性を示す図である。

【図 12】第 2 の実施の形態に関わる、画像処理部 101A における撮像素子 2 から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

【図 13】第 3 の実施の形態に関わる回転フィルタ 14A の構成を示す図である。

【図 14】第 3 の実施の形態に関わる、特殊光観察モードにおける全体の処理の流れを説明するための図である。

【図 15】第 2 の実施の形態に関わる、画像処理部 101B における撮像素子 2 から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

【図 16】変形例 6 を説明するための、静脈血の光の吸収特性を示す図である。

【図 17】狭帯域照明光を中心波長 10nm 刻みで時系列的に照射可能な分光内視鏡装置を用いて動物の腹腔内を撮影した画像の模式図である。

【図 18】図 17 の複数のモノクロ画像に対して各画像中の Line-A 上の強度 (対数表示された画素値) を縦軸に示したグラフである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

(内視鏡装置の構成)

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

まず、本実施の形態に関わる内視鏡装置の構成を説明する。図 1 は、本実施の形態に関わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0011】

図 1 に示すように、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する生体画像情報取得手段あるいは生体画像情報取得部として撮像素子である CCD 2 を有する電子内視鏡 3 と、電子内視鏡 3 に照明光を供給する光源装置 4 と、電子内視鏡 3 の CCD 2 からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ 5 に表示するビデオプロセッサ 7 とから構成される。内視鏡装置 1 は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードの 2 つのモードを有する。なお、以下の説明では、内視鏡装置 1 の通常光観察モードは、従来の通常光観察モードと同じであるので、通常光観察モードの構成の説明は省略し、主として狭帯域光観察モードについて説明する。

【0012】

CCD 2 は、被検体に照射された照明光の戻り光を受光して被検体を撮像する撮像部あるいは撮像手段を構成する。

照明手段あるいは照明部としての光源装置 4 は、照明光 (白色光) を発光するキセノンランプ 11 と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ 12 と、熱線カットフィルタ

10

20

30

40

50

12を介した白色光の光量を制御する絞り装置13と、照明光を面順次光にする帯域制限手段あるいは帯域制限部としての回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたライトガイド15の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光させる集光レンズ16と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17とを備えて構成される。キセノンランプ11、回転フィルタ14及びライトガイド15が、被検体に対して照明光を照明する照射部あるいは照射手段を構成する。

【0013】

図2は、回転フィルタ14の構成を示す図である。回転フィルタ14は、光源であるキセノンランプ11からの光を透過するフィルタである。波長帯域制限部あるいは波長帯域制限手段としての回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され、中心を回転軸とした構造となっており、2つのフィルタ群を有している。回転フィルタ14の外周側には、周方向に沿って、通常光観察用の分光特性の面順次光を出力するためのフィルタ組を構成するR(赤)フィルタ部14r、G(緑)フィルタ部14g、B(青)フィルタ部14bが、第1のフィルタ群として、配置されている。

10

【0014】

回転14の内周側には、周方向に沿って、3つの所定の狭帯域波長の光を透過させる3つのフィルタ14-600、14-630、14-540が、第2のフィルタ群として、配置されている。

【0015】

フィルタ14-600は、狭帯域光として、波長600nm(1)付近の光を透過させるように構成されている。フィルタ14-630は、狭帯域光として、波長630nm(2)付近の光を透過させるように構成されている。フィルタ14-540は、狭帯域光として、波長540nm(3)付近の光を透過させるように構成されている。

20

【0016】

ここで「付近」とは、波長600nm付近の場合は、中心波長が600nmで、波長600nmを中心に、幅が、例えば20nm(すなわち波長600nmの前後である波長590nmから610nm)の範囲の分布を有する狭帯域光であることを意味する。他の波長である、波長630nm、及び後述する波長540nmについても同様である。

【0017】

回転フィルタ14は、照明光の出射部であるキセノンランプ11からCCD2の撮像面に至る光路上に配置され、各モードにおいて、照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも1つ(ここでは3つ)の波長帯域を狭めるように制限する。

30

【0018】

そして、制御回路17は、回転フィルタ14を回転させるためのモータ18を制御して、回転フィルタ14の回転を制御する。

【0019】

モータ18には、ラック19aが接続され、ピニオン19bには、図示しないモータが接続され、ラック19aは、ピニオン19bに螺合するように取り付けられている。制御回路17は、ピニオン19bに接続されたモータの回転を制御することによって、回転フィルタ14を矢印dで示す方向に移動することができる。よって、制御回路17は、後述するユーザによるモード切替操作に応じて、通常光観察モードのときは第1のフィルタ群を、狭帯域光観察モードのときは第2のフィルタ群を、光路上に位置させるようにピニオン19bに接続されたモータを制御する。

40

なお、キセノンランプ11、絞り装置13、回転フィルタモータ18、及びピニオン19bに接続されたモータ(図示せず)には電源部10より電力が供給される。

【0020】

よって、光源装置4は狭帯域光観察モードのとき、被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも1つ以上の照明光(ここでは、3つの狭帯域光)を照射する照明手段あるいは照明部を構成する。ここでは、3つの照明光のうち2つは、表層から1~2mmの深部の血管を強調表示するための狭帯域光であり、残りの1つは、被検体の表層部から所

50

定の距離だけ、ここでは表層近傍の範囲だけ、透過可能な第3の照明光としての狭帯域光である。

【0021】

ビデオプロセッサ7は、CCDドライバであるCCD駆動回路20、アンプ22、プロセス回路23、A/D変換器24、ホワイトバランス回路(以下、W・Bという)25、セレクタ100、画像処理部101、セレクタ102、補正回路26、拡大回路27、強調回路28、セレクタ29、同時化メモリ30、31、32、画像処理回路33、D/A変換器34、35、36、タイミングジェネレータ(以下、T・Gという)37、モード切替回路42、調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44、制御回路200、及び、表示画像生成手段あるいは表示画像生成部としての合成回路201を備えて構成される。

10

【0022】

CCD駆動回路20は、電子内視鏡3に設けられたCCD2を駆動し、回転フィルタ14の回転に同期した面順次の撮像信号をCCD2に出力させるものである。また、アンプ22は電子内視鏡3の先端に設けられている対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した面順次の撮像信号を増幅するものである。

【0023】

プロセス回路23は、アンプ22を介した面順次の撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行う。A/D変換器24は、プロセス回路23を経た面順次の撮像信号をデジタル信号の面順次の画像信号に変換する。

【0024】

W・B25は、A/D変換器24によりデジタル化された面順次の画像信号に対して、例えば画像信号のG信号を基準に画像信号のR信号と画像信号のB信号の明るさが同等となるようにゲイン調整を行い、ホワイトバランス処理を実行する。

20

なお、W・B25におけるホワイトバランス調整は、波長600nm付近の狭帯域光の戻り光の輝度を基準に行われる。

セレクタ100は、W・B25からの面順次の画像信号を画像処理部101内の各部に振り分けて出力する。

【0025】

画像処理部101は、前記セレクタ100からの通常光観察用のRGBの画像信号又は狭帯域光観察用の3つの画像信号を、表示用の画像信号に変換する画像信号処理部あるいは画像信号処理手段である。画像処理部101は、モード信号に基づく制御回路200からの選択信号SSに応じて、通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時の画像信号を、セレクタ102へ出力する。

30

セレクタ102は、画像処理部101からの通常光観察用画像信号と狭帯域光観察用画像信号の面順次の画像信号を補正回路26及び合成回路201に順次出力する。

【0026】

補正回路26は、セレクタ102あるいは合成回路201からの面順次の画像信号に対して補正処理を施す。拡大回路27は、補正回路26にて補正処理された面順次の画像信号を拡大処理する。強調回路28は、拡大回路27にて拡大処理された面順次の画像信号に輪郭強調処理を施す。セレクタ29及び同時化メモリ30、31、32は、強調回路28からの面順次の画像信号を同時化するためのものである。

40

【0027】

画像処理回路33は、同時化メモリ30、31、32に格納された面順次の各画像信号を読み出し、動画色ずれ補正処理等を行う。D/A変換器34、35、36は、画像処理回路33からの画像信号を、RGBのアナログの映像信号に変換し観察モニタ5に出力する。T・G37は、光源装置4の制御回路17から、回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入力し、各種タイミング信号を上記ビデオプロセッサ7内の各回路に出力する。

【0028】

また、電子内視鏡2には、通常光観察モード及び狭帯域光観察モードの切替のためのモード切替スイッチ41が設けられており、このモード切替スイッチ41の出力がビデオプ

50

ロセッサ7内のモード切替回路42に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ7のモード切替回路42は、制御信号を調光制御パラメータ切替回路44及び制御回路200に出力するようになっている。調光回路43は、調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータ及びプロセス回路23を経た撮像信号に基づき、光源装置4の絞り装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【0029】

ビデオプロセッサ7内の各回路は、指定されたモードに応じた所定の処理を実行する。通常光観察モードと狭帯域光観察モードのそれぞれに応じた処理が実行されて、観察モニタ5には、通常光観察用画像あるいは狭帯域光観察画像が表示される。観察モニタ5は、後述するように、強調補正した画像信号を表示する表示手段あるいは表示部である。

10

【0030】

(狭帯域光観察の全体の処理の流れ)

次に、本実施の形態における狭帯域光観察の全体の大まかな流れを簡単に説明する。

図3は、本実施の形態に関わる狭帯域光観察における全体の処理の流れを説明するための図である。

術者は、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入し、通常光観察モード下で、内視鏡挿入部の先端部を病変部近傍に位置させる。術者は、処置対象の病変部を確認すると、粘膜下層から固有筋層を走行する、比較的太い、例えば直径が1~2mmの、深部の血管を観察するために、モード切替スイッチ41を操作して、内視鏡装置1を狭帯域光観察モードに切り替える。

20

【0031】

狭帯域光観察モード下では、内視鏡装置1の制御回路17は、第2のフィルタ群を透過した光を、光源装置4から出射するように、ピニオン19bに接続されたモータを制御して、回転フィルタ14の位置を移動させる。さらに、制御回路200も、狭帯域波長による観察のための画像処理を行うように、ビデオプロセッサ7内の各種回路を制御する。

【0032】

図3に示すように、狭帯域光観察モードでは、照明光発生部51から、狭帯域波長の照明光が、内視鏡3の挿入部の先端部から出射され、粘膜層を透過して、粘膜下層及び固有筋層を走行する血管61に照射される。ここで、照明光発生部51は、光源装置4、回転フィルタ14、ライトガイド15等を含んで構成され、内視鏡挿入部の先端から照明光を出射する。回転フィルタ14の回転により、波長600nm付近の狭帯域光、波長630nm付近の狭帯域光、及び波長540nm付近の狭帯域光が、連続的にかつ順番に光源装置4から出射されて、被写体に照射される。

30

【0033】

波長600nm付近の狭帯域光、波長630nm付近の狭帯域光、及び波長540nm付近の狭帯域光の反射光は、それぞれCCD2である反射光受光部52により受光される。CCD2は、それぞれの反射光の撮像信号を出力し、アンプ22等を介して、セレクトア100へ供給される。セレクトア100は、T.G37からの所定のタイミングに応じて、波長600nm付近の第1の画像信号P1、波長630nm付近の第2の画像信号P2及び波長540nm付近の第3の画像信号P3を保持して、画像処理部101に供給する。画像処理部101は、狭帯域光観察モードのための、帯域分解処理部104と、強調処理部101aと、色変換処理部101bを含む。

40

【0034】

内視鏡装置1を用いて、例えば胃、食道、大腸などの消化管の内壁の病変部の存在する粘膜下層を切開し、剥離するESDでは、術者は、電気メスなどによって組織中の比較的太い血管を切ってしまうようにしなければならない。術者は、内視鏡装置1を狭帯域光観察モードに設定すると、生体組織の表面下の血管を明瞭に描画することができる。

【0035】

(画像処理部の帯域分解処理)

