

AA Molar absorption coefficient
BB Wavelength

【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 の画像信号と、その第 1 の画像信号よりも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 の画像信号と、の差異に基づいて前記第 1 の画像信号を強調する処理を施して強調補正した画像信号を生成する画像処理部と、

10

前記強調補正した画像信号に基づき画像表示を行う表示部と、
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 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

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

20

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 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

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 2 又は 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

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、

30

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 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

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 の画像信号と前記第 2 の画像信号として、少なくとも 2 つの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、

前記画像処理部は、前記 2 つの分光推定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 1 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 7】

前記分光推定部は、前記少なくとも 2 つの撮像信号に基づき、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 の照明光の照射に基づく戻り光に対応する分光推定画像信号を前記分光推定処理によって生成して、第 3 の画像信号として出力し、

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 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照明部は、2 つ以上の照明光を照射し、前記 2 つ以上の照明光のうち少なくとも 1 つの照明光の波長帯域は、他の照明光の波長帯域よりも狭いことを特徴とする請求項 6 又

50

は 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、少なくとも 1 つの分光画像信号を信号処理によって分光推定して、前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の一方を生成する分光推定部を有し、

前記画像処理部は、前記 1 つの分光画像信号を前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の一方とし、前記撮像部により撮像された前記戻り光の画像信号を前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号の他方として、前記第 1 の画像信号を強調する処理を施し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 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記他方は、前記照明部により照射された狭帯域光を、前記撮像部により撮像された前記戻り光の画像信号であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記第 1 の照明光は、波長 585 nm から 615 nm 付近の狭帯域光であり、前記第 2 の照明光は、波長 610 nm から 730 nm 付近の狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記第 1 の照明光は、波長 600 nm 付近の狭帯域光であり、前記第 2 の照明光は、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 から 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記第 1 の照明光は、波長 600 nm 付近の狭帯域光であり、前記第 2 の照明光は、波長 730 nm 以降の波長帯域においてピーク波長を有する狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つ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变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、開腹等を行うことがないため、患者の身体的負担が少ないというメリットがある。

【0003】

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变部が撮像され、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。

【0004】

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 805 nm 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 805 nm 付近及び 930 nm 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 2000 - 41942 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 805 nm 付近の像を緑色信号 (G) に、波長 930 nm

10

20

30

40

50

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805nm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。

【0005】

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大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。

10

【0006】

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。

【0007】

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】

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様の内視鏡装置は、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の画像信号と、その第1の画像信号よりも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の画像信号と、の差異に基づいて前記第1の画像信号を強調する処理を施して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に基づき画像表示を行う表示部と、を備える。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【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14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。

【図4】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5】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6】第1の実施の形態に関わる、内視鏡画像における血管の強調表示を説明するための内視鏡画像の例を示す図である。

40

【図7】図6中のあるラインLLの画素値の輝度レベルを示す図である。

【図8】図6中のラインLLの画素毎の輝度比Uのレベルを示す図である。

【図9】図6中のラインLLの画素毎の強調された輝度比Vのレベルを示す図である。

【図10】図6中のラインLLの画素毎の波長600nm(1)付近の狭帯域光の戻り光の強調された輝度値のレベルを示す図である。

【図11】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12】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13】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

50

るための図である。

【図 1 4】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 1 5】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 1 6】第 2 の実施の形態に関わる、1 つの狭帯域光 Rn が、推定される分光推定画像信号の狭帯域光を含まない場合を説明するための分光特性を示す図である。

【図 1 7】第 2 の実施の形態に関わる、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 つの狭帯域光の分光推定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。

10

【図 1 8】第 2 の実施の形態に関わる、3 つの狭帯域光の画像信号から、3 つの狭帯域光の分光推定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 1 9】第 2 の実施の形態に関わる、4 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 2 0】第 2 の実施の形態に関わる、画像処理部 1 0 1 A 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 2 1】第 3 の実施の形態に関わる、回転フィルタ 1 4 A の構成を示す図である。

【図 2 2】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。

20

【図 2 3】第 3 の実施の形態に関わる、画像処理部 1 0 1 B 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 2 4】第 3 の実施の形態に関わる、3 つ（あるいは 2 つ）の広帯域光の画像信号 B,G,R から 2 つの狭帯域光の分光推定画像信号 e1,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 2 5】第 3 の実施の形態に関わる、波長 6 0 0 n m (1) 付近の狭帯域光の画像信号 Rn と 1 つの分光推定画像信号 e2 との間でバンド間演算を行う場合を説明するための分光特性を示す図である。

【図 2 6】第 3 の実施の形態の変形例 1 の画像処理部 1 0 1 B 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。

30

【図 2 7】第 3 の実施の形態の変形例 1 に関わる、波長 6 3 0 n m (2) 付近の狭帯域光の画像信号 Rn と 1 つの分光推定画像信号 e1 との間でバンド間演算を行う場合を説明するための分光特性を示す図である。

【図 2 8】第 3 の実施の形態の変形例 2 に関わる、3 つの狭帯域光の画像信号 Bn,Gn,Rn から 1 つの分光推定画像信号 e2 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 2 9】第 3 の実施の形態の変形例 2 の画像処理部 1 0 1 B 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 3 0】第 3 の実施の形態の変形例 2 に関わる、波長 6 3 0 n m (2) 付近の狭帯域光の画像信号 Rn と 1 つの分光推定画像信号 e1 との間でバンド間演算を行う場合を説明するための分光特性を示す図である。

40

【図 3 1】各実施の形態について共通の変形例 6 に関する、2 つの狭帯域光の一方から、他方を生成する処理部の構成を説明するための図である。

【図 3 2】各実施の形態について共通の変形例 6 に関する、擬似的に生成される狭帯域光を説明するための分光特性を示す図である。

【図 3 3】各実施の形態について共通の変形例 7 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 3 4】狭帯域照明光を中心波長 1 0 n m 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 3 5】図 3 4 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。

50

【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CCD2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CCD2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。

10

【0012】

CCD2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。

20

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。

30

【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。

40

【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。

【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。

50

【 0 0 1 7 】

回転フィルタ 1 4 は、照明光の出射部であるキセノンランプ 1 1 から CCD 2 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 2 つ（ここでは 3 つ）の波長帯域を狭めるように制限する。

そして、制御回路 1 7 は、回転フィルタ 1 4 を回転させるためのモータ 1 8 を制御して、回転フィルタ 1 4 の回転を制御する。

【 0 0 1 8 】

モータ 1 8 には、ラック 1 9 a が接続され、ピニオン 1 9 b には、図示しないモータが接続され、ラック 1 9 a は、ピニオン 1 9 b に螺合するように取り付けられている。制御回路 1 7 は、ピニオン 1 9 b 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 1 4 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 1 7 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 1 9 b に接続されたモータを制御する。

なお、キセノンランプ 1 1、絞り装置 1 3、回転フィルタモータ 1 8、及びピニオン 1 9 b に接続されたモータ（図示せず）には電源部 1 0 より電力が供給される。

【 0 0 1 9 】

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 つの照明光のうち少なくとも 1 つ（ここでは 3 つ）は、表層から 1 ~ 2 mm 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。

【 0 0 2 0 】

ビデオプロセッサ 7 は、CCD ドライバである CCD 駆動回路 2 0、アンプ 2 2、プロセス回路 2 3、A/D 変換器 2 4、ホワイトバランス回路（以下、W . B という）2 5、セクタ 1 0 0、画像処理部 1 0 1、セクタ 1 0 2、補正回路 2 6、拡大回路 2 7、強調回路 2 8、セクタ 2 9、同時化メモリ 3 0、3 1、3 2、画像処理回路 3 3、D/A 変換器 3 4、3 5、3 6、タイミングジェネレータ（以下、T . G という）3 7、モード切替回路 4 2、調光回路 4 3、調光制御パラメータ切替回路 4 4、制御回路 2 0 0、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 2 0 1 を備えて構成される。

【 0 0 2 1 】

CCD 駆動回路 2 0 は、電子内視鏡 3 に設けられた CCD 2 を駆動し、回転フィルタ 1 4 の回転に同期した面順次の撮像信号を CCD 2 に出力させるものである。また、アンプ 2 2 は電子内視鏡 3 の先端に設けられている対物光学系 2 1 を介して CCD 2 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。

【 0 0 2 2 】

プロセス回路 2 3 は、アンプ 2 2 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 2 4 は、プロセス回路 2 3 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。

【 0 0 2 3 】

W . B 2 5 は、A/D 変換器 2 4 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。

なお、W . B 2 5 におけるホワイトバランス調整は、波長 6 0 0 nm 付近の狭帯域光の戻り光の輝度を基準に行われる。

セクタ 1 0 0 は、W . B 2 5 からの面順次の画像信号を画像処理部 1 0 1 内の各部に振り分けて出力する。

【 0 0 2 4 】

画像処理部 1 0 1 は、前記セクタ 1 0 0 からの通常光観察用の R G B の画像信号又は

10

20

30

40

50

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、セクタ１０２へ出力する。

セクタ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。

【００２５】

補正回路２６は、セクタ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。

10

【００２６】

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。

【００２７】

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。

20

【００２８】

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に基づき画像表示を行う表示手段あるいは表示部である。

30

【００２９】

(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。

40

【００３０】

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。

【００３１】

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

50

筋層を走行する血管 6 1 に照射される。ここで、照明光発生部 5 1 は、光源装置 4、回転フィルタ 1 4、ライトガイド 1 5 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 1 4 の回転により、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光、及び波長 5 4 0 n m 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。