図1の画像処理部101の帯域分解処理部104は、空間周波数分割処理により、少な

50

くとも1つの波長画像に対して、空間周波数分割処理を行う。

図4は、1つの波長画像から複数の周波数帯域の画像を生成して、その生成された複数の周波数帯域の画像のうちの一つに対して、強調処理をする処理を説明するための図である。

【0036】

帯域分解処理部104は、図4に示すように、波長600nm付近の第1の画像信号P1を、空間周波数解析により、例えば空間周波数分割処理により、N個（Nは、1以上の自然数）の空間周波数帯域の画像信号（以下、帯域画像信号という）に分割する。第1の画像信号P1は、図5（後述する）に示すように、撮像素子2による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値ACmaxを含む波長帯域から極小値ACminにおける波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する画像信号である。

10

【0037】

すなわち、帯域分解処理部104は、撮像素子2による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値ACmaxを含む波長帯域から極小値ACminにおける波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する画像信号P1に対して、複数の空間周波数帯域に分解処理を行う帯域分解処理手段あるいは帯域分解処理部を構成する。

【0038】

なお、帯域分解処理部104は、波長630nm付近の第2の画像信号P2も、N個の帯域画像信号に分割できるようにしてもよい。すなわち、帯域分解処理部104は、m個（mは、1以上の自然数）の波長画像のそれぞれについて、2以上のN個の帯域画像を生成するようにしてもよい。図4では、mは1であり、第1の画像信号P1から、N個の帯域画像信号P1(1)、P1(2)、・・・P1(N)が生成される。

20

その場合、帯域分解処理部104は、撮像素子2による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値ACmaxを含む波長帯域から極小値ACminにおける波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第2の画像信号P2に対しても、複数の空間周波数帯域に分解処理を行い、強調処理部101aは、第1の画像信号P1に関する帯域画像信号に加えて、第2の画像信号P2について分解処理により得られた複数の帯域画像信号のうち所定の帯域画像信号（例えば空間周波数が最も低い帯域画像信号）に基づいて、強調処理を行い強調補正した画像信号を生成する。

【0039】

従って、帯域分解処理部104は、医用画像の少なくとも1つの波長帯域の画像を複数の空間周波数帯域に分解処理を行って、複数の帯域画像を生成する帯域分解処理手段若しくは帯域分解処理部あるいは空間周波数分割処理手段若しくは空間周波数分割処理部を構成する。

30

【0040】

N個の空間周波数帯域は、ここでは、空間周波数 f_{r1} 、 f_{r2} 、・・・、 f_{rN} の帯域である。空間周波数は、 f_{r1} が最も低く、 f_{r2} から f_{rN} の順に、高くなっている。よって、N個の帯域画像信号P1(1)、P1(2)、・・・P1(N)のうち、帯域画像信号P1(1)が最も空間周波数の低い画像信号である。例えば、P1(1)付近の帯域画像信号は、より深い深部の血管などの生体構造物に関する情報を有している。一方、N個の帯域画像信号P1(1)、P1(2)、・・・P1(N)のうち、帯域画像信号P1(N)が最も空間周波数の高い画像信号である（例えば、P1(N)付近の帯域画像信号は、より細かい粘膜表層の血管や腺構造などの表面凹凸構造に関する情報を有している。なお、各帯域画像信号は、例えば、波長画像信号に対して、各空間周波数 f_{rk} に対応するマスクを用いた空間周波数フィルタリング処理を行うことにより生成される。

40

【0041】

強調処理部101aにおいて、血管61の画像強調のための後述する画像処理を行い、色変換処理部101bにおいて、各画像信号を、観察モニタ5のRGBの各チャンネルに割り当て、セレクタ102に供給する。その結果、観察モニタ5の画面5a上には、粘膜深部の比較的太い血管61が、高いコントラストで表示される。よって、術者は、観察モニ

50

タ 5 に表示された、粘膜下層及び固有筋層を走行する血管 6 1 に注意しながら、病変部に ESD を施すことができる。

ここで、静脈血の光の吸収特性について説明する。図 5 は、静脈血の光の吸収特性を示す図である。図 5 の縦軸は、モル吸光係数 ($\text{cm}^{-1} / \text{M}$) であり、横軸は、波長である。なお、3 つの狭帯域光の照明光は、生体組織自体の散乱特性の影響も受けるが、生体組織自体の散乱特性は、波長の増加に対して略単調減少であるため、図 5 を、生体組織の吸収特性として説明する。

【 0 0 4 2 】

一般に、静脈血には、酸化ヘモグロビン (HbO_2) と還元ヘモグロビン (Hb) (以下、両者を合わせて単にヘモグロビンという) が、略 60 : 40 ~ 80 : 20 の割合で含まれている。光はヘモグロビンにより吸収されるが、その吸収係数は、光の波長毎で異なっている。図 5 は、400 nm から略 800 nm までの波長毎の静脈血の光の吸収特性を示し、550 nm から、750 nm の範囲において、吸収係数は、略波長 576 nm の点で極大値を示し、波長 730 nm の点で極小値を示している。

10

【 0 0 4 3 】

狭帯域光観察モードでは、3 つの狭帯域光が照射され、それぞれの戻り光が、CCD 2 において受光される。

波長 600 nm 付近の狭帯域光 (以下、第 1 の狭帯域光 NL1 という) は、ヘモグロビンの吸収特性の極大値 AC_{max} (ここでは波長 576 nm における吸収係数) から極小値 AC_{min} (ここでは波長 730 nm における吸収係数) の波長帯域 R 内の波長帯域の光である。

20

【 0 0 4 4 】

波長 630 nm 付近の狭帯域光 (以下、第 2 の狭帯域光 NL2 という) も、ヘモグロビンの吸収特性の極大値 AC_{max} から極小値 AC_{min} の波長帯域 R 内の光であるが、第 1 の狭帯域光 NL1 の波長よりも長く、吸収係数が低く、かつ生体組織の散乱特性が抑制された波長帯域の光である。散乱特性が抑制されているとは、散乱係数が、長波長側に向かって低くなっていることを意味する。

【 0 0 4 5 】

すなわち、光源装置 4 は、生体組織の吸収特性において極大値 AC_{max} を含む波長帯域から極小値 AC_{min} における波長帯域の間で分光特性のピーク波長を有する第 1 の照明光 NL1 と、第 1 の照明光 NL1 による画像信号 P1 より吸収特性における値が低くかつ生体組織の散乱特性が抑制された分光特性のピーク波長を有する第 2 の照明光 NL2 と、を照射する。

30

【 0 0 4 6 】

波長 540 nm 付近の狭帯域光 (以下、第 3 の狭帯域光 NL3 という) は、ヘモグロビンの吸収特性の極大値 AC_{max} から極小値 AC_{min} の波長帯域 R 外の波長帯域の光であり、被検体の粘膜表面の表層部から所定の距離だけ透過可能な照明光である。

CCD 2 は、3 つの狭帯域光の各画像の撮像信号を出力する。よって、各画像は、第 1、第 2 及び第 3 の狭帯域光 NL1, NL2, NL3 の各戻り光に基づく、複数の画素信号を含む。

【 0 0 4 7 】

さらに、照明光である第 1 の狭帯域光 NL1 と第 2 の狭帯域光 NL2 の生体組織内における光の伝播について説明する。図 6 は、第 1 の狭帯域光 NL1 (1) と第 2 の狭帯域光 NL2 (2) の生体組織内における光の伝播ボリュームを説明するための図である。第 1 の狭帯域光 NL1 と第 2 の狭帯域光 NL2 のそれぞれは、生体組織内で多重散乱過程を繰り返し、その結果戻り光として粘膜表面から出射される。第 1 の狭帯域光 NL1 と第 2 の狭帯域光 NL2 は、それぞれ平均自由行程 $\text{MFP}_1, \text{MFP}_2$ を有する。そして、第 1 の狭帯域光 NL1 の平均自由行程 MFP_1 は、第 2 の狭帯域光 NL2 の平均自由行程 MFP_2 よりも短い。

40

【 0 0 4 8 】

図 6 に示すように、波長 600 nm (1) の第 1 の狭帯域光 NL1 は、血管 6 1 の近傍まで到達し、波長 630 nm (2) の第 2 の狭帯域光 NL2 は、血管 6 1 よりもわずかに深い位置まで到達する。

【 0 0 4 9 】

50

なお、図6には示さないが、波長540nm付近の第3の狭帯域光NL3の平均自由行程は、上記2つの狭帯域光NL1,NL2の平均自由行程MFP1,MFP2よりも短く、第3の狭帯域光NL3は、粘膜表面の表層部の比較的浅い領域までしか到達しない。

【0050】

図17は狭帯域照明光を中心波長10nm刻みで時系列的に照射可能な分光内視鏡装置を用いて動物の腹腔内を撮影した画像の模式図である。具体的には、540nm、600nm、630nmの各モノクロ画像を各々Bチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てた画像を示す。画像中の血管V1、及び、血管V2は画像中の左上方向から右下方向に走行する太い血管である。血管V2よりも血管V1の方が粘膜表面から深くに位置する。ここでは、540nmから680nmに渡って10nmステップで計15パターンのモノクロ画像を撮影した。

10

【0051】

図18は図17の複数のモノクロ画像に対して各画像中のLine-A上の強度(対数表示された画素値)を縦軸に示したグラフである。図18の横軸は各画像中のLine-A上の画素の位置である。血管V1は画素の位置が25~50付近、血管V2は画素の位置が75~110付近に存在する。比較的浅部に存在する血管V2、及び、深部に位置する血管V1の両方の血管において強度が減衰している照明波長、つまり、血管V1および血管V2において照明光が強く吸収される波長は、図18から略590nm~620nmであることが分かる。

【0052】

したがって、比較的浅い部分から深部に存在する血管を検知するには、略590nm~620nmの狭帯域光が重要な波長情報となる。血管V1は粘膜表面からおよそ1mm~2mm程度深い部分に存在する。なお、本実験結果は、前記のBeer-Lambertによる理論計算結果(波長600nmの前後15nmの間の狭帯域光を用いることによって、比較的太い血管が高いコントラストで表示可能となる)と略一致する。

20

【0053】

以上のように、光源装置4を含む照明手段あるいは照明部は、生体組織の吸収特性において極大値ACmaxを含む波長帯域から極小値ACminにおける波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する照明光である狭帯域光NL1と、狭帯域光NL1による戻り光の吸収特性における値が低かつ生体組織の散乱特性が抑制された分光特性のピーク波長を有する照明光である照明光NL2と、を照射する。

30

【0054】

さらに、光源装置4を含む照明手段あるいは照明部は、被検体の表層部から所定の距離だけ透過可能な第3の照明光NL3も照射する。

【0055】

(画像処理部の強調処理)

次に、画像処理部101における処理について説明する。通常光観察モードでは、撮像された内視鏡画像内には、表層部から1~2mmの深部の血管は、観察モニタ5の内視鏡画像上には表示されない、または、表示されにくい。

【0056】

これに対して、狭帯域光観察モードでは、撮像された内視鏡画像内に深部の血管が存在すると、血管は内視鏡画像上に表示される。

40

波長600nm(1)の狭帯域光NL1の画像は、複数のラインから構成され、各ラインは、複数の画素を含む。強調処理部101aは、波長600nm(1)の狭帯域光NL1の画像信号に対して帯域分解処理して得られた複数の帯域画像の中で、空間周波数が最も低い帯域画像信号P1(1)の各画素の画素値に、所定のゲイン係数を乗算することによって、強調処理を行い、強調補正した強調補正画像信号BEP1(1)を、色変換部101bへ出力する。

【0057】

すなわち、強調処理部101aは、帯域分解処理部104により分解処理されて得られた複数の帯域画像信号のうちの、所定の帯域画像信号に基づいて、強調処理を行い強調補

50

正した画像信号を生成する画像処理手段あるいは画像処理部を構成する。ここでは、強調処理部101aは、帯域分解処理により得られた複数の帯域画像信号のうちの、空間周波数が最も低い帯域画像信号のみを強調する処理を施して強調補正した強調補正画像信号BE P1(1)を生成する。

【0058】

なお、ここでは、強調処理部101aは、帯域分解処理により得られた複数の帯域画像信号のうちの、空間周波数が最も低い帯域画像信号のみを強調しているが、空間周波数が最も低い帯域画像信号以外に対しても強調処理をしてもよい(例えば、2番目に空間周波数が低い帯域画像信号P1(2)を強調しても良い)。なお、複数の空間周波数帯域の中で、空間周波数が低い2以上の帯域画像信号に対して強調処理を行うようにしてもよい。

10

【0059】

(画像処理部の色変換処理)

次に、色変換処理部101bにおける処理について説明する。色変換処理部101bには、第2の画像信号P2(2)と、第3の画像信号P3(3)と、強調補正画像信号BEP1(1)が入力される。

色変換処理部101bでは、第2の画像信号P2(2)と、第3の画像信号P3(3)と、強調補正画像信号BEP1(1)とを、RGBチャンネルに割り当てる処理が行われる。

【0060】

ここでは、例えば、次の式(1)により、強調補正画像信号BEP1(1)の輝度値ImA(1)、第2の画像信号P2(2)の輝度値Im(2)及び第3の画像信号P3(3)の輝度値Im(3)が、RGBチャンネルに割り当てられる。

20

【数1】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(1)}$$

【0061】

式(1)によれば、深部の比較的太い血管61は、やや赤っぽい色で表示されるので、術者に分かり易い。

30

また、第3の狭帯域光NL3として波長540nm付近の狭帯域光を用いているので、比較的生体組織の表面から浅い領域に存在する毛細血管や出血は、略黄色で表示される。

【0062】

なお、色変換処理101bでは、上記の式(1)に代えて、次の式(2)を用いてもよい。

【数2】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(2)}$$

40

【0063】

式(2)によれば、深部の血管61は、やや青色あるいは青緑色で示されると共に、表層の毛細血管も赤色~茶色で表示されるので、術者に分かり易い。

【0064】

さらになお、色変換処理101bでは、上記の式(1)に代えて、次の式(3)を用い

50

てもよい。

【数 3】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.5 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{Im}A(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(3)}$$

【 0 0 6 5】

さらになお、色変換処理 1 0 1 b では、上記の式 (1) に代えて、次の式 (4) を用いてもよい。ここで は略1.0~1.5、 は略2.0~2.6、 は略2.5~3.3の数値 (例えば、 : : = 0 . 5 6 : 1 . 0 0 : 1 . 1 7) をとる。この場合、深部血管の色調は青緑色、粘膜の色調は通常観察と類似するため術者がストレスなく観察しやすい。また、 は略2.3~2.7、 は略2.3~2.7、 は略1.7~2.1の数値 (例えば、 : : = 1 . 0 0 : 1 . 0 0 : 0 . 7 6) とすることで、表層および深部の血管の観察が容易となる。

10

【数 4】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ \beta & 0 & 0 \\ 0 & \gamma & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{Im}A(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(4)}$$

20

【 0 0 6 6】

なお、色変換処理部 1 0 1 b におけるチャンネル割当ての他の例について説明する。例えば、治療時には、上記式 (1) に代えて、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光をBチャンネルに、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光をGチャンネルに、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光 (すなわち強調補正画像信号BEP1 (1)) をRチャンネルに割り当てるようにしてもよい。

【 0 0 6 7】

また、診断時には、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光をBチャンネルとGチャンネルに、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光もしくは波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光をRチャンネルに割り当てるようにしてもよい。

30

【 0 0 6 8】

ここで、色バランス調整について説明する。

例えば、式 (1) のように、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光をBチャンネルに、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光をGチャンネルに、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光をRチャンネルに割り当てる場合、Rチャンネルの信号に対して、Bチャンネルの信号を増幅することが望ましい。波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光の信号強度は、補正しないで、Bチャンネルに割り当てられる波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光の信号強度が、Rチャンネルに割り当てる波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の信号強度の 0 . 7 ~ 2 . 5 倍になるように、2つの信号が調整される。なお、色バランス調整を行った後に色変換処理を行ってもよいし、色変換処理後に色バランス処理を行ってもよい。

40

【 0 0 6 9】

これにより、粘膜、白色調の繊維組織、黄色の出血、黒色の炭化領域、及び、色調が赤色からマゼンダ色の太い血管の間における色調の差がより顕著になり、術者にとって処置あるいは診断が、よりし易い表示画像を得ることができる。

【 0 0 7 0】

このような色バランス調整のための色バランス調整回路は、図 1 の W . B 2 5 の前段に設けてもよい。その場合、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光と波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域

50

光の照明光の強度が略等しいときは、色バランス調整回路は、Bチャンネルに割り当てられる波長540nm付近の狭帯域光の信号を、0.7~1.5倍程度し、Rチャンネルに割り当てる波長630nm付近の狭帯域光の信号を、0.6~1.0倍程度にする。

なお、色バランス調整は、色変換処理部101bにおいて行うようにしてもよいし、あるいは光源装置4において照明光の強度を調整して行うようにしてもよいし、撮像素子のカラーフィルタの各色の透過度を調整して行うようにしてもよい。

【0071】

(画像処理部における全体の処理の流れ)

次に、画像処理部101における撮像素子2から得られた画像に対する処理の流れを説明する。図7は、画像処理部101における撮像素子2から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

図7に示すように、撮像素子2からの3つの画像は、第1から第3の画像信号P1,P2,P3として、画像処理部101に入力される。入力された3つの画像のうち、画像信号P1に対して、帯域分解処理部104による帯域分解処理が行われる。帯域分解処理部104は、画像信号P1を、予め決められた複数の空間周波数に、ここでは空間周波数 f_{r1} から f_{rN} のN個の帯域に分解して、N個の帯域画像信号P1(1)、P1(2)、・・・P1(N)を生成する。

【0072】

N個の帯域画像信号の中から、空間周波数が最も低い画像である帯域画像信号P1(1)に対して、所定のゲイン係数を乗算する等して、強調処理が強調処理部101aで行われる。すなわち、空間周波数が最も低い画像である帯域画像信号P1(1)のみが強調されるように、輝度が調整される。よって、比較的太い血管の画像だけが含まれる帯域画像信号P1(1)だけが強調される。

【0073】

色変換処理部101bは、第2の画像信号P2と第3の画像信号P3と、強調処理されて得られた強調補正画像信号BEP1(1)とに対して、上述したようなチャンネル割り当てによる色変換処理を施して、観察モニタ5へ出力する。

【0074】

以上のように、図5に示したような生体組織の吸収特性の極大値から極小値の間における上述したような吸収特性を有する狭帯域光を、生体粘膜に照射して、その得られた戻り光の画像に対して、複数の帯域画像信号に帯域分解する帯域分解処理が施される。そして、その得られた複数の帯域画像信号の中で空間周波数が低い少なくとも一つの帯域画像信号に対して強調処理を行うことにより、生体粘膜の比較的深部にある、比較的太い血管が強調され、観察モニタ5の画面上に表示される。よって、術者は、比較的太い血管も見ながら確認して、ESD等の所望の処置を行うことができる。

【0075】

なお、上述した例では、波長600nm付近の第1の画像信号P1に対して、空間周波数分割処理による帯域分解処理を行い、その中の空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して強調処理を行っているが、生体組織の場所や処置部の状態(例えば生体組織の表面が血液で覆われているような場所あるいは状態)によっては、波長630nm付近の第2の画像信号P2に対して、空間周波数分割処理を行って、その中の空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して強調処理を行うようにしてもよい。

【0076】

その場合、波長540nm付近の狭帯域光をBチャンネルに、波長600nm付近の狭帯域光をGチャンネルに、波長630nm付近の狭帯域光(すなわち強調補正画像信号BEP2(2))をRチャンネルに割り当てると、太い血管は青~青緑色で表示される。

【0077】

さらになお、上述した例では、一つの画像信号に対して帯域分解処理を行っているが、例えば波長600nm付近の第1の画像信号P1と波長630nm付近の第2の画像信号P2の両方に対して帯域分解処理を行って、2つの帯域分解処理のそれぞれの中から空間周波数の低い(例えば空間周波数が最も低い)帯域画像を選択して、両者を強調処理して、強

10

20

30

40

50

調補正画像信号とするようにしてもよい。

【0078】

この場合、波長540nm付近の狭帯域光をBチャンネルに、波長600nm付近の狭帯域光（すなわち強調補正画像信号BEP1（1））をGチャンネルに、波長630nm付近の狭帯域光をRチャンネルに割り当てると、太い血管は青っぽい色で表示される。

【0079】

また、上述した例では、空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して強調処理が行われるが、最も低い帯域画像信号でなく、2番目あるいは3番目に空間周波数が低い帯域画像信号に対して強調処理を行うようにしてもよい。

【0080】

さらにまた、上述した内視鏡装置1では、第3の狭帯域光NL3を用いて、生体粘膜の表層部に近い部分にある血管も表示可能となっている。

例えば、波長540nm付近の第3の狭帯域光NL3を用いているので、表層部の毛細血管の状態も、太い血管と同時に、観察モニタ5の画面上に表示される。よって、術者は、観察モニタ5の画面上の内視鏡画像を、処置だけでなく、毛細血管の状態、例えば、毛細血管の集中度あるいは分散度の程度から、生体組織の診断、例えば癌の存在診断や癌の範囲を特定するための範囲診断、また、患部の良悪性を判断する鑑別診断にも利用することができる。さらに、より深部の血管を意識した深達度診断等を行うこともできる。

【0081】

なお、上述した光源装置4は、キセノンランプ11と回転フィルタ14等を用いて、所望の波長帯域の照明光を生成するが、内視鏡装置1においては、点線で示すように、光源装置4は、所望の波長、例えば、第1のフィルタ群に対応するRGBの各波長と、第2のフィルタ群に対応する600nm付近と630nm付近の各波長を出射する複数の発光ダイオード(LED)からなる発光ダイオード群11aを有する発光部11Aを含むように構成してもよい。その場合、発光部11A及びライトガイド15が、被写体に照明光を照射する照射部を構成する。

【0082】

例えば、図1において、キセノンランプ11、熱線カットフィルタ12、絞り装置13、回転フィルタ14等の代わりに、光源装置4に、点線で示す発光部11Aを設ける。さらに、光源装置4には、発光部11Aの各発光ダイオードを、各モードに応じて、所定のタイミングで駆動するための駆動回路11bが設けられる。複数のLED11aを有する発光部11Aが、電源10から電源を受け、制御回路17からの制御信号の下で、駆動回路11bにより制御されて駆動される。

このような光源装置を用いても、上述した内視鏡装置1を構成しても、上述した効果と同様の効果を得ることができる。

なお、発光部11Aは、所定の複数の狭帯域光を出射するレーザダイオード(LD)を用いてもよい。

【0083】

また、光源装置に熱光源、LED、LDの何れを搭載した場合においても、CCD2はモノクロ撮像素子だけでなく、波長帯域制限手段あるいは波長帯域制限部としての、RGBカラーフィルタ、もしくは、補色系のカラーフィルタを設けても上述した効果と同等の効果を得ることができる。

【0084】

また、図5に示す第2の狭帯域光NL2はヘモグロビンの吸収特性の極小値ACmin（ここでは波長730nmにおける吸収係数）よりも長い波長帯域の光であってもよい。つまり、第2の狭帯域光NL2の波長は、第1の狭帯域光NL1の波長よりも吸収係数が低く、かつ生体組織の散乱特性が抑制された波長帯域である、例えば、740nm, 770nm, 805nm, 810nm, 850nm, 870nm, 880nm, 910nm, 940nm, 1020nm, 1300nmを用いても上述した効果と同等の効果を得ることができる（例えば、狭帯域光NL2を740nm~1300nmのいずれかの波長に設定する場合、狭帯域光NL1は576nm以上で、