【 0 0 3 2 】

波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光、及び波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光の反射光は、それぞれ CCD 2 である反射光受光部 5 2 により受光される。CCD 2 は、それぞれの反射光の撮像信号を出力し、アンプ 2 2 等を介して、セレクトア 1 0 0 へ供給される。セレクトア 1 0 0 は、T . G 3 7 からの所定のタイミングに応じて、波長 6 0 0 n m 付近の第 1 の画像信号 P1、波長 6 3 0 n m 付近の第 2 の画像信号 P2 及び波長 5 4 0 n m 付近の第 3 の画像信号 P3 を保持して、画像処理部 1 0 1 に供給する。画像処理部 1 0 1 は、狭帯域光観察モードのための、強調処理部 1 0 1 a と色変換処理部 1 0 1 b を含む。

10

【 0 0 3 3 】

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。

20

【 0 0 3 4 】

図 1 の画像処理部 1 0 1 の強調処理部 1 0 1 a において、血管 6 1 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 1 0 1 b 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、セレクトア 1 0 2 に供給する。その結果、観察モニタ 5 の画面 5 a 上には、粘膜深部の比較的太い血管 6 1 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 4 は、静脈血の光の吸収特性を示す図である。図 4 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 4 を、生体組織の吸収特性として説明する。

30

【 0 0 3 5 】

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 6 0 : 4 0 ~ 8 0 : 2 0 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 4 は、4 0 0 n m から略 8 0 0 n m までの波長毎の静脈血の光の吸収特性を示し、5 5 0 n m から、7 5 0 n m の範囲において、吸収係数は、略波長 5 7 6 n m の点で極大値を示し、波長 7 3 0 n m の点で極小値を示している。

【 0 0 3 6 】

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。

40

波長 6 0 0 n m 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 5 7 6 n m における吸収係数) から極小値 AC_{min} (ここでは波長 7 3 0 n m 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。

【 0 0 3 7 】

波長 6 3 0 n m 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。

50

【 0 0 3 8 】

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 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。

【 0 0 3 9 】

波長 5 4 0 n m 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ACmaxから極小値ACmin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。

10

【 0 0 4 0 】

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 5 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MFP1,MFP2を有する。そして、第 1 の狭帯域光NL1の平均自由行程MFP1は、第 2 の狭帯域光NL2の平均自由行程MFP2よりも短い。

20

【 0 0 4 1 】

図 5 に示すように、波長 6 0 0 n m（ 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 6 3 0 n m（ 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。このような 2 つの狭帯域光を用い、かつ後述するような強調処理を行うことによって、比較的深部の血管画像の強調表示が可能となる。

【 0 0 4 2 】

そのため、2 つの狭帯域光は、次の要件を満たす光が使用される。

まず、本実施の形態で使用される 2 つの狭帯域光、すなわち第 1 の狭帯域光NL1と第 2 の狭帯域光NL2は、粘膜表面 6 2 から生体組織内の深部にある血管 6 1 を画像化するために、可視光の波長帯域内では、比較的、長波長光である。よって、第 1 の狭帯域光NL1と第 2 の狭帯域光NL2は、共に比較的、粘膜表面 6 2 から生体組織内の深部にある血管 6 1 の近辺まで到達することができる。そのため、本実施の形態では、第 1 の狭帯域光NL1として、波長 6 0 0 n m（ 1 ）付近の狭帯域光が、第 2 の狭帯域光NL2として、波長 6 3 0 n m（ 2 ）付近の狭帯域光が用いられている。

30

【 0 0 4 3 】

さらに、本実施の形態で使用される 2 つの狭帯域光、すなわち第 1 の狭帯域光NL1と第 2 の狭帯域光NL2は、2 つの狭帯域光の波長差が比較的小さい光である。言い換えると、2 つの狭帯域光、すなわち第 1 の狭帯域光NL1と第 2 の狭帯域光NL2の平均自由行程MFP1,MFP2の差が小さい光が選択される。平均自由行程は、光の平均的な進達距離であり、散乱係数の関数である。

【 0 0 4 4 】

さらに、本実施の形態で使用される 2 つの狭帯域光、すなわち第 1 の狭帯域光NL1と第 2 の狭帯域光NL2は、2 つの狭帯域光の波長差が比較的小さい光であっても、2 つの狭帯域光の吸収の差は、比較的大きい光が選択される。本実施の形態では、第 1 の狭帯域光NL1として、波長 6 0 0 n m（ 1 ）付近の狭帯域光が、第 2 の狭帯域光NL2として、波長 6 3 0 n m（ 2 ）付近の狭帯域光が用いられており、図 4 に示すように、第 1 の狭帯域光NL1のモル吸光係数DA1と、第 2 の狭帯域光NL2のモル吸光係数DA2の差は、波長 6 5 0 n m 以上の波長帯域（例えば波長 7 0 0 n m 付近）において、同じ波長差（例えば 3 0 n m）の 2 つの狭帯域光（例えば、波長 7 0 0 n m 付近の狭帯域光と波長 7 3 0 n m 付近の狭帯域光）を選択した場合の吸収の差よりは、大きい。

40

【 0 0 4 5 】

50

すなわち、本実施の形態で使用される２つの狭帯域光、すなわち第１の狭帯域光NL1と第２の狭帯域光NL2は、２つの狭帯域光の波長差が比較的小さく、かつ２つの狭帯域光の吸収の差は比較的大きい光である。このような２つの狭帯域光を用いることで、表示させたくない、例えば、表層から数百ミクロンの深さの毛細血管等が表示されなくなるので、表示させたい１～２mm深部の比較的大い血管のみを低ノイズで強調して表示されることができる。ただし、例えば波長６００nmと波長６８０nmのように２つの狭帯域光の波長差が大きくとも、吸収の差そのものが大きければ前述の波長差が小さい組み合わせ（例えば、波長６００nmと波長６３０nm）と同様に深部血管を高コントラストに表示させることができる。

【００４６】

図３４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。

【００４７】

図３５は図３４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３５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３５から略５９０nm～６２０nmであることが分かる。

【００４８】

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、比較的大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。

【００４９】

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照明光である照明光NL2と、を照射する。

【００５０】

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。

【００５１】

（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。図６は、内視鏡画像における血管の強調表示を説明するための内視鏡画像の例を示す図である。

通常光観察モードでは、撮像された内視鏡画像EI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EI上には表示されない、または、表示されにくい。

【００５２】

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EI内に深部の血管が存在すると、血管は内視鏡画像EI上に表示される。図６に示すように、胃の粘膜表面下に、血管６１（点線で示す）が存在するとして、画像処理部１０１の処理について説明する。

【００５３】

10

20

30

40

50

2つの狭帯域光NL1,NL2によるそれぞれの画像が、画像処理部101へ入力される。各画像は、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、各画像のライン毎に次の処理を行う。強調処理部101aでは、深部の血管61のコントラストを拡大するように、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の照射により得られた2つの画像について、バンド間演算が行われる。

【0054】

バンド間演算について、図6と図7を用いて説明する。

図7は、図6中のあるラインLLの画素値の輝度レベルを示す図である。図7の横軸は、内視鏡画像EIにおけるライン方向に沿って並んだ画素位置を示し、縦軸は、各画素位置の画素の輝度値を示す。図7において、実線で示す輝度値分布RL1は、第1の狭帯域光NL1の戻り光の輝度プロファイルすなわち輝度値分布であり、一点鎖線で示す輝度値分布RL2は、第2の狭帯域光NL2の戻り光の輝度値分布である。一点鎖線で示す輝度値分布RL2の輝度が実線で示す輝度値分布RL1の輝度より高いのは、第1の狭帯域光NL1よりも、第2の狭帯域光NL2のヘモグロビンの吸収係数が低いからである。ここでは、図6に示すように、ラインLLは、左からn個の画素を含み、ラインLL上の画素位置PP1からPP2の範囲が、血管61の存在する範囲である。

【0055】

この場合、図7に示すように、第1の狭帯域光NL1の輝度値分布RL1では、輝度値は、血管61の存在する画素位置PP1からPP2の範囲RVでは低くなる。これは、第1の狭帯域光NL1が血管61のヘモグロビンによって強く吸収されるためである。ラインLL以外のラインにおいても、第1の狭帯域光NL1の戻り光の輝度値は、血管61の存在する範囲RVでは低くなる。

【0056】

また、第2の狭帯域光NL2の輝度値分布RL2では、図7に示すように、輝度値は、血管61の存在する画素位置PP1からPP2の範囲RVも含めて、略同じである。これは、第2の狭帯域光NL2は、血管1を透過して吸収の影響をあまり受けずに生体組織の内部まで到達して戻ってくるからである。ラインLL以外のラインにおいても、第2の狭帯域光NL2の戻り光の輝度値は、血管61の存在する範囲RVを含む範囲において、略同じである。

【0057】

なお、図7において、第1の狭帯域光NL1の戻り光についての、ラインLL上の複数の画素の輝度値の平均値（以下、平均輝度という）は、点線AV1で示され、第2の狭帯域光NL2の戻り光についての、ラインLL上の複数の画素の輝度値の平均輝度は、点線AV2で示されている。

そこで、強調処理部101aは、図7のように示されるライン毎の各画素について、次の式(1)の処理を行う。

【0058】

$$U = (Im(1) / Im(2)) \times K - 1 \quad \dots \text{式(1)}$$

ここで、Uは、輝度比であり、Imは、画素毎の輝度であり、Im(1)は、波長600nm(1)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値であり、Im(2)は、波長630nm(2)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値であり、Kは、補正係数であり、例えば、次の式(2)の値を用いてもよい。