10

20

30

40

50

かつ、少なくとも630nm以下の何れかの波長を設定する)。なお、第2の狭帯域光NL2は、光源装置としてキセノン光源、LED、LDの何れを搭載した場合でも生成することができる。

【0085】

以上のように、上述した本実施の形態によれば、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置を提供することができる。

【0086】

(第2の実施の形態)

第1の実施の形態では、少なくとも1つの狭帯域光を照明光として生体組織に実際に照射して、その戻り光の画像に対して上述した帯域分解処理を行い、帯域分解処理により得られた少なくとも1つの帯域画像信号に強調処理が行われているが、本実施の形態では、生体組織に少なくとも1つの狭帯域光を実際に照射しないで、いわゆる分光推定により各狭帯域光の戻り光の画像情報を得て、その分光推定により得られた分光画像信号に対して上述したような帯域分解処理を行い、帯域分解処理により得られた少なくとも1つの帯域画像信号に強調処理が行われる。すなわち、上述した第1の実施の形態では、少なくとも1つの狭帯域光は、回転フィルタあるいは発光ダイオードなどの発光素子を有する照明装置により生成されて、それらの戻り光の画像に対して帯域分解処理が行われるが、本実施の形態では、3つの狭帯域光に対応する画像信号を、分光推定処理により得て、その分光推定により得られた分光推定画像信号に対して帯域分解処理が行われる。

10

【0087】

図8は、第2の実施の形態に関わる内視鏡装置1Aの構成を示す構成図である。図8において、図1と同じ構成要素については、同一符号を付して説明は省略する。

20

図8に示すように、光源装置4Aは、白色光を出射するランプ11Bと、熱線カットフィルタ12及び絞り装置13を含んで構成される。光源装置4Aからの照明光は、ライトガイド15を介して、被写体へ照射される。なお、ランプ11Bは、白色光以外の光を出射するものでもよい。

【0088】

内視鏡3の挿入部の先端に設けられた撮像素子2Aは、カラー撮像素子である。撮像素子2Aは、例えばカラーCCDであり、撮像面上に、RGBのカラーフィルタを有する。被写体からの戻り光は、波長帯域制限手段あるいは波長帯域制限部である、RGBのカラーフィルタを介して撮像面の各画素部により受光され、RGBの3色の画像信号が、撮像素子2Aから出力される。

30

セレクタ100Aは、RGBの3つの画像信号を、画像処理部101Aに出力する。画像処理部101Aは、分光推定部を有し、狭帯域光観察モードのときは、波長600nm付近の分光推定画像信号、波長630nm付近の分光推定画像信号及び波長540nm付近の分光推定画像信号を生成する。

【0089】

図9は、本実施の形態に関わる狭帯域光観察における全体の処理の流れを説明するための図である。図9において、図3と同じ構成要素は、同一符号を付して説明は省略する。画像処理部101Aは、強調処理部101aと色変換処理部101bと帯域分解処理部104に加えて、分光推定部101cを含む。分光推定部101cは、RGBの3つの画像から、波長600nm付近の第1の分光推定画像信号e1と、波長630nm付近の第2の分光推定画像信号e2と、波長540nm付近の第3の分光推定画像信号e3を、分光推定処理により抽出して帯域分解処理部104へ出力する。

40

【0090】

具体的には、分光推定部101cは、3入力から、予め与えられている先験情報に基づいてn次元の分光画像をマトリクス演算により算出して、算出されたn次元の分光推定画像信号の中から選択的にe1,e2,e3を出力する。分光推定部101cは、マトリクス演算等を用いて、波長600nm付近の分光推定画像信号e1と波長630nm付近の分光推定画像信号e2と波長540nm付近の分光推定画像信号e3を算出して出力するように構成

50

されている。

【0091】

分光推定部101cから出力された第1、第2及び第3の分光推定画像信号は、帯域分解処理部104において帯域分解される。分光推定部101cの後段における、帯域分解処理部104、強調処理部101a及び色変換処理部101bの処理は、上述した第1の実施の形態で説明した処理と同じである。

【0092】

図10は、3つの広帯域光の画像信号B,G,Rから3つの狭帯域光の分光画像信号e1,e2,e3を推定する場合を説明するための分光特性を示す図である。図10における3つの広帯域光B,G,Rは撮像素子2Aのカラーフィルタにより得られ、その3つの広帯域光B,G,Rの画像信号が分光推定部101cに入力される。

10

【0093】

分光推定部101cは、分光推定処理により、3つの広帯域光の画像信号B,G,Rから3つの狭帯域光の分光推定画像信号e1,e2,e3を推定する。図10に示すような波長帯域を有する広帯域光の画像信号B,G,Rから、波長600nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e1、波長630nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e2及び波長540nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e3が分光推定処理により得られる。ここでは、図5における極大値ACmaxと極小値ACminの波長帯域R間の2つの狭帯域光の分光推定画像信号e1,e2と、その波長帯域R外の狭帯域光の分光推定画像信号e3とが分光推定により得られ、分光推定画像信号e1,e2,e3は、帯域分解処理部104に供給される。

20

なお、3つの広帯域光のうち2つの広帯域光の画像信号、例えば広帯域光G,Rの画像信号から、3つの分光画像信号e1,e2,e3を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

【0094】

さらになお、3つ(あるいは2つ)の広帯域光の画像信号は、カラー撮像素子のカラーフィルタを用いて得るのではなく、光源装置において、図10に示したような分光特性の画像信号が得られる感度特性を有する回転フィルタの第1群のフィルタを光路上に配置して生成した3つ(あるいは2つ)の照明光の戻り光をモノクロの撮像素子に当てて、得るようにしてよい。

【0095】

以上のように、分光推定部101cは、被検体からの戻り光の少なくとも2つの撮像素子に基づき、分光推定処理によって、3つの分光推定画像信号e1,e2,e3を生成して出力する。さらに、分光推定部101cは、その少なくとも2つの撮像素子に基づき、被検体の表層部から所定の距離だけ透過可能な照明光の照射に基づく戻り光に対応する分光推定画像信号e3も分光推定処理によって生成して出力する。そして、上述したように、帯域分解処理部104、強調処理部101a及び色変換処理部101bにおける処理は、第1の実施の形態と同様である。

30

よって、本実施の形態の内視鏡装置1Aによっても、上述した内視鏡装置1と効果と同様の効果を得ることができる。

【0096】

次に、分光推定についての変形例について説明する。

40

上述した分光推定の処理では、複数の広帯域光の画像信号から複数の狭帯域光の分光画像信号が推定されているが、このような方法に限らず、次のような方法でもよい。

【0097】

第1の方法は、2つの広帯域光の画像信号と1つの狭帯域光の画像信号から、3つの分光画像信号を推定するものである。狭帯域光の画像信号を用いるので、分光推定の精度を高くすることができる。

【0098】

図11は、2つの広帯域光の画像信号と1つの狭帯域光の画像信号から、3つの狭帯域光の分光画像信号を推定する場合を説明するための分光特性を示す図である。図11に示すように、B,Gについては広帯域光であり、Rについて狭帯域光が用いられる。分光推定部

50

101cでは、2つの広帯域光の画像信号B,Gと1つの狭帯域光の画像信号Rnから、3つの分光推定画像信号e1,e2,e3が推定される。

2つの広帯域光B,Gと1つの狭帯域光Rnの3つの画像信号は、図11に示すような分光特性を有する撮像素子2Aのカラーフィルタにより得られるようにしてもよいし、あるいは、光源装置において図2に示したような回転フィルタを用いて生成して、3つの照明光(すなわち2つの広帯域光B,Gと1つの狭帯域光Rnの照明光)の戻り光をモノクロの撮像素子に当てて、得るようにしてよい。

【0099】

なお、図11においても、撮像素子2Aのカラーフィルタによって、2つの広帯域光と1つの狭帯域光の3つの画像信号を得るようにしてもよいし、光源装置が2つ以上の照明光を照射することによって、2つ以上の照明光のうち少なくとも1つの照明光(Rn)の波長帯域が他の照明光(B,G)の波長帯域よりも狭くなるようにしてもよい。

10

【0100】

分光推定部101cは、分光推定処理により、2つの広帯域光B,Gの画像信号と1つの狭帯域光の画像信号Rnから3つの狭帯域光の分光推定画像信号e1,e2,e3を推定する。図11に示すような波長帯域を有する2つの広帯域光B,Gの画像信号と1つの狭帯域光の画像信号Rnから、波長600nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e1、波長630nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e2及び波長540nm付近の狭帯域光の分光画像信号e3が推定される。

【0101】

なお、1つの広帯域光の画像信号(例えば広帯域光Gの画像信号)と1つの狭帯域光Rnの画像信号から、3つの分光推定画像信号e1,e2,e3を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

20

【0102】

また、図11では、1つの狭帯域光Rnは、波長600nm付近の狭帯域光を含むが、波長630nm付近の狭帯域光を含むものであってもよい。さらに、1つの狭帯域光Rnは、図11において、一点鎖線で示すような、波長600nm付近の狭帯域光も波長630nm付近の狭帯域光も含まないものであってもよい。

さらに、1つの広帯域光の画像信号と2つの狭帯域光の画像信号から、3つの分光推定画像信号e1,e2,e3を推定するようにしてもよい。

30

【0103】

さらにまた、4つ以上の狭帯域光の画像信号から、3つの分光画像信号e1,e2,e3を推定するようにしてもよい。

4以上の狭帯域光の画像信号から、3つの分光推定画像信号を推定した方が、3つの狭帯域光の画像信号から、3つの狭帯域光の画像信号を推定する場合に比べて、分光推定精度は向上する。よって、4以上の狭帯域光の画像信号、例えば狭帯域光Bn,Gn,Rnの画像信号から、3つの分光推定画像信号e1,e2,e3を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

【0104】

図12は、本実施の形態の画像処理部101Aにおける撮像素子2から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

40

図12に示すように、撮像素子2から、3つの画像、すなわち、第1から第3の画像信号P1,P2,P3が、分光推定部101cに入力される。分光推定部101cは、入力された2つ又は3つの画像信号から、3つの分光推定画像信号e1,e2,e3を推定して生成する。

【0105】

分光推定部101cで得られた3つの分光画像信号e1,e2,e3のうち、1つの分光画像信号e1に対して、帯域分解処理が帯域分解処理部104において行われる。帯域分解処理により得られた低い空間周波数の帯域画像信号(図12では帯域画像信号P1(1))に対して、強調処理が強調処理部101aで行われる。

【0106】

50

すなわち、分光推定部 101c は、被検体からの戻り光の少なくとも 2 つの撮像信号に基づき、分光推定処理によって、第 1 の画像信号として、分光推定画像信号 e1 を生成して出力し、帯域分解処理部 104 は、分光推定画像信号 e1 を分解処理する。

【0107】

色変換処理部 101b は、第 2 の分光推定画像信号 e2 と、第 3 の分光推定画像信号 e3 と、強調処理されて得られた強調補正画像信号 BEP1 (1) とに対して、チャンネル割り当てによる色変換処理を施して、観察モニタ 5 へ出力する。

【0108】

なお、2 つの狭帯域光として、例えば、波長 540 nm 付近の狭帯域光 Gn と波長 600 nm 付近の狭帯域光 Rn の照明を照射し、得られた 2 つの画像信号 Gn, Rn の画像信号から、波長 630 nm 付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e2 を分光推定して得る。そして、その分光推定画像信号 e2 に対して強調処理を施し、波長 540 nm 付近の狭帯域光 Gn と波長 600 nm 付近の狭帯域光 Rn のリアルな画像信号と、強調処理をした分光推定画像信号 e2 とを用いて画像表示するようにしてもよい。

10

【0109】

さらになお、本第 2 の実施の形態において、撮像素子の表面に設けられるカラーフィルタについては、RGB 系のものを例として説明したが、カラーフィルタは、補色系のカラーフィルタでもよい。