【0059】

$$K = (AVE(2) / AVE(1)) \quad \dots \text{式(2)}$$

ここで、AVEは、各ラインの平均輝度であり、AVE(1)は、波長600nm(1)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値の平均値であり、AVE(2)は、波長630nm(2)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値の平均値である。図7において、点線AV1が、AVE(1)の線を示し、点線AV2が、AVE(2)の線を示す。

【0060】

そして、補正係数Kにより、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の照射により得られた2つの画像の平均輝度が調整される。

【 0 0 6 1 】

ラインLLにおける上記式(1)により算出した輝度比Uは、図8のようになる。図8は、図6中のラインLLの画素毎の輝度比Uのレベルを示す図である。図8の横軸は、内視鏡画像EIにおけるライン方向に沿って並んだ画素位置を示し、縦軸は、各画素位置の画素の輝度比Uを示す。式(1)にマイナス1(-1)が含まれるので、輝度比Uの分布は、0を基準とした分布となる。すなわち、図8において、点線で示す輝度値分布RL3は、第1の狭帯域光NL1の戻り光の輝度値を補正した分布といえることができる。

輝度比Uに対して次の式(3)による演算が行われる。

【 0 0 6 2 】

$$V = U \times R \quad \dots \text{式(3)}$$

10

ここで、Vは、補正した輝度比を示し、Rは、血管強調レベルを指定するパラメータである強調係数である。

ラインLLにおける上記式(3)により強調された輝度比Vは、図9のようになる。図9は、図6中のラインLLの画素毎の強調された輝度比Vのレベルを示す図である。図9の横軸は、内視鏡画像EIにおけるライン方向に沿って並んだ画素位置を示し、縦軸は、各画素位置の画素の輝度比Uを示す。すなわち、図9において、実線で示す輝度値分布RL4は、一点鎖線の矢印A1で示すように、点線で示す輝度値分布RL3を強調する補正をした分布といえることができる。

式(3)により算出された輝度比Vから、次の式(4)により輝度値が算出される。

【 0 0 6 3 】

$$\text{ImA}(\lambda_1) = \text{Im}(\lambda_1) \times (V + 1) \quad \dots \text{式(4)}$$

20

ここで、 $\text{ImA}(\lambda_1)$ は、波長600nm(λ_1)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値の補正後の輝度値である。

ラインLLにおける上記式(4)により強調された輝度値 $\text{ImA}(\lambda_1)$ は、図10のようになる。図10は、図6中のラインLLの画素毎の波長600nm(λ_1)付近の狭帯域光の戻り光の強調された輝度値のレベルを示す図である。図10の横軸は、内視鏡画像EIにおけるライン方向に沿って並んだ画素位置を示し、縦軸は、各画素位置の画素の輝度値ABを示す。すなわち、図10において、実線で示す輝度値分布RL5は、2点鎖線で示す輝度値分布RL1を強調する補正をした分布といえることができる。その結果、強調処理部101aは、第1の画像信号P1(λ_1)をバンド間演算により強調補正した強調補正画像信号BE P1(λ_1)を出力する。

30

【 0 0 6 4 】

なお、強調処理は、次のような方法によって行ってもよい。上述した強調処理は、2つの波長の画像の各画素の輝度値の比率を求め、輝度比に対して補正係数を乗算等することによって、血管画像の強調を行っているが、第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の照射により得られた2つの画像について、例えば、次の式(5)に示すように、各画素値の除算を行い、その除算結果を、第1の狭帯域光NL1の照射により得られた画素値に乗算して、血管画像の強調を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 5 】

$$\text{ImA1}(\lambda_1) = \text{Im}(\lambda_1) \times (\text{Im}(\lambda_1) / \text{Im}(\lambda_2)) \quad \dots \text{式(5)}$$

40

ここで、 $\text{ImA1}(\lambda_1)$ は、波長600nm(λ_1)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値の補正後の輝度値である。

式(5)のような除算を用いた強調処理によっても、深部の血管のコントラストをすることが出来る。

【 0 0 6 6 】

さらになお、強調処理は、次のような方法によって行ってもよい。第1の狭帯域光NL1と第2の狭帯域光NL2の照射により得られた2つの画像について、例えば、次の式(6)に示すように、各画素値の減算を行い、その減算結果の絶対値を、第1の狭帯域光NL1の照射により得られた画素値に乗算して、血管画像の強調を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

50

$$ImA2(\lambda_1) = Im(\lambda_1) \times |Im(\lambda_2) - Im(\lambda_1)| \quad \dots \text{式(6)}$$

ここで、 $ImA2(\lambda_1)$ は、補正した波長600nm(λ_1)付近の狭帯域光の戻り光の輝度値である。

式(6)のような減算を用いた強調処理によっても、深部の血管のコントラストをすることができる。

【0068】

従って、画像処理部101aは、撮像手段あるいは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 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の画像信号 $P1(\lambda_1)$ と、その第1の画像信号 $P1(\lambda_1)$ よりも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の画像信号 $P2(\lambda_2)$ と、の変化量すなわち差異に基づいて第1の画像信号 $P1(\lambda_1)$ を強調する処理を施して強調補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。

10

【0069】

(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 $P2(\lambda_2)$ と、第3の画像信号 $P3(\lambda_3)$ と、強調補正画像信号 $BEP1(\lambda_1)$ が入力される。

色変換処理部101bでは、第2の画像信号 $P2(\lambda_2)$ と、第3の画像信号 $P3(\lambda_3)$ と、強調補正画像信号 $BEP1(\lambda_1)$ とを、RGBチャンネルに割り当てる処理が行われる。

20

【0070】

ここでは、例えば、次の式(7)により、強調補正画像信号 $BEP1(\lambda_1)$ の輝度値 $ImA(\lambda_1)$ 、第2の画像信号 $P2(\lambda_2)$ の輝度値 $Im(\lambda_2)$ 及び第3の画像信号 $P3(\lambda_3)$ の輝度値 $Im(\lambda_3)$ が、RGBチャンネルに割り当てられる。

【数7】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda_3) \\ ImA(\lambda_1) \\ Im(\lambda_2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(7)}$$

30

【0071】

式(7)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。

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。

【0072】

なお、色変換処理101bでは、上記の式(7)に代えて、次の式(8)を用いてもよい。

40

【数8】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda_3) \\ ImA(\lambda_1) \\ Im(\lambda_2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(8)}$$

【0073】

式(8)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

50

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。

【 0 0 7 4 】

さらになお、色変換処理 1 0 1 b では、上記の式 (7) に代えて、次の式 (9) を用いてもよい。

【 数 9 】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.5 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式(9)}$$

10

【 0 0 7 5 】

さらになお、色変換処理 1 0 1 b では、上記の式 (7) に代えて、次の式 (1 0) 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の数値をとる（例えば、 $\begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} = 0.56 : 1.00 : 1.17$ ）。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、 $\begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} = 1.00 : 1.00 : 0.76$ ）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。

【 数 1 0 】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ \beta & 0 & 0 \\ 0 & \gamma & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式(10)}$$

20

【 0 0 7 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 (7) 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。

30

【 0 0 7 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。

【 0 0 7 8 】

ここで、色バランス調整について説明する。

例えば、式 (7) 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 7 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

50

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。

【0080】

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・B25の前段に設けてもよい。その場合、波長540nm付近の狭帯域光と波長630nm付近の狭帯域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。

10

【0081】

(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11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11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、2つの画像信号P1とP2に対して、バンド間演算による強調処理が強調処理部101aで行われる。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、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。

20

【0082】

以上のように、図4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2つの狭帯域光を、生体粘膜に照射して、その得られた2つの戻り光の画像に対して、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。

【0083】

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。

30

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。

【0084】

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

40

イルタ群に対応する600nm付近と630nm付近の各波長を射出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。

【0085】

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

50

1 1 b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 1 1 A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。

【0086】

また、光源装置にキセノン光源、LED、LDの何れを搭載した場合においても、CCD 2 はモノクロ撮像素子でなく、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。

10

【0087】

また、図 4 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 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、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、狭帯域光NL2を740 nm~1300 nmのいずれかの波長に設定する場合、狭帯域光NL1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)。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。

20

【0088】

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。

【0089】

(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各波長の分光画像信号に対して上述したような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、第 1 と第 2 の狭帯域光NL1,NL2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強調処理が行われるが、本実施の形態では、第 1 と第 2 の狭帯域光NL1,NL2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強調処理が行われる。

30

【0090】

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

図 1 2 に示すように、光源装置 4 Aは、白色光を出射するランプ 1 1 Bと、熱線カットフィルタ 1 2 及び絞り装置 1 3 を含んで構成される。光源装置 4 Aからの照明光は、ライトガイド 1 5 を介して、被写体へ照射される。なお、ランプ 1 1 Bは、白色光以外の光を出射するものでもよい。

40

【0091】

内視鏡 3 の挿入部の先端に設けられた撮像素子 2 Aは、カラー撮像素子である。撮像素子 2 A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 2 Aから出力される。

セクタ 1 0 0 Aは、RGBの 3 つの画像信号を、画像処理部 1 0 1 Aに出力する。画像処

50

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 600 nm 付近の分光推定画像信号、波長 630 nm 付近の分光推定画像信号及び波長 540 nm 付近の分光推定画像信号を出力する。

【0092】

図 13 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 13 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 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 600 nm 付近の第 1 の分光推定画像信号 e1 と、波長 630 nm 付近の第 2 の分光推定画像信号 e2 と、波長 540 nm 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強調処理部 101a へ出力する。

10

【0093】

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ッ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、マトリックス演算等を用いて、波長 600 nm 付近の分光推定画像信号 e1 と波長 630 nm 付近の分光推定画像信号 e2 と波長 540 nm 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されている。

【0094】

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についてのその後の強調処理部 101a 及び色変換処理部 101b における処理は、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。

20

【0095】

図 14 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 14 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。

【0096】

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 14 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 600 nm 付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e1、波長 630 nm 付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e2 及び波長 540 nm 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 4 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、強調処理部 101a に供給される。

30

【0097】

なお、3 つの広帯域光のうちの 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、少なくとも 2 つの分光推定画像信号 e1, e2 (ここでは 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。

40

【0098】

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 14 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。

【0099】

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 つの撮像信号に基づき、分光推定処理によって、少なくとも 2 つの分光推定画像信号 e1, e2 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 つの撮像信号に基づき、

50

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、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。

【0100】

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。

【0101】

次に、分光推定についての変形例について説明する。

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。

10

【0102】

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。

【0103】

図15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15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。

20

【0104】

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15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。

【0105】

なお、図16から図19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。

30

【0106】

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15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。

【0107】

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、少なくとも2つの分光推定画像信号e1,e2（ここでは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。

40

【0108】

また、図15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15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。

図16は、1つの狭帯域光Rnが、推定される分光推定画像信号の狭帯域光を含まない場合を説明するための分光特性を示す図である。図16に示すように、ここでは、2つの広

50

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、波長600nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e1、波長650nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e21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ている。

【0109】

第2の方法は、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を推定するものである。

【0110】

図17は、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つの狭帯域光の分光推定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17に示すように、B,Gについては狭帯域光であり、Rについて広帯域光が用いられる。分光推定部101cでは、2つの狭帯域光の画像信号Bn,Gnと1つの広帯域光Rの画像信号から、3つの分光推定画像信号e1,e2,e31が推定される。分光推定画像信号e31は、波長460nm付近の狭帯域光の画像信号である。

10

【0111】

2つの狭帯域光Bn,Gnと1つの広帯域光Rの3つの画像信号は、図17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つの狭帯域光Bn,Gnと1つの広帯域光R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。

20

【0112】

分光推定部101cは、分光推定処理により、2つの狭帯域光の画像信号Bn,Gnと1つの広帯域光の画像信号Rから3つの狭帯域光の分光推定画像信号e1,e2,e31を推定する。図17に示すような波長帯域を有する2つの狭帯域光の画像信号Bn,Gnと1つの広帯域光の画像信号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460nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号e31が推定される。

【0113】

なお、1つの狭帯域光の画像信号（例えば広帯域光Gnの画像信号）と1つの広帯域光の画像信号Rから、少なくとも2つの分光推定画像信号e1,e2（ここでは3つの分光推定画像信号e1,e2,e31）を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

30

【0114】

また、図17では、1つの広帯域光Rは、波長600nm付近の狭帯域光と波長630nm付近の狭帯域光を含むが、いずれか一方、例えば波長630nm付近の狭帯域光のみを含むものであってもよい。

【0115】

さらに、1つの広帯域光Rは、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。

第3の方法は、3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。

40

【0116】

図18は、3つの狭帯域光の画像信号から、3つの狭帯域光の分光推定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18に示すように、B,G,Rについて狭帯域光が用いられる。分光推定部101cでは、3つの狭帯域光の画像信号B,G,Rから、3つの分光推定画像信号e1,e21,e31が推定される。

【0117】

3つの狭帯域光Bn,Gn,Rnは、図18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3つの狭帯域光B,G,R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。

【0118】

50

分光推定部 101c は、分光推定処理により、3つの狭帯域光の画像信号 B_n, G_n, R_n から3つの分光推定画像信号 e_1, e_{21}, e_{31} を推定する。図18に示すような波長帯域を有する3つの狭帯域光の画像信号 B_n, G_n, R_n から、波長600nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e_1 、波長650nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e_{21} 及び波長460nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e_{31} が推定される。

【0119】

なお、2つの狭帯域光の画像信号、例えば狭帯域光の画像信号 B_n, G_n から、少なくとも2つの分光推定画像信号 e_1, e_{21} （ここでは3つの分光推定画像信号 e_1, e_{21}, e_{31} ）を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

【0120】

また、少なくとも1つの狭帯域光は、推定される分光推定画像の狭帯域光の波長を含んでもよい。例えば、図18では、狭帯域光 R_n は、波長600nm付近の狭帯域光と波長630nm付近の狭帯域光を含まないが、いずれか一方、例えば波長600nm付近の狭帯域光のみを含むものであってもよい。さらに、図18では、狭帯域光 B_n は、波長460nm付近の狭帯域光を含まないが、狭帯域光 B_n は、波長460nm付近の狭帯域光を含むものであってもよい。

第4の方法は、4つ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するものである。

【0121】

図19は、4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19に示すように、 B_n, G_n, R_n について狭帯域光が用いられる。但し、 R_n については、2つの狭帯域光が用いられる。分光推定部101cでは、4つの狭帯域光 B_n, G_n, R_n の画像信号から、3つの分光推定画像信号 e_1, e_{21}, e_{31} が推定される。

【0122】

4つの狭帯域光 B_n, G_n, R_{n1}, R_{n2} は、図19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、4つの照明光（すなわち4つの狭帯域光 B_n, G_n, R_{n1}, R_{n2} 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。

【0123】

分光推定部101cは、分光推定処理により、4つの狭帯域光 B_n, G_n, R_{n1}, R_{n2} の画像信号から3つの狭帯域光の分光推定画像信号 e_1, e_{21}, e_{31} を推定する。図19に示すような波長帯域を有する4つの狭帯域光の画像信号 B_n, G_n, R_{n1}, R_{n2} から、波長600nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e_1 、波長650nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e_{21} 及び波長460nm付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e_{31} が推定される。

【0124】

4つ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 B_n, G_n, R_{n1}, R_{n2} の画像信号から、少なくとも2つの分光推定画像信号 e_1, e_{21} （ここでは3つの分光推定画像信号 e_1, e_{21}, e_{31} ）を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

【0125】

また、複数の狭帯域光のうち2つ以上が、推定される分光推定画像の狭帯域光の波長を含んでもよい。例えば、図19では、狭帯域光 R_n は、波長650nm付近の狭帯域光を含まないが、波長650nm付近の狭帯域光を含むものであってもよい。さらに、図19では、狭帯域光 B_n は、波長460nm付近の狭帯域光を含まないが、狭帯域光 B_n は、波長460nm付近の狭帯域光を含むものであってもよい。

図20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。

図20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

10

20

30

40

50

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。

【0126】

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、2つの分光画像信号e1,e2に対して、バンド間演算による強調処理が強調処理部101aで行われる。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。

【0127】

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。

【0128】

また、図14～図19に示す第2の分光推定信号e2、もしくは、e21の波長は図4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の分光推定信号e2、もしくは、e21の波長は、第1の分光推定信号e1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、第2の分光推定信号e2、もしくは、e21の波長を740nm～1300nm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)。

【0129】

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。

【0130】

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。

【0131】

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。

【0132】

(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強調処理が行われ、第2の実施の形態では、生体組織に3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各波長の分光推定画像信号に対して上述したような強調処理が行われるが、本第3の実施の形態では、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とに対して上述した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21は、本実施の形

10

20

30

40

50

態の回転フィルタ 14Aの構成を示す図である。図 2 1 に示すように、回転フィルタ 14A は、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のフィルタ部を有するだけである。面順次のBGRの光の戻り光は、モノクロの撮像素子 2 において受光される。

【 0 1 3 3 】

図 2 2 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 2 2 において、図 1 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 101B は、強調処理部 101a と色変換処理部 101b と分光推定部 101c を含むが、分光推定部 101c は、RGB中の 2 つ又は 3 つの画像信号から、少なくとも 1 つの分光推定画像信号eを生成し、RGB中の 1 つの画像信号と、分光推定画像信号との間でバンド間演算による強調処理が行われる。

10

【 0 1 3 4 】

ここでは、具体的には、RGB中の 3 つ（あるいは 2 つ）の画像信号から、波長 600 nm 付近の第 1 の分光推定画像信号e1と、波長 540 nm 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推定して強調処理部 101a へ出力する。

【 0 1 3 5 】

図 2 3 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 2 3 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B,G,R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 つの画像から、2 つの分光推定画像信号e1,e3を推定して生成する。

20

【 0 1 3 6 】

画像信号Rと、分光推定部 101c で得られた 2 つの分光推定画像信号e1,e3のうち分光画像信号e1とに対して、バンド間演算による強調処理が強調処理部 101a で行われる。色変換処理部 101b は、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、画像信号R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。

なお、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。

【 0 1 3 7 】

図 2 4 は、3 つ（あるいは 2 つ）の広帯域光の画像信号B,G,Rから 2 つの狭帯域光の分光推定画像信号e1,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。

30

そして、強調処理部 101a には、反射光受光部 52 からの広帯域光Rのリアルな光に基づく画像信号Rと、分光推定部 101c から出力された波長 600 nm 付近の分光推定画像信号e1とが入力される。分光画像信号e1は、図 4 における極大値ACmaxと極小値ACminの波長帯域R間の 1 つの狭帯域光の分光推定画像信号である。