【0110】

本実施の形態の内視鏡においても、上述した強調処理を行うことにより、生体粘膜の比較的深部にある、比較的太い血管が強調され、観察モニタ 5 の画面上に表示される。よって、術者は、比較的太い血管も見ながら確認して、ESD 等の所望の処置を行うことができる。

20

【0111】

また、第 3 の分光推定画像信号 e3 を用いて、上述した内視鏡装置 1A は、生体粘膜の表層に近い部分にある血管も表示可能となっているので、毛細血管の状態、例えば、毛細血管の集中度あるいは分散度の程度から、生体組織の診断、例えば癌の存在診断や癌の範囲を特定するための範囲診断、また、患部の良悪性を判断する鑑別診断にも利用することができる。さらに、より深部の血管を意識した深達度診断等を行うこともできる。

なお、第 3 の分光推定画像信号 e3 に加えて、さらに分光推定して得られた第 4, 第 5 の画像も用いて、色変換処理して、観察モニタ 5 に表示するようにしてもよい。

30

【0112】

また、図 10 ~ 図 11 に示す第 2 の分光推定信号 e2 の有する波長は図 5 のヘモグロビンの吸収特性の極小値 ACmin (ここでは波長 730 nm における吸収係数) よりも長い波長帯域の光であってもよい。つまり、第 2 の分光推定信号 e2 の有する波長は、第 1 の分光推定信号 e1 の有する波長よりも吸収係数が低く、かつ生体組織の散乱特性が抑制された波長帯域である、例えば、740 nm, 770 nm, 805 nm, 810 nm, 850 nm, 870 nm, 880 nm, 910 nm, 940 nm, 1020 nm, 1300 nm を用いても上述した効果と同等の効果を得ることができる (例えば、第 2 の分光推定信号 e2 の有する波長を 740 nm ~ 1300 nm のいずれかの波長に設定する場合、第 1 の分光推定信号 e1 の有する波長は 576 nm 以上で、かつ、少なくとも 630 nm 以下の何れかの波長を設定する)。

40

【0113】

以上のように、上述した本実施の形態によれば、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置を提供することができる。

【0114】

(第 3 の実施の形態)

第 1 の実施の形態では、少なくとも 1 つの狭帯域光を照明光として生体組織に実際に照射して、その戻り光の画像に対して上述した帯域分解処理を行い、帯域分解処理により得られた少なくとも 1 つの帯域画像信号に強調処理が行われ、第 2 の実施の形態では、生体組織に少なくとも 1 つの狭帯域光を実際に照射しないで、いわゆる分光推定により各狭帯

50

域光の戻り光の画像情報を得て、その分光推定により得られた各波長の分光推定画像信号に対して上述したような帯域分解処理と強調処理が行われるが、本第3の実施の形態では、少なくとも2つの狭帯域光の実際の照明光の戻り光の画像信号（あるいは1つの狭帯域光の実際の照明光の戻り光の画像信号と分光推定により得られた分光推定画像信号）に対して帯域分解処理を行い、帯域分解処理により得られた少なくとも2つの帯域画像信号を用いて分光推定処理を行い、その分光推定により得られた分光推定画像信号とに対して強調処理が行われる。

本実施の形態の内視鏡装置1Bの構成は、図1に示した内視鏡装置1の構成と同じであるが、本実施の形態の回転フィルタ14Aの構成は異なっている。図13は、本実施の形態の回転フィルタ14Aの構成を示す図である。図13に示すように、回転フィルタ14Aは、図2に示した3つの所定の狭帯域波長の光を透過させる3つのフィルタ14-600、14-630、14-540からなる第2のフィルタ群を有するだけである。面順次の戻り光は、モノクロの撮像素子2において受光される。

なお、回転フィルタ14Aは、図13において括弧で示すように、通常光観察用の分光特性の面順次光を出力するためのフィルタ組を構成するRGBのフィルタ部を用いてもよい。

【0115】

図14は、本実施の形態に関わる特殊光観察モードにおける全体の処理の流れを説明するための図である。図14において、図9と同じ構成要素は、同一符号を付して説明は省略する。画像処理部101Bは、帯域分解処理部104、強調処理部101a、色変換処理部101b及び分光推定部101cを含む。帯域分解処理部104は、2つの画像信号に対して帯域分解処理を行うので、2つの帯域分解処理部104Aと104Bを含む（図15）。分光推定部101cは、少なくとも2つの入力信号に基づき、分光推定処理によって分光推定画像信号を生成する分光推定手段あるいは分光推定部であり、ここでは、帯域分解処理により得られた少なくとも2つ帯域画像信号から、少なくとも1つの分光推定画像信号eを生成し、その分光推定画像信号eに対して強調処理が行われる。

【0116】

ここでは、具体的には、波長600nm付近の画像信号P1と波長630nm付近の第2の画像信号P2に対して、2つの帯域分解処理部による帯域分解処理が行われる。そして、2つの画像信号P1とP2のそれぞれについて、帯域分解処理により得られた低い空間周波数の帯域画像信号P1(1)とP2(1)を用いて分光推定処理が行われる。分光推定処理により得られた分光推定画像信号e1に対して強調処理部101aにおいて強調処理が行われる。

【0117】

図15は、本実施の形態に関わる画像処理部101Bにおける撮像素子2から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

図15に示すように、撮像素子2から、3つの画像、すなわち、波長600nm付近の第1の画像信号P1、波長630nm付近の第2の画像信号P2及び波長540nm付近の第3の画像信号P3が、画像処理部101Bに入力される。

【0118】

第1の画像信号P1と第2の画像信号P2は、それぞれ帯域分解処理部104Aと104Bにより帯域分解処理される。帯域分解処理部104Aと104Bは、上述した帯域分解処理部104と同じ構成である。帯域分解処理により、第1の画像信号P1については、N個の帯域画像信号P1(1)、P1(2)、・・・P1(N)が生成され、第2の画像信号P2についても、N個の帯域画像信号P2(1)、P2(2)、・・・P2(N)が生成される。

ここでは、帯域分解処理部104Aと104Bは、共に同じ数の帯域画像信号を生成しているが、互いに異なる数の帯域画像信号を生成するようにしてもよい。

【0119】

上述したように、空間周波数は、 f_{r1} が最も低く、 f_{r2} から f_{rN} の順に、高くなっている。よって、N個の帯域画像信号P1(1)、P1(2)、・・・P1(N)のうち、帯域画像信号P1(1)が最も空間周波数の低い画像信号であり、N個の帯域画像信号P2(1)、P2(2)、・・・

10

20

30

40

50

P2(N)のうち、帯域画像信号P2(1)が最も空間周波数の低い画像信号である（例えば、P1(1)付近およびP2(1)付近の帯域画像信号は、より深い深部の血管などの生体構造に関する情報を有している。一方、P1(N)付近およびP2(N)付近の帯域画像信号は、より細かい粘膜表層の血管や腺構造などの表面凹凸構造に関する情報を有している）。

【0120】

分光推定部101cは、帯域分解処理部104Aと104Bのそれぞれで生成された複数の帯域画像信号の中の空間周波数の低い帯域画像信号（ここでは最も低い空間周波数の帯域画像信号P1(1)とP2(1)）に基づいて、波長600nm付近の第1の画像信号P1の分光推定画像信号e1を推定して生成する。

【0121】

その分光推定画像信号e1に対して、ゲイン係数を乗算する等による強調処理が強調処理部101aで行われ、強調補正画像信号BEP1(1)が色変換処理部101bに出力される。色変換処理部101bは、波長630nm付近の第2の画像信号P2と、波長540nm付近の第3の画像信号P3と、強調処理されて得られた強調補正画像信号BEP1(1)に対して、チャンネル割り当てによる色変換処理を施して、観察モニタ5へ出力する。強調処理部101aと色変換処理部101bにおける処理は、第1の実施の形態と同様である。

【0122】

以上のように、帯域分解処理部104A, Bは、撮像素子2による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値ACmaxを含む波長帯域から極小値ACminにおける波長帯域の間で、分光特性のピーク波長を有する第2の画像信号P2に対しても、複数の空間周波数帯域に分解処理を行う。分光推定部101cは、第1の画像信号P1及び第2の画像信号P2のそれぞれについて帯域分解処理部104A, Bにより生成された複数の帯域画像信号の中で、空間周波数が低い帯域画像信号を、少なくとも2つの入力信号として、分光推定処理を行う。そして、強調処理部101aは、分光推定部101cの分光推定処理により得られた分光推定画像信号e1を、所定の第1の帯域画像信号として強調処理を行う。

【0123】

なお、上記の例では、3つの狭帯域光を照明光として利用しているが、3つのうち全てあるいは一部は広帯域光でもよい。

さらになお、上記の例では、2つの狭帯域光の実際の照明光の戻り光の画像信号である、波長600nm付近の画像信号P1と波長630nm付近の第2の画像信号に対して、帯域分解処理を行っているが、2つの画像信号の少なくとも一方は、分光推定により生成して得られた分光推定画像信号でもよい。

【0124】

例えば、複数の帯域画像信号P1(1)~P1(N)を得るために、第1の画像信号P1に代えて、第2の画像信号P2と第3の画像信号P3から分光推定して得られた分光推定画像信号e1を、帯域分解処理するようにしてもよい。

逆に、複数の帯域画像信号P2(1)~P2(N)を得るために、第2の画像信号P2に代えて、第1の画像信号P1と第3の画像信号P3から分光推定して得られた分光推定画像信号e2を、帯域分解処理するようにしてもよい。

【0125】

以上のように、本実施の形態の内視鏡装置によれば、帯域分解処理により得られた複数の帯域画像信号の中から低い空間周波数の2つの帯域画像を用いて分光推定して、比較的太い血管の分光推定画像を得て、その分光推定画像に対して、強調処理が行われる。

なお、図15における3つの狭帯域光（あるいは広帯域光）は撮像素子2Aのカラーフィルタにより得るようにしてもよい。すなわち、第2の実施の形態で説明したような光源装置4Aと、撮像素子2Aのカラーフィルタを用いて、3つの狭帯域光（あるいは広帯域光）を得るようにしてもよい。

よって、本実施の形態の内視鏡装置1Bによっても、上述した内視鏡装置1及び1Aと効果と同様の効果を得ることができる。

10

20

30

40

50

なお、本第3の実施の形態において、撮像素子の表面に設けられるカラーフィルタを用いる場合、RGB系のものを例として説明したが、カラーフィルタは、補色系のカラーフィルタでもよい。

【0126】

また、図15に示す第2の画像信号P2が有する波長 λ_2 は図5のヘモグロビンの吸収特性の極小値ACmin(ここでは波長730nmにおける吸収係数)よりも長い波長帯域の光であってもよい。つまり、第2の画像信号P2が有する波長は、第1の画像信号P1が有する波長よりも吸収係数が低く、かつ生体組織の散乱特性が抑制された波長帯域である、例えば、740nm, 770nm, 805nm, 810nm, 850nm, 870nm, 880nm, 910nm, 940nm, 1020nm, 1300nmを用いても上述した効果と同等の効果を得ることができる(例えば、第2の画像信号P2の有する波長を740nm~1300nmのいずれかの波長に設定する場合、第1の画像信号P1の有する波長は576nm以上で、かつ、少なくとも630nm以下の何れかの波長を設定する)。

10

【0127】

本実施の形態の内視鏡においても、上述した強調処理を行うことにより、生体粘膜の比較的深部にある、比較的太い血管が強調され、観察モニタ5の画面上に表示される。よって、術者は、比較的太い血管も見ながら確認して、ESD等の所望の処置を行うことができる。

【0128】

また、波長540nm付近の第3の画像信号P3を用いて、上述した内視鏡装置1Aは、生体粘膜の表層に近い部分にある血管も表示可能となっているので、毛細血管の状態、例えば、毛細血管の集中度あるいは分散度の程度から、生体組織の診断、例えば癌の存在診断や癌の範囲を特定するための範囲診断、また、患部の良悪性を判断する鑑別診断にも利用することができる。さらに、より深部の血管を意識した深達度診断等を行うこともできる。