【 0 1 3 8 】

強調処理部 101a は、入力された画像信号Rと分光推定画像信号e1との間で、上述したバンド間演算による強調処理を行い、強調処理された強調補正画像信号BEP1 (1) を色変換処理部 101b へ出力する。

40

【 0 1 3 9 】

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、少なくとも 1 つの分光画像信号e1を信号処理によって分光推定して生成し、強調処理部 101a は、その分光画像信号e1と、撮像手段あるいは撮像部である撮像素子 2 により撮像された戻り光の画像信号に対して、分光画像信号e1を強調する処理を施してその強調された画像信号を生成して出力する。

【 0 1 4 0 】

色変換処理部 101b には、分光推定部 101c から出力された分光推定画像信号e3と、強調処理部 101a により強調処理された強調補正画像信号BEP1 (1) と、リアルな画像信号Rとが、入力される。上述したように、色変換処理部 101b における処理は、

50

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。

【 0 1 4 1 】

なお、図 2 3 における 3 つの広帯域光 B, G, R は撮像素子 2 A 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 4 A と、撮像素子 2 A のカラーフィルタを用いて、3 つの広帯域光 B, G, R 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 1 B によっても、上述した内視鏡装置 1 及び 1 A と効果と同様の効果を得ることができる。

【 0 1 4 2 】

また、信号処理によって分光推定された分光画像信号 e1 と撮像部で撮像された戻り光の画像信号において、より長波長側の波長情報を有する信号の波長は、図 4 における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、より長波長側の波長情報を有する信号の波長は、他方の信号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、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、より長波長側の波長情報を有する信号の波長を 740 nm ~ 1300 nm のいずれかの波長に設定する場合、他方の信号の波長は 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)。

【 0 1 4 3 】

次に、バンド間演算に用いられるリアルな画像信号と分光推定画像信号の変形例について説明する。上述した例では、広帯域光 R の画像信号と分光推定画像信号 e1 との間でバンド間演算を行っているが、このような方法に限らず、次のような変形例の方法でもよい。

【 0 1 4 4 】

(変形例 1)

第 1 の方法は、1 つの狭帯域光の画像信号 Rn と分光推定画像信号 e2 との間でバンド間演算を行うものである。

【 0 1 4 5 】

図 2 5 は、波長 600 nm (1) 付近の狭帯域光の画像信号 Rn と 1 つの分光推定画像信号 e2 との間でバンド間演算を行う場合を説明するための分光特性を示す図である。図 2 5 に示すように、1 つの狭帯域光は、波長 600 nm (1) 付近の狭帯域光 Rn であり、リアルな画像信号である。1 つの分光推定画像信号は、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 の中から 3 つ (あるいは 2 つ) から、分光推定により推定した波長 630 nm 付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e2 であり、狭帯域光の画像信号 Rn と分光画像信号 e2 間で、バンド間演算が行われる。図 2 5 の場合は、狭帯域光のリアルな画像信号を用いているので、図 2 4 の場合のように広帯域のリアルな画像信号を用いる場合よりは、深部の太い血管がより強調されて表示される。

【 0 1 4 6 】

図 2 6 は、本実施の形態の変形例 1 の画像処理部 101 B 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 2 6 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 B, G, Rn が、分光推定部 101 c に入力される。分光推定部 101 c は、入力された 3 つ (あるいは 2 つ) の画像信号から、2 つの分光推定画像信号 e2, e3 を推定して生成する。

【 0 1 4 7 】

画像信号 Rn と、分光推定部 101 c で得られた 2 つの分光推定画像信号 e2, e3 のうち分光画像信号 e2 とに対して、バンド間演算による強調処理が強調処理部 101 a で行われる。色変換処理部 101 b は、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、画像信号 Rn 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。

【 0 1 4 8 】

なお、波長 630 nm (2) 付近の狭帯域光 Rn と 1 つの分光推定画像信号 e1 との間で

バンド間演算を行うようにしてもよい。図 2 7 は、波長 6 3 0 n m (2) 付近の狭帯域光の画像信号Rnと 1 つの分光推定画像信号e1との間でバンド間演算を行う場合を説明するための分光特性を示す図である。この場合における、画像処理部 1 0 1 Bにおける撮像素子 2 から得られた画像に対する処理における画像信号は、図 2 6 において、括弧で示した画像信号である。すなわち、強調処理部 1 0 1 a は、強調補正画像信号BEP1 (1) を出力し、色変換処理部 1 0 1 b は、強調補正画像信号BEP1 (1) と画像信号Rnとに対して、チャンネル割り当てによる色変換処理を施す。

【 0 1 4 9 】

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 2 5 あるいは図 2 7 に示すような分光特性を有する、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されて、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Rの照明光) の戻り光をモノクロの撮像素子に当てて、得ることができる。

【 0 1 5 0 】

なお、2 つの広帯域光B,Gと 1 つの狭帯域光Rの 3 つの画像信号は、図 2 5 あるいは図 2 7 に示すような分光特性を有する撮像素子 2 Aのカラーフィルタにより得られるようにしてもよい。

【 0 1 5 1 】

以上のように、分光推定部 1 0 1 c は、分光推定処理により、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 2 つの分光推定画像信号e1 (あるいはe2) , e3を推定する。図 2 5 又は図 2 7 の場合、2 つの広帯域光B,Gの画像信号と 1 つの狭帯域光Rnの画像信号から、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号e2 (あるいは波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号e1) 及び波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号e3が推定される。

【 0 1 5 2 】

そして、色変換処理部 1 0 1 b では、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BEP2 (2) (あるいは強調補正画像信号BEP1 (1)) と、画像信号Rn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。

【 0 1 5 3 】

なお、2 つの広帯域光の画像信号B,Gから、少なくとも 2 つの分光推定画像信号e2 (又はe1) , e3を分光推定処理により、得るようにしてもよいし、あるいは 1 つの広帯域光B (又はG) と 1 つの狭帯域光の画像信号Rnから、少なくとも 2 つの分光推定画像信号e2 (又はe1) , e3を分光推定処理により、得るようにしてもよい。

【 0 1 5 4 】

(変形例 2)

さらに、3 つの狭帯域光の画像信号Bn,Gn,Rnから 1 つの分光画像信号e2を推定し、1 つの狭帯域光の画像信号Rnと 1 つの分光推定画像信号e2との間でバンド間演算を行うようにしてもよい。図 2 8 は、3 つの狭帯域光の画像信号Bn,Gn,Rnから 1 つの分光推定画像信号e2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。

【 0 1 5 5 】

図 2 8 に示すように、3 つの狭帯域光は、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光Rn、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光Gn、波長 4 1 5 n m 付近の狭帯域光Bnであり、リアルな画像信号である。1 つの分光画像信号は、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号e2であり、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光Rnと波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号e2の画像信号間で、バンド間演算が行われる。

【 0 1 5 6 】

なお、2 つの狭帯域光として、例えば、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光Gnと波長 6 0 0 n m 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 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号e2を分光推定し、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光Rnのリアルな画像信号と、分光推定画像信号e2との間で、バンド間演算を行う

10

20

30

40

50

ようにしてもよい。

【0157】

図29は、本実施の形態の変形例2の画像処理部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29に示すように、撮像素子2から、3つの画像信号、すなわち、第1から第3の画像信号 B_n, G_n, R_n 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3つ(あるいは2つ)の画像信号から、2つの分光推定画像信号 e_2 を推定して生成する。

【0158】

分光推定部101cで得られた分光推定画像信号 e_2 と狭帯域光 R_n に対して、バンド間演算による強調処理が強調処理部101aで行われる。色変換処理部101bは、2つの狭帯域光 R_n, G_n と、強調処理されて得られた強調補正画像信号BEP2(2)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。

【0159】

なお、波長600nm付近の狭帯域光 R_n の代わりに、波長630nm付近の狭帯域光 R_n を用い、分光推定により波長600nm付近の分光推定画像信号 e_1 を得て、波長630nm付近の狭帯域光 R と波長600nm付近の分光推定画像信号 e_1 の画像信号間で、バンド間演算が行うようにしてもよい。図30は、波長630nm(2)付近の狭帯域光の画像信号 R_n と1つの分光推定画像信号 e_1 との間でバンド間演算を行う場合を説明するための分光特性を示す図である。この場合における、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における画像信号は、図29において、括弧で示した画像信号である。すなわち、強調処理部101aは、強調補正画像信号BEP1(1)を出力し、色変換処理部101bは、強調補正画像信号BEP1(1)と画像信号 R_n とに対して、チャンネル割り当てによる色変換処理を施す。

さらになお、3つの狭帯域光の画像信号 B_n, G_n, R_n は、図28或いは図30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。

【0160】

なお、色変換処理部101bでは、2つの狭帯域光 G_n, R_n の画像信号と、分光推定画像信号 e_1 (又は e_2)に、さらに狭帯域光の画像信号 B_n も加えて、4つの画像信号から色変換処理が行われてもよい。あるいは、狭帯域光の画像信号 B_n に加えてもしくは狭帯域光の画像信号 B_n とは別の、分光推定して得られた第4, 第5の分光推定画像信号も用いて、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。

【0161】

なお、本第3の実施の形態及び各変形例において、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。

【0162】

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。

【0163】

また、第3の狭帯域光 $NL3$ に対応する分光推定画像信号 e_3 または狭帯域光 G_n 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。

【0164】

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

10

20

30

40

50

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。

【0165】

(各実施の形態について共通の変形例)