20

【0129】

以上のように、上述した本実施の形態によれば、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置を提供することができる。

【0130】

(各実施の形態について共通の変形例)

30

(変形例1)

上述した3つの実施の形態及びそれぞれの各変形例では、静脈血の光吸収特性を例に挙げてその特性に基づいて、2つの狭帯域光が選択されているが、動脈血の光吸収特性あるいは静脈血と動脈血の両方を合わせた血の光吸収特性に基づいて、上述したような、少なくとも2つの狭帯域光を選択するようにしてもよい。

【0131】

(変形例2)

上述した各実施の形態及び各変形例(各実施の形態の変形例を含む)の内視鏡装置では、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の波長として、それぞれ波長600nm付近の光と波長630nm付近の光を用いているが、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の波長としては、好ましくは、それぞれ波長580~620nmの範囲の波長であって所定の幅の範囲の分布を有する狭帯域光と波長610~730nmの範囲の波長であって所定の幅の範囲の分布を有する狭帯域光であり、さらにより好ましくは、それぞれ波長585~615nmの範囲の波長であって所定の幅の範囲の分布を有する狭帯域光と波長620~640nmの範囲の波長であって所定の幅の範囲の分布を有する狭帯域光である。

40

【0132】

従って、吸収特性の極大値から極小値の間で上述したような吸収特性を有する波長の光であれば、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の波長は、それぞれ波長600nm付近の光と波長630nm付近の光に限定されず、どの波長の光でもよい。例えば、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の波長として、それぞれ、波長610nm付近の光と波

50

長 6 4 5 n m 付近の光、あるいは波長 6 3 0 n m 付近の光と波長 6 6 0 n m 付近の光を用いてもよい。

【 0 1 3 3 】

(変形例 3)

上述した各実施の形態及び各変形例（各実施の形態の変形例を含む）の内視鏡装置では、第 3 の狭帯域光 NL3 として、生体組織の表層の毛細血管を表示させるために、波長 5 4 0 n m 付近の光を用いているが、第 3 の狭帯域光 NL3 の波長は、これに限定されない。例えば、第 3 狭帯域光 NL3 の波長として、波長 5 4 0 n m よりも短い波長 4 1 5 n m 付近の光や波長 4 6 0 n m 付近の光を用いてもよい。特に、生体組織の表層の情報を得るためには、波長 5 4 0 n m 付近の光よりも短い波長 4 1 5 n m 付近の光や波長 4 6 0 n m の光が望ましい。

10

【 0 1 3 4 】

(変形例 4)

上述した各実施の形態及び各変形例（各実施の形態の変形例を含む）の光源装置では、熱光源のランプ、LED、LD 等が用いられることが述べたが、他の手段を用いてもよい。例えば、光源手段あるいは光源部としては、波長可変レーザを用いてもよいし、LED あるいは LD で蛍光体を励起して、ブロードバンド光を生成して、その光を用いてもよい。

【 0 1 3 5 】

(変形例 5)

上述した各実施の形態及び各変形例（各実施の形態の変形例を含む）の内視鏡装置において、狭帯域光を照射する場合、例えば波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光はレーザにより生成し、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光は、LED により生成するようにしてもよい。レーザ光を用いると、深さ方向におけるノイズを少なくすることができる。また、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光は LED により生成し、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光は、レーザにより生成するようにしてもよい。

20

【 0 1 3 6 】

(変形例 6)

上述した各実施の形態及び各変形例（各実施の形態の変形例を含む）では、1 つの強調処理結果が得られているが、さらに 2 つ以上の強調処理結果が得られるようにしてもよい。

30

【 0 1 3 7 】

図 1 6 は、本変形例 6 を説明するための、静脈血の光の吸収特性を示す図である。図 1 6 では、2 つの強調処理結果を得られるように、1 つは、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光 NL1 と波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光 NL2 と波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光 NL3 の 3 つの狭帯域光の組合せに対して強調処理を行い、もう一つは、波長 6 5 0 n m 付近の狭帯域光 NL12 と波長 6 8 0 n m 付近の狭帯域光 NL22 と波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光 NL3 の 3 つの狭帯域光の組合せに対して強調処理を行うものである。いずれの組合せを選択するかは、ユーザが選択できるようにして、例えば、モード選択により、ユーザは、いずれの組合せで表示を行うかを選択することができる。

【 0 1 3 8 】

なお、もう一つの組合せとしては、波長 6 1 5 n m 付近の狭帯域光と波長 6 4 5 n m 付近の狭帯域光と波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光 NL3 の組合せ、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光と波長 6 6 0 n m 付近の狭帯域光と波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光 NL3 の組合せ、等の組合せでもよい。

40

【 0 1 3 9 】

第 2 の組合せの場合、使用される波長は、第 1 の組合せに比べて長波長側へシフトしているので、より深部の画像が強調される。よって、術者がより深部の血管を強調させたい場合、生体の粘膜表面に血液、胆汁、尿などが付着しているような場合、第 2 の組合せを選択することによって、所望の血管を強調表示させることが可能となる。

2 つ以上の組合せのための強調処理は、光源装置における回転フィルタの組合せを増や

50

す、あるいは、分光推定処理により推定される分光推定画像信号の数を増やすことによって、行うことができる。

【0140】

狭帯域光の波長の組合せとしては、粘膜表面から比較的浅い血管を強調表示させる場合には、波長580nm付近と波長630nm付近と波長540nm付近の組合せと波長590nm付近と波長630nm付近と波長540nm付近の組合せの2つを有することが好ましい。

【0141】

また、狭帯域光の波長の組合せとしては、粘膜表面からより深部の血管、あるいは血液等の下の粘膜の下の血管を強調表示指せる場合には、波長600nm付近と波長630nm付近と波長540nm付近の組合せと波長650nm付近と波長680nm付近と波長540nm付近の組合せの2つを有することが好ましい。

10

【0142】

上述した例では、2つの組合せであるが、3つ以上の組合せでもよい。3つの場合、例えば、波長600nm付近の狭帯域光と波長630nm付近の狭帯域光と波長540nm付近の第1の組合せと、波長650nm付近の狭帯域光と波長680nm付近の狭帯域光と波長540nm付近の第2の組合せと、波長700nm付近の狭帯域光と波長730nm付近の狭帯域光と波長540nm付近の第3の組合せである。

【0143】

以上のように、複数の強調処理結果が得られるので、術者は、生体の粘膜表面に付着している血液等の濃度が高い場合には、より長波長側の組合せ（例えば、波長650nm付近と波長680nm付近と波長540nm付近の組合せ）を選択し、さらには、血管が比較的浅い部分に有る場合、生体の粘膜表面に付着している血液等の濃度が低い場合には、より短波長側の組合せ（例えば、波長590nm付近と波長630nm付近と波長540nm付近の組合せ）を選択することによって、所望の血管を強調表示させることが可能となる。

20

【0144】

例えば、波長600nm付近の狭帯域光と波長630nm付近の狭帯域光の場合、波長600nm付近の狭帯域光は固定し、他方の狭帯域光は、波長630nm付近から730nm付近まで可変で任意に設定できるようにしてもよい。あるいは、他方の波長730nm付近の狭帯域光は固定し、波長590nm付近から620nm付近の狭帯域光までを可変で任意に設定できるようにしてもよい。なお、600nm付近の狭帯域光は固定し、他方の狭帯域光は、730nm以上の波長帯域で任意に設定できるようにしてもよい。

30

このように、2つの狭帯域光の波長差の一方を固定し、他方を可変にすることによって、所望の領域の血管をより強調して表示させることができる。

【0145】

(変形例7)

また、上述した各実施の形態及び各変形例（各実施の形態の変形例も含む）では、3つの画像を得て、狭帯域画像を観察モニタ5に表示しているが、さらに、4つ目の画像も得るようにして、4つの画像の中から適宜選択して表示画像を生成するようにしてもよい。

40

【0146】

内視鏡装置は、通常光観察モードに加えて狭帯域光観察モードを有し、術者は、必要な場面で、通常光観察モードから狭帯域光観察モードへ切り替えて、各種処置を行う。4つ目の画像を加えることにより、各観察モードの表示画像を容易に得ることができる。

【0147】

例えば、波長540nmよりも波長が短い青色の狭帯域光（あるいは広帯域光でもよい）の照明光もさらに照射可能な光源装置を用い、4つ目の画像を得る。光源装置は、その第4波長の光と波長600nm付近の狭帯域光の第1の組合せの照明光と、波長540nm付近の狭帯域光と波長630nm付近の狭帯域光の第2の組合せの照明光とを交互に、被写体に照射する。なお、第4波長の光と波長540nm付近の狭帯域光と波長600nm

50

m付近の狭帯域光の組合せの照明光と、波長630nm付近の狭帯域光の照明光とを交互に、被写体に照射するようにしてもよい。

【0148】

そして、各照明光の戻り光を、RGBのカラーフィルタを有する撮像素子で受光する。例えば、第4波長の戻り光は、カラーフィルタのB帯域で、波長600nm付近の狭帯域光の戻り光は、R帯域で撮像される。なお、撮像素子のカラーフィルタは、補色系のものであってもよい。さらになお、撮像素子は、モノクロの撮像素子でもよい。

【0149】

各帯域の画像は分離されるので、ビデオプロセッサ7内では、4つのモノクロ画像が得られる。なお、各画像を得るために、各光の画像信号に対して、適切な色バランス調整は行われる。

【0150】

そして、ビデオプロセッサ7内では、通常光観察モード用の通常画像は、第4波長の光、波長540nm付近の狭帯域光、波長600nm付近の狭帯域光及び波長630nm付近の狭帯域光の4つの戻り光の画像を用いて、生成される。

【0151】

また、ビデオプロセッサ7内では、第1の狭帯域光画像を、第4波長の光の画像信号をBとGチャンネルに割り当て、波長540nm付近の狭帯域光の画像信号をRチャンネルに割り当て、第4波長の光と波長540nm付近の狭帯域光の2つの画像を用いて生成する。

【0152】

さらに、ビデオプロセッサ7内では、第2の狭帯域光画像を、波長540nm付近の狭帯域光、波長600nm付近の狭帯域光及び波長630nm付近の狭帯域光の3つの画像を用いて生成する。

なお、波長600nm付近の狭帯域光の画像信号は、強調処理されている。

【0153】

そして、術者による画像表示指示に応じて、上記のようにして生成された画像が選択されて観察モニタ5に表示される。

このような構成によれば、通常光観察用の通常画像と、狭帯域光観察用の狭帯域光画像の同時表示、あるいは通常画像と狭帯域光画像の重畳表示を行うこともできる。例えば、通常光画像と第1の狭帯域光画像（あるいは第2の狭帯域光画像）の並列表示、あるいは、第1の狭帯域光画像と第2の狭帯域光画像の並列表示を行うことができる。

【0154】

さらに、第4波長の光の画像信号をBチャンネルに、波長540nm付近の狭帯域光の画像信号をGチャンネルに、波長600nm付近の狭帯域光の画像信号をRチャンネルに割り当てることによって、あるいは第4波長の光の画像信号をBチャンネルに、波長540nm付近の狭帯域光の画像信号と波長600nm付近の狭帯域光の画像信号をGチャンネルに、波長600nm付近の狭帯域光の画像信号（あるいは波長600nm付近の狭帯域光の画像信号と波長630nm付近の狭帯域光の画像信号と）をRチャンネルに割り当てることによって、通常画像に深部の血管情報を付加した重畳が画像を生成して観察モニタ5に表示することもできる。

【0155】

さらには、第4波長の光の画像信号をBチャンネルに、第4波長の光の画像信号と波長600nm付近の狭帯域光の画像信号をGチャンネルに、波長600nm付近の狭帯域光の画像信号（あるいは波長600nm付近の狭帯域光の画像信号と波長630nm付近の狭帯域光の画像信号と）をRチャンネルに割り当てることによって、表層の血管と深部の血管の両方を強調した画像を生成して観察モニタ5に表示することもできる。

【0156】

なお、4つ目の波長の画像信号は、分光推定により生成するようにしてもよい。

以上のように、本変形例7によれば、通常画像と狭帯域光画像の並列表示、あるいは重

10

20

30

40

50

畳表示が可能となる。

【0157】

以上のように、上述した各実施の形態及び各変形例（各実施の形態の変形例も含む）によれば、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置を提供することができる。

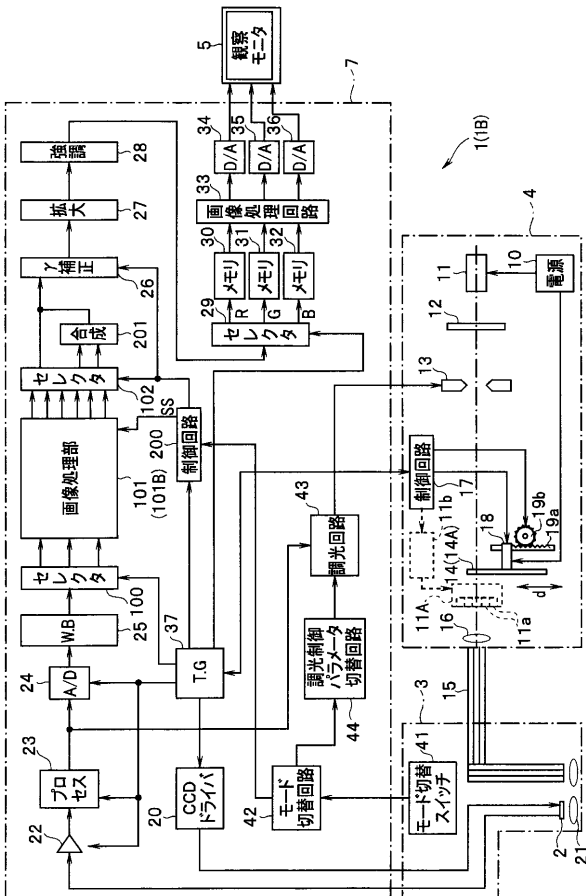
【0158】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

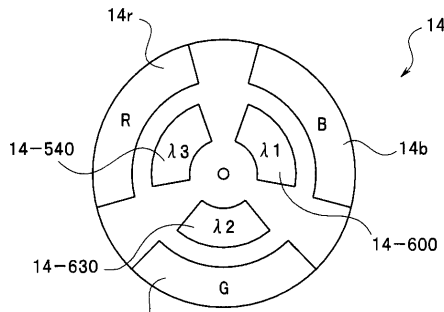
【0159】

本出願は、2012年3月30日に日本国に出願された特願2012-82285号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

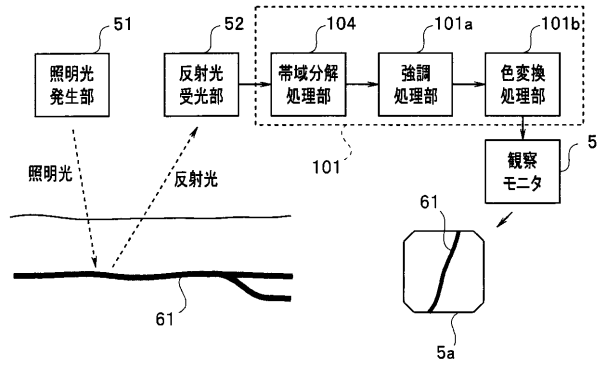
【図1】



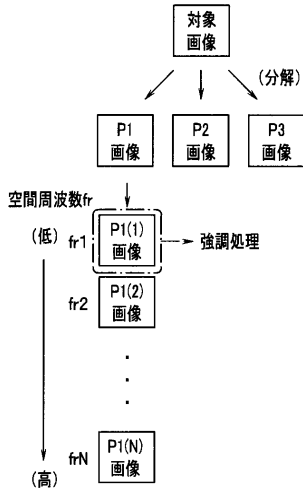
【図2】



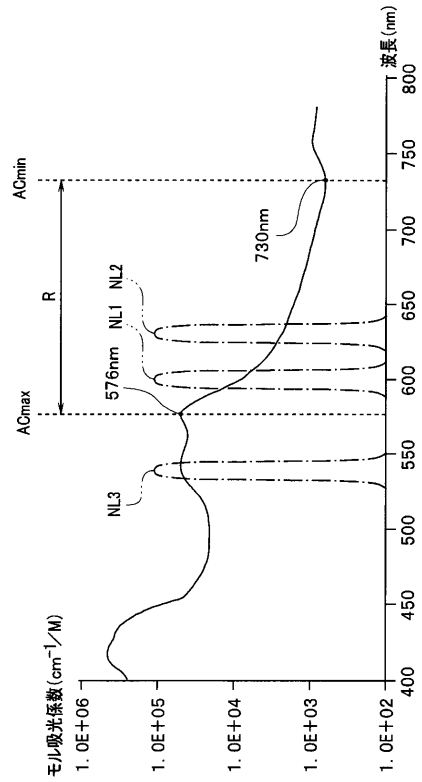
【図3】



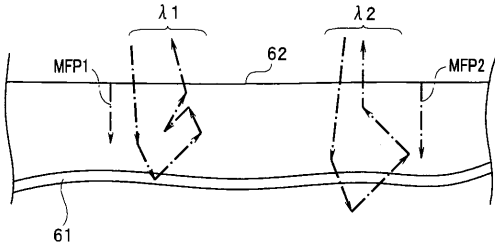
【 図 4 】



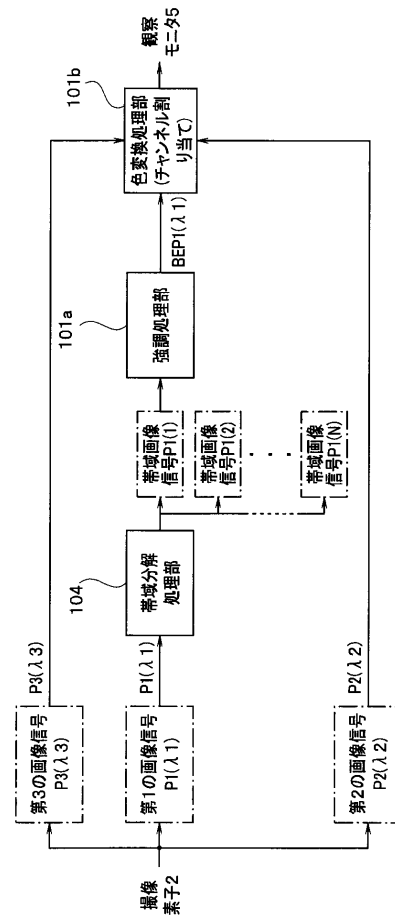
【 図 5 】



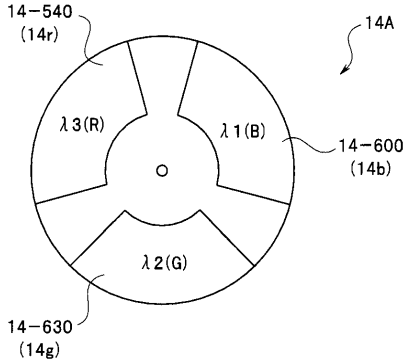
【 図 6 】



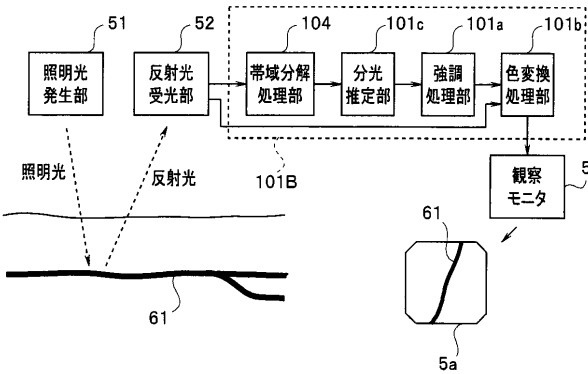
【 図 7 】



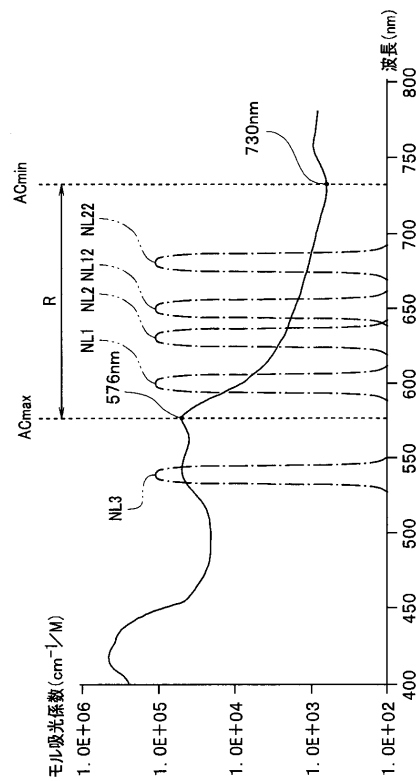
【 図 1 3 】



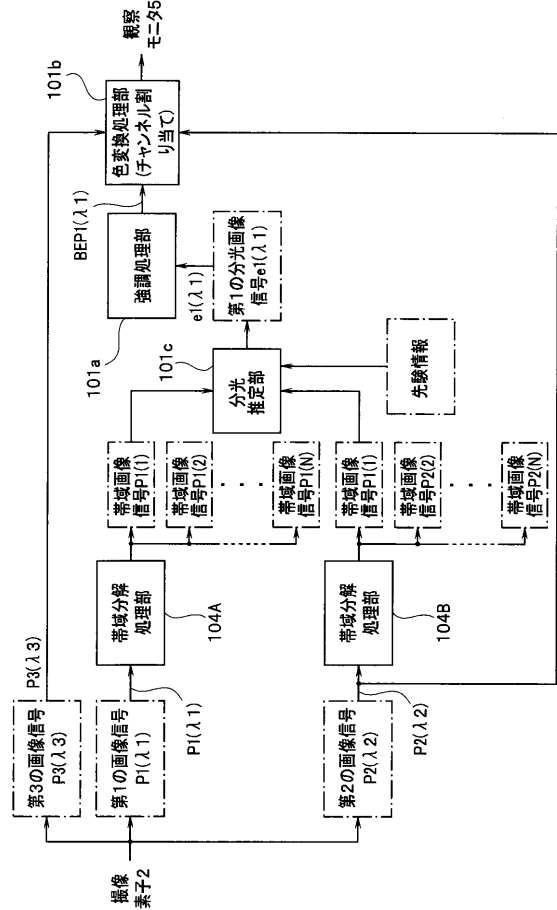
【 図 1 4 】



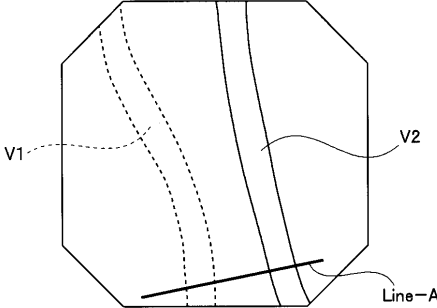
【 図 1 6 】



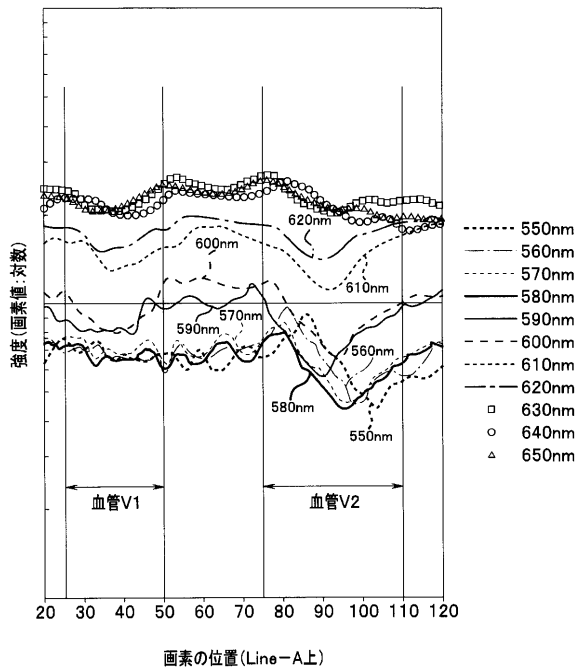
【 図 1 5 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成25年5月30日(2013.5.30)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0008