(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。

【0166】

(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。

【0167】

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付近の光と波長645nm付近の光、あるいは波長630nm付近の光と波長660nm付近の光を用いてもよい。

【0168】

(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540nm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540nmよりも短い波長415nm付近の光や波長460nm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540nm付近の光よりも短い波長415nm付近の光や波長460nmの光が望ましい。

【0169】

(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。

【0170】

(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600nm付近の狭帯域光はレーザにより生成し、波長630nm付近の狭帯域光は、LEDにより生成するようにしてもよい。また、波長600nm付近の狭帯域光はLEDにより生成し、波長630nm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。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。

【0171】

(変形例6)

10

20

30

40

50

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、2つの狭帯域光について強調処理が行われるが、強調処理される2つの狭帯域光の一方は、擬似的に生成してもよい。図31は、2つの狭帯域光の一方から、他方を生成する処理部の構成を説明するための図である。図32は、擬似的に生成される狭帯域光を説明するための分光特性を示す図である。

【0172】

波長600nm付近の狭帯域光の戻り光の第1の画像信号P1が、フィルタ演算部103に入力され、フィルタ演算部103は、入力された第1の画像信号P1に対して、例えば全体に濃淡の差が少なくなり、かつエッジ部を目立たなくするようなフィルタリングを行って、第2の画像信号P2の疑似画像として出力する。強調処理部101aは、第1の画像信号P1と、疑似画像である第2の画像信号P2とに対して強調処理を行う。

10

【0173】

このような処理により、強調処理を行う一方の画像から他方の疑似画像を生成して、強調処理を行うようにしてもよい。

なお、図32では、波長600nm付近の狭帯域光の戻り光の第1の画像信号P1から、波長630nm付近の狭帯域光に対応する疑似画像を生成しているが、波長630nm付近の狭帯域光の戻り光の第1の画像信号P1と波長540nm付近の狭帯域光の戻り光の第3の画像信号P3から、波長600nm付近の狭帯域光に対応する疑似画像を生成してもよい。

【0174】

20

さらになお、図32では、リアルな照明光の戻り光の画像に対して、疑似画像を生成しているが、第2あるいは第3の実施の形態における一の分光推定画像を、他の分光推定画像からフィルタ演算部103により生成した疑似画像を用いても良い。一の疑似画像である分光推定画像と、他の分光推定画像あるいはリアルな画像との間で、強調処理が行われる。

以上のように、疑似画像を用いて、強調処理を行うようにしてもよい。

【0175】

（変形例7）

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、2つの狭帯域光の画像に対して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

【0176】

図33は、本変形例7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33では、2つの強調処理結果を得られるように、1つは、波長600nm付近の狭帯域光NL1と波長630nm付近の狭帯域光NL2の第1の組合せに対して強調処理を行い、もう一つは、波長650nm付近の狭帯域光NL12と波長680nm付近の狭帯域光NL22の第2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。

【0177】

40

なお、もう一つの組合せとしては、波長615nm付近の狭帯域光と波長645nm付近の狭帯域光の組合せ、波長630nm付近の狭帯域光と波長660nm付近の狭帯域光の組合せ、等の組合せでもよい。

【0178】

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

50

て、行うことができる。

【0179】

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付近の組合せと波長590nm付近と波長630nm付近の組合せの2つを有することが好ましい。

【0180】

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付近の組合せと波長650nm付近と波長680nm付近の組合せの2つを有することが好ましい。

10

【0181】

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付近の狭帯域光の第3の組合せである。

【0182】

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580nm付近と波長630nm付近の組合せ）を選択することによって、

20

【0183】

（変形例8）

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、強調処理のための2つの狭帯域光の波長差は一定であるが、一方を固定し、他方を可変にしてもよい。

【0184】

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。

【0185】

（変形例9）

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

【0186】

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。

【0187】

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、

50

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。

【0188】

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。

【0189】

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。

【0190】

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。

【0191】

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。

【0192】

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。

【0193】

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。

【0194】

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。

【0195】

さらにあるいは、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。

【0196】

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。

10

20

30

40

50

以上のように、本変形例 9 によれば、通常画像と狭帯域光画像の並列表示、あるいは重畳表示が可能となる。

【 0 1 9 7 】

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。

【 0 1 9 8 】

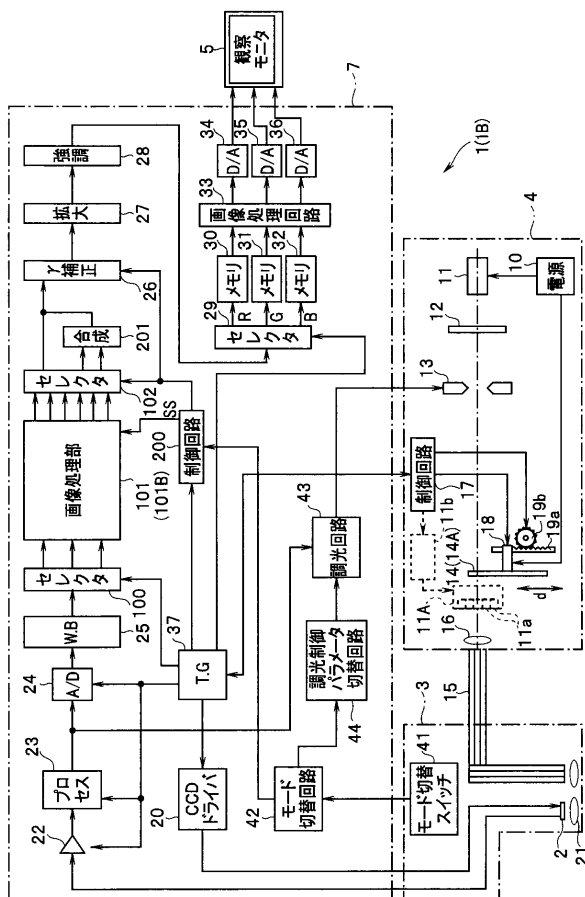
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 1 9 9 】

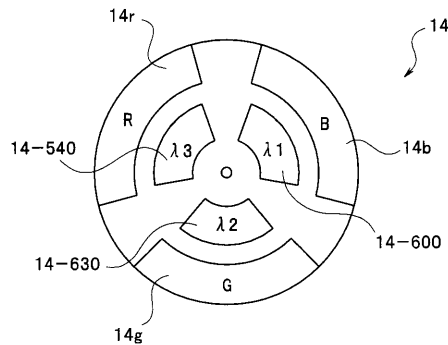
本出願は、２０１２年３月３０日に日本国に出願された特願２０１２－８２２８６号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

10

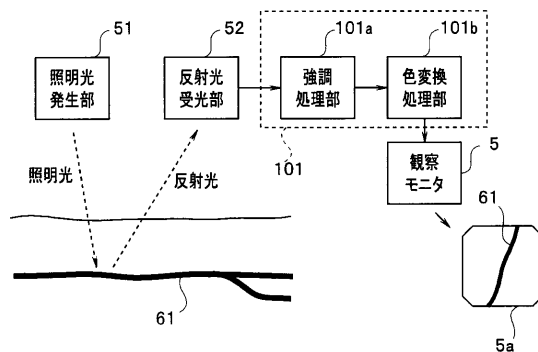
【 図 1 】



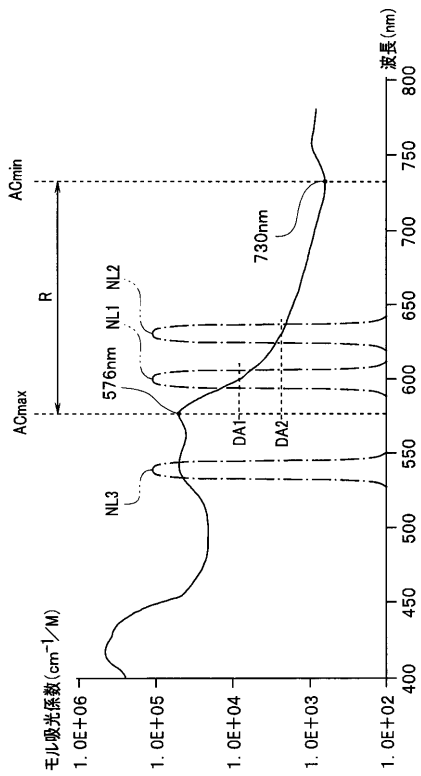
【 図 2 】



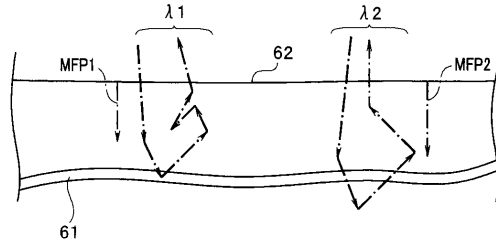
【 図 3 】



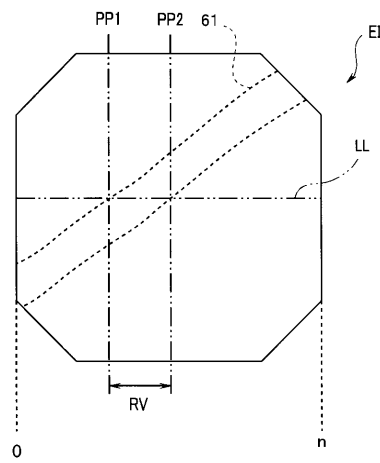
【図 4】



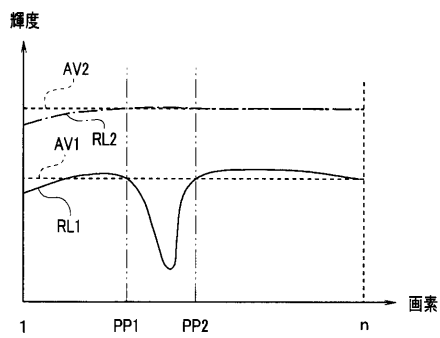
【図 5】



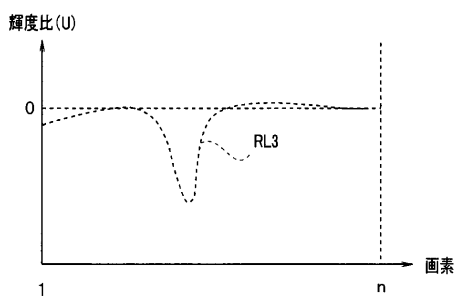
【図 6】



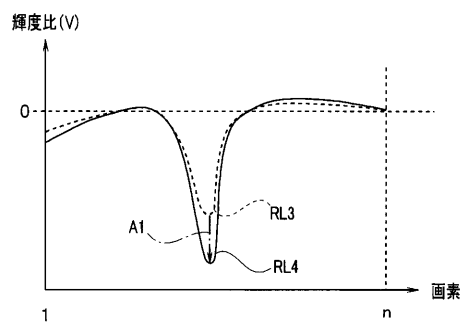
【図 7】



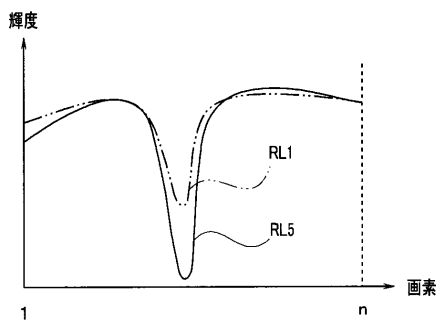
【図 8】



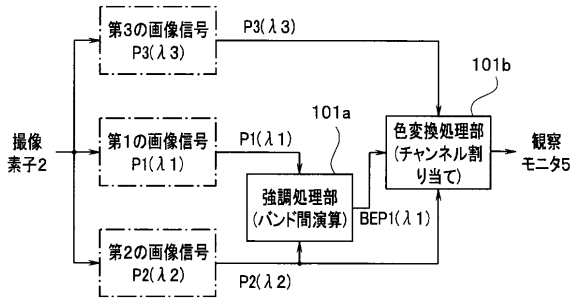
【図 9】



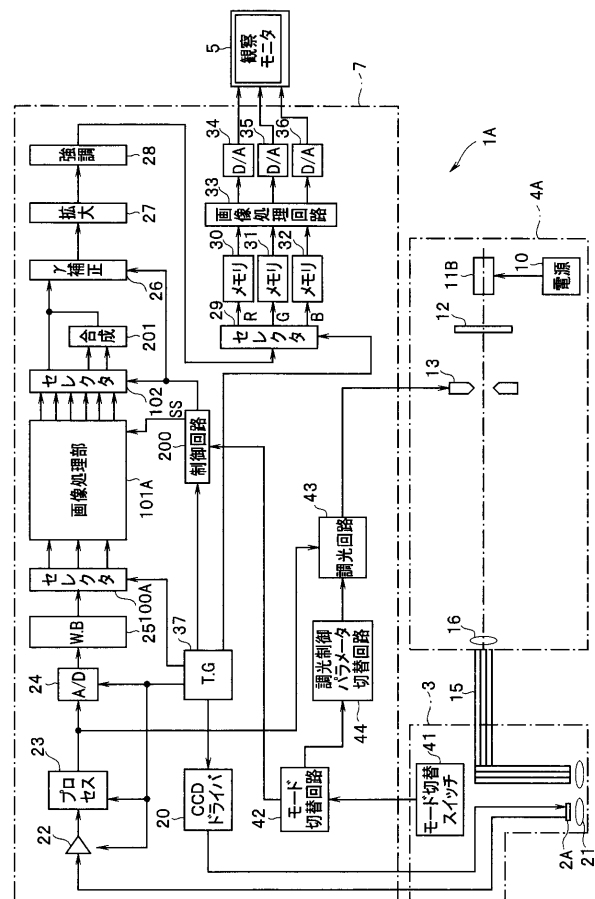
【図 10】



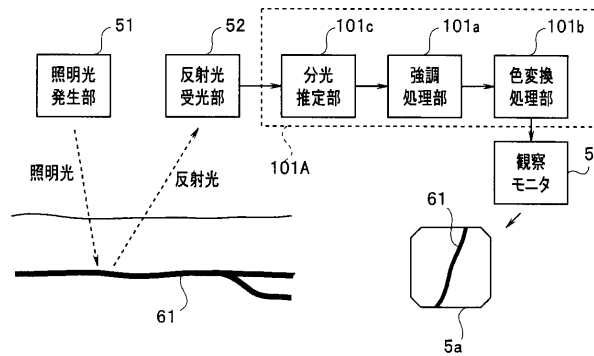
【図 1 1】



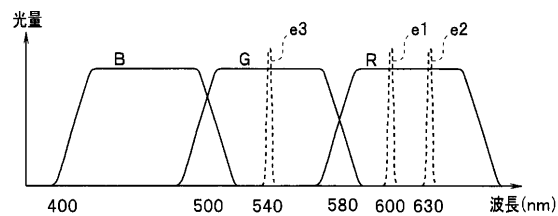
【図 1 2】



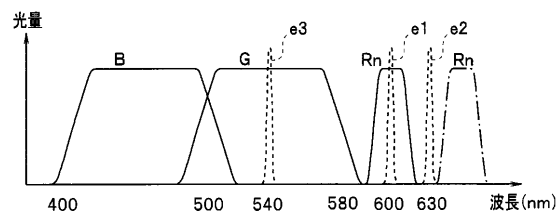
【図 1 3】



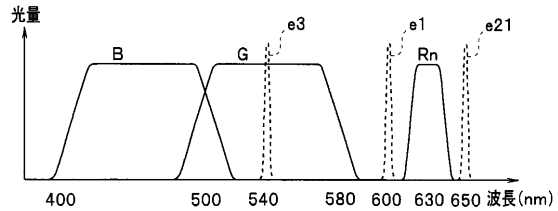
【図 1 4】



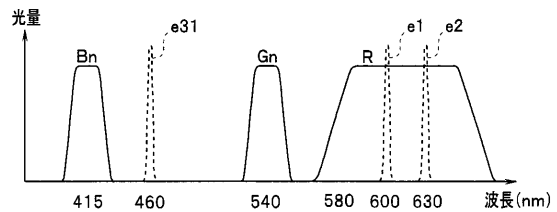
【図 1 5】



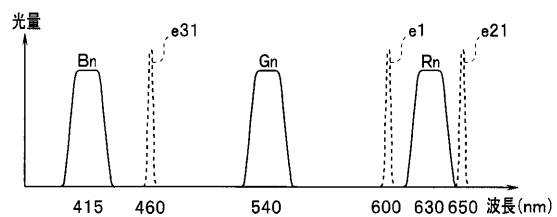
【図 1 6】



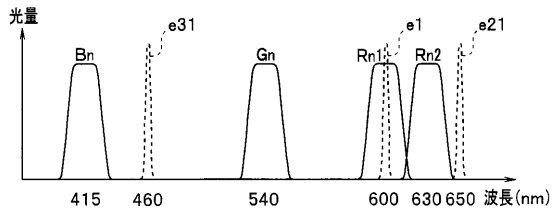
【図 1 7】



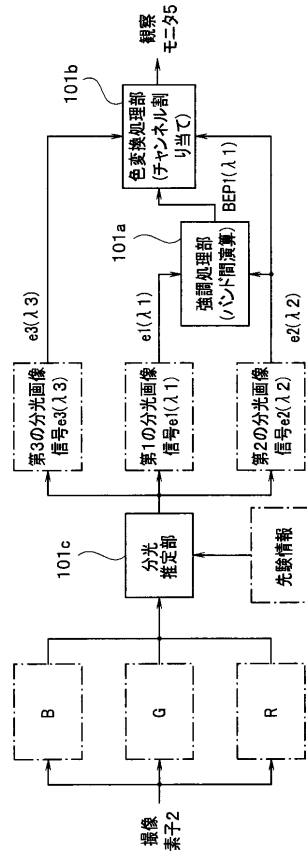
【図 1 8】



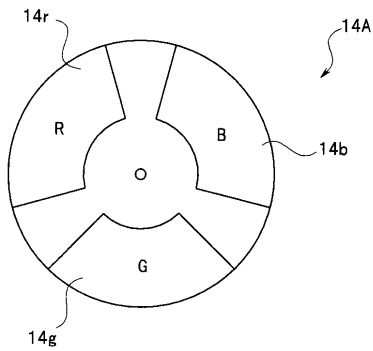
【図 19】



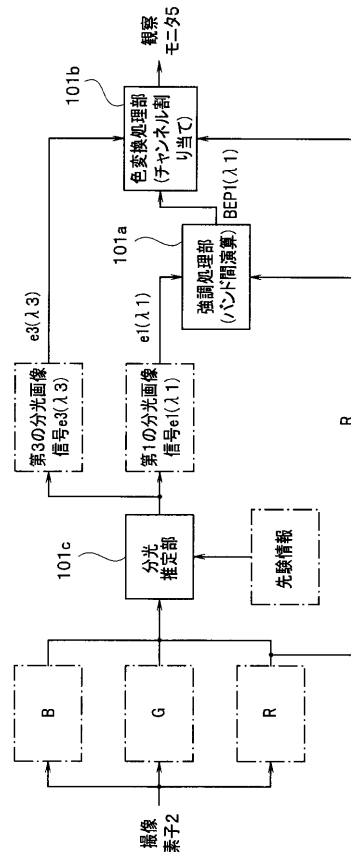