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0008 】

本発明の一態様によれば、被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも1つ以上の照明光を照射する照明部と、前記照明部の照射に基づく前記被検体からの戻り光を撮像する撮像部と、前記撮像部による撮像後、可視域の赤色帯域であって、かつ前記被検体の生体組織のヘモグロビン吸収特性上で極大値を含む波長帯域から極小値を含む波長帯域間において、狭帯域の分光特性を有する第1の波長帯域に対応する信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行う帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により分解処理されて得られた複数の帯域画像信号の中から空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して輝度調整のための強調補正を行った信号を生成する強調処理部と、前記強調処理部において強調補正された信号と、前記第1の波長帯域に対応する信号よりも前記ヘモグロビン吸収特性における吸収係数が低かつ前記生体組織の散乱特性が抑制された分光特性を有する第2の波長帯域に対応する信号と、に対して所定係数を付与してBGRの各色チャンネルに割り当てる処理を行う色変換処理部と、前記色変換処理部により割り当てられた信号を表示する表示部と、を備える内視鏡装置を提供することができる。

【 手続補正 2 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも1つ以上の照明光を照射する照明部と、

前記照明部の照射に基づく前記被検体からの戻り光を撮像する撮像部と、

前記撮像部による撮像後、可視域の赤色帯域であって、かつ前記被検体の生体組織のヘモグロビン吸光特性上で極大値を含む波長帯域から極小値を含む波長帯域間において、狭帯域の分光特性を有する第1の波長帯域に対応する信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行う帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により分解処理されて得られた複数の帯域画像信号の中から空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して輝度調整のための強調補正を行った信号を生成する強調処理部と、

前記強調処理部において強調補正された信号と、前記第1の波長帯域に対応する信号よりも前記ヘモグロビン吸収特性における吸収係数が低くかつ前記生体組織の散乱特性が抑制された分光特性を有する第2の波長帯域に対応する信号と、に対して所定係数を付与してBGRの各色チャンネルに割り当てる処理を行う色変換処理部と、

前記色変換処理部により割り当てられた信号を表示する表示部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記色変換処理部は、前記生体粘膜の表層情報を得るために、前記可視域の赤色帯域よりも短波長側であって、かつ狭帯域の分光特性を有する第3の波長帯域に対応する信号に対して、所定の係数が付与された状態で前記色チャンネルに割り当てることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記色変換処理部は、前記第3の波長帯域に対応する信号をBチャンネルに、前記第1の波長帯域に対応する信号をGチャンネルに、前記第2の波長帯域に対応する信号をRチャンネルに割り当てる場合、前記Rチャンネルの信号に対して前記Bチャンネルの信号を増幅させるように前記所定の係数を付与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】

前記帯域分解処理部は、前記第2の波長帯域に対応する信号に対しても前記複数の空間周波数帯域に分解処理を行い、

前記強調処理部は、前記第1の波長帯域に対応する信号に加えて、前記第2の波長帯域に対応する信号について分解処理により得られた複数の帯域画像信号の中から空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して輝度調整のための強調補正を行った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 5】

前記照明部は、前記第1の波長帯域を有する第1の照明光と、前記第2の波長帯域を有する第2の照明光と、を照射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 6】

前記照明部は、前記被検体の表層部から所定の距離だけ透過可能な第3の照明光を照射し、

前記強調処理部は、前記第1の波長帯域に対応する信号、前記第2の波長帯域に対応する信号、及び前記第3の照明光の照射に基づき前記撮像部により撮像した第3の波長帯域に対応する信号に基づいて、前記強調補正した画像信号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】

前記内視鏡装置は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードを有し、

前記照明部は、前記狭帯域光観察モードのときに、前記第1の照明光と前記第2の照明

光と、を照射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 8】

前記照明部は、光源からの光を透過させるための前記通常光観察モード用のフィルタと前記狭帯域光観察モード用のフィルタを有し、

前記照明部は、前記狭帯域光観察モードのときに、前記光源からの光を前記狭帯域光観察モード用のフィルタを通して出射することによって、前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光と、を照射す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 9】

前記被検体からの前記戻り光の少なくとも 2 つの撮像信号に基づき、分光推定処理によって、前記第 1 の波長帯域に対応する信号として、分光推定画像信号を、生成して出力する分光推定部を有し、

前記帯域分解処理部は、前記分光推定画像信号を前記第 1 の波長帯域に対応する信号として前記分解処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記第 1 の波長帯域に対応する信号の前記ピーク波長は、波長 585 から 615 nm の間に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 11】

前記第 1 の波長帯域に対応する信号の前記ピーク波長は、波長 600 nm 付近の狭帯域光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 12】

前記第 1 の波長帯域に対応する信号は、波長 600 nm 付近の狭帯域光であり、前記第 2 の波長帯域に対応する信号の前記ピーク波長は、波長 610 から 730 nm の間に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 13】

前記第 2 の波長帯域に対応する信号の前記ピーク波長は、波長 630 nm 付近の狭帯域光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 14】

前記第 1 の波長帯域に対応する信号の前記ピーク波長は、波長 600 nm 付近の狭帯域光であり、前記第 2 の波長帯域に対応する信号の前記ピーク波長は、波長 730 nm 以降の狭帯域光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 15】

被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも 1 つ以上の照明光を照射する照明部と、

前記照明部の照射に基づく前記被検体からの戻り光を撮像する撮像部と、

前記撮像部による撮像後、生体組織の吸収特性において極大値を含む波長帯域から極小値における波長帯域の間で、狭帯域の分光特性を有する第 1 の波長帯域に対応する信号と、前記第 1 の波長帯域に対応する信号よりも前記ヘモグロビン吸収特性における吸収係数が低くかつ前記生体組織の散乱特性が抑制された狭帯域の分光特性を有する第 2 の波長帯域に対応する信号と、に対して、複数の空間周波数帯域に分解処理を行う帯域分解処理部と、

前記第 1 の波長帯域に対応する信号及び前記第 2 の波長帯域に対応する信号のそれぞれについて前記帯域分解処理部により生成された複数の帯域画像信号の中で、空間周波数が低い帯域画像信号を分光推定処理によって分光推定画像信号を生成する分光推定部と、

前記分光推定部の前記分光推定処理により得られた前記分光推定画像信号に対して強調処理を行う強調処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 16】

前記分光推定部は、前記第 1 の波長帯域に対応する信号及び前記第 2 の波長帯域に対応する信号について前記帯域分解処理部により生成された複数の帯域画像信号の中で、空間周波数が最も低い帯域画像信号に対して分光推定処理を行うことを特徴とする請求項 15

に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/078742
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(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 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) WPI		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 4-200433 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 July 1992 (21.07.1992), claims; page 3, upper left column, line 12 to lower left column, line 20; page 4, lower left column, lines 1 to 3; page 4, lower left column, line 16 to page 5, lower right column, line 18; fig. 1, 5 (Family: none)	1-9,12-16 10,11
Y A	JP 2006-141711 A (Olympus Corp.), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraph [0025]; fig. 1, 2 & US 2007/0149854 A1	1-9,12-16 10,11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 05 February, 2013 (05.02.13)		Date of mailing of the international search report 12 February, 2013 (12.02.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/078742

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2-104332 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 17 April 1990 (17.04.1990), page 4, lower left column, line 3 to page 5, lower right column, line 16; page 6, lower left column, line 16 to lower right column, line 4; fig. 4, 5 & US 5078150 A	1-9,12-16 10,11
Y	JP 2008-23041 A (Fujifilm Corp.), 07 February 2008 (07.02.2008), abstract (Family: none)	9
A	JP 2011-193983 A (Olympus Corp.), 06 October 2011 (06.10.2011), entire text; all drawings & CN 102188219 A	1-16
A	JP 2004-202217 A (Olympus Corp.), 22 July 2004 (22.07.2004), entire text; all drawings & US 2006/0241349 A1 & EP 1576920 A1 & WO 2004/052187 A1 & CN 1725974 A	1-16

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 8 7 4 2	
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, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(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. A61B 1/00 - 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 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013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) WPI			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y A	JP 4-200433 A (オリンパ光学工業株式会社) 1992.07.21, 特許請求の範囲、第3頁左上欄第12行~左下欄第20行、 第4頁左下欄第1行~第3行、 第4頁左下欄16行~第5頁右下欄第18行、第1,5図 (ファミリーなし)	1-9, 12-16 10, 11	
Y A	JP 2006-141711 A (オリンパス株式会社) 2006.06.08, 【0025】、図1, 2 & US 2007/0149854 A1	1-9, 12-16 10, 11	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> 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 05.02.2013		国際調査報告の発送日 12.02.2013	
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) 渡▲辺▼ 純也	2Q 3606
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 8 7 4 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2-104332 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.04.17, 第4頁左下欄第3行～第5頁右下欄16行、 第6頁左下欄第16行～右下欄第4行、第4, 5図 & US 5078150 A	1-9, 12-16 10, 11
Y	JP 2008-23041 A (富士フイルム株式会社) 2008.02.07, 【要約】 (ファミリーなし)	9
A	JP 2011-193983 A (オリンパス株式会社) 2011.10.06, 全文全図 & CN 102188219 A	1-16
A	JP 2004-202217 A (オリンパス株式会社) 2004.07.22, 全文全図 & US 2006/0241349 A1 & EP 1576920 A1 & WO 2004/052187 A1 & CN 1725974 A	1-16

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

Fターム(参考) 4C161 CC06 HH51 LL02 MM03 MM05 NN01 NN05 QQ02 RR04 RR14
RR18 RR26 SS21 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	JPWO2013145408A1	公开(公告)日	2015-12-10
申请号	JP2013525025	申请日	2012-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	五十嵐誠		
发明人	五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/MW08		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012082285 2012-03-30 JP		
其他公开文献	JP5355827B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置1是光源装置4，该光源装置4将具有预定波长带的至少一种以上的照明光照射到被检体上，并且是基于该光源装置4的照射而来自被检体的返回光的摄像图像。它包括元件2，视频处理器7和观察监视器5。视频处理器7的频带分解处理单元104在通过成像元件2成像之后，在包括生物组织的吸收特性中的最大值的波长带到最小值的波长带之间，具有光谱特性的第一峰值。图像信号P1被分解为多个空间频带。视频处理器7的增强处理单元101a基于通过分解处理获得的多个带图像信号中具有最低空间频率的带图像信号，生成经过了增强处理和增强校正的图像信号。。

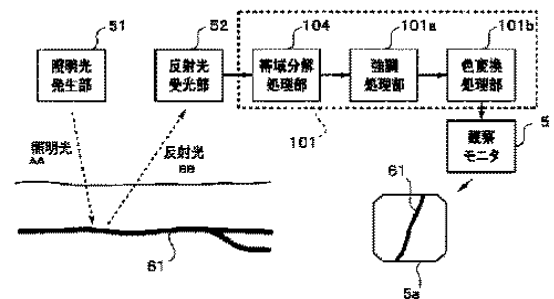


FIG. 3:

- 5 Observation monitor
- 51 Illuminating light generation unit
- 52 Reflected light reception unit
- 104 Band decomposition processing unit
- 101a Enhancement processing unit
- 101b Color conversion processing unit
- AA Illuminating light
- BB Reflected light