【図 20】



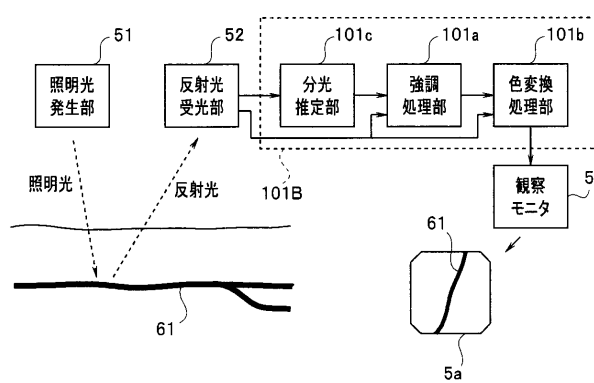
【図 21】



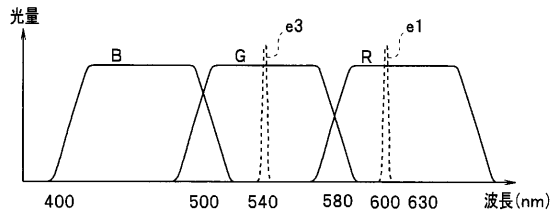
【図 23】



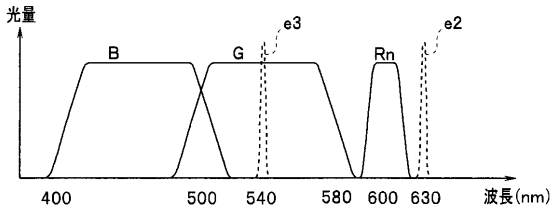
【図 22】



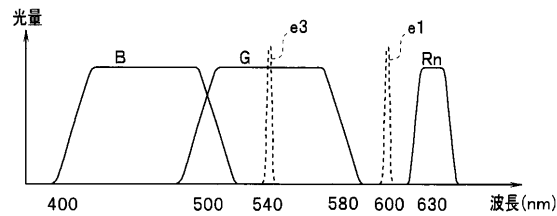
【図 2 4】



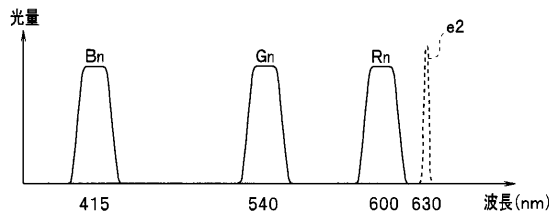
【図 2 5】



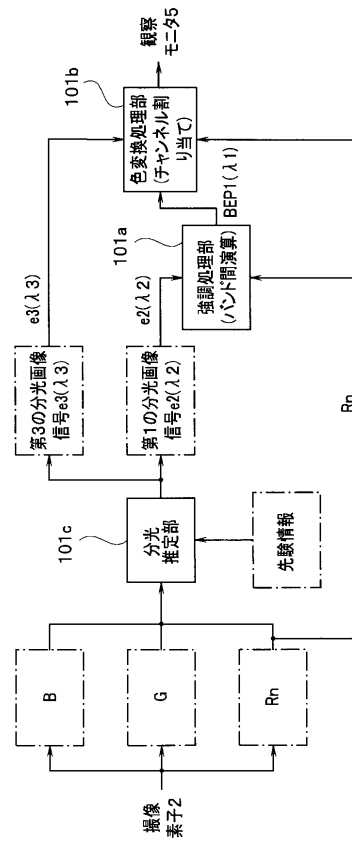
【図 2 7】



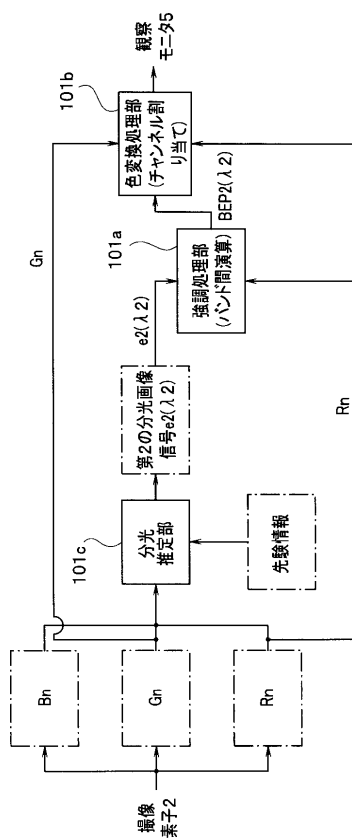
【図 2 8】



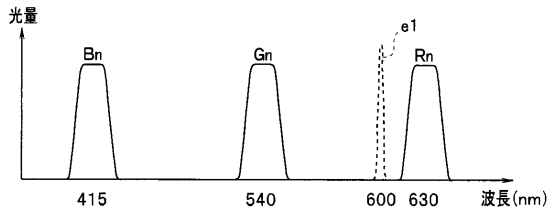
【図 2 6】



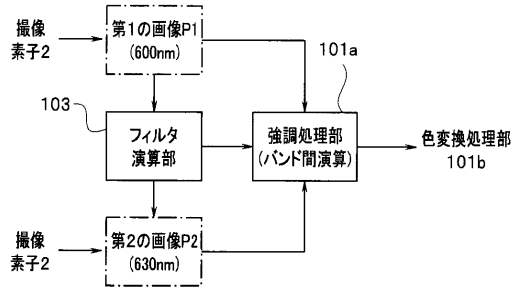
【図 2 9】



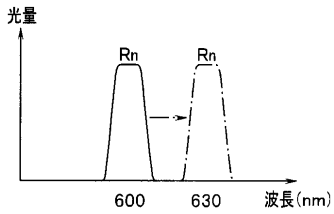
【図 3 0】



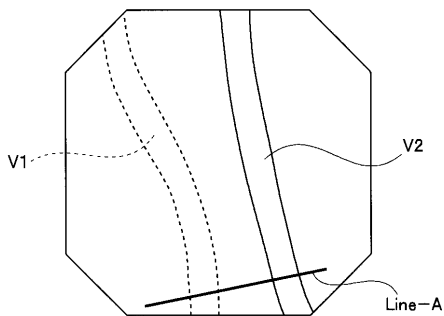
【図 3 1】



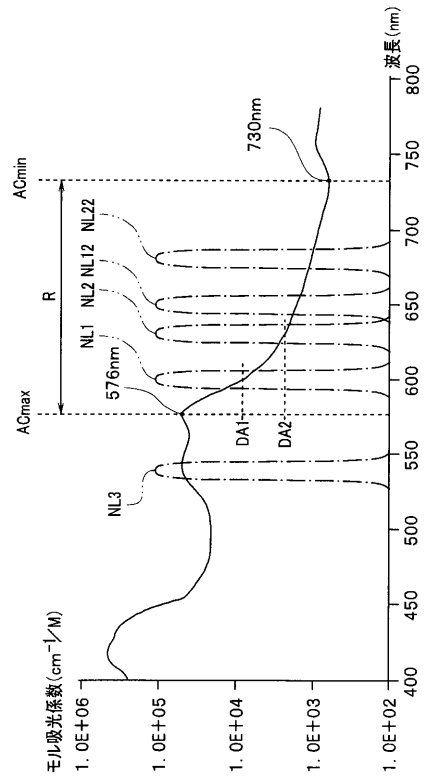
【図 3 2】



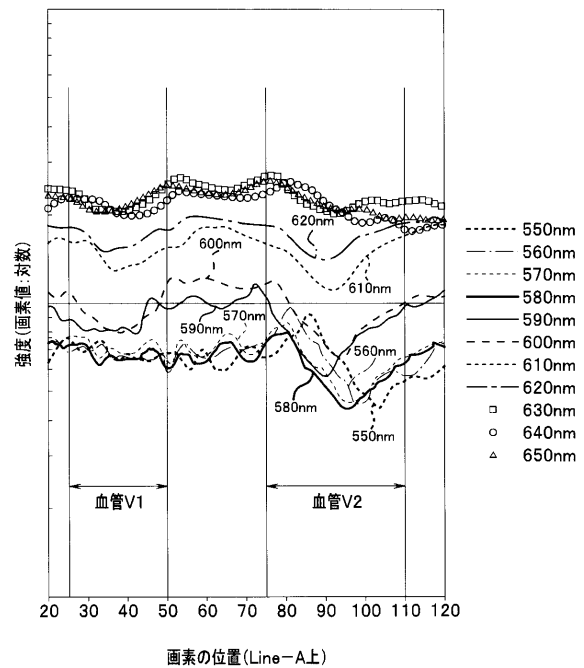
【図 3 4】



【図 3 3】



【図 3 5】



【手続補正書】

【提出日】平成25年5月13日(2013.5.13)

【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】

本発明の一態様の内視鏡装置は、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と、当該第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、の輝度値に関する変化量に基づいて補正係数を設定し、前記第1の波長帯域に対応する信号に対して前記補正係数に基づいて強調処理した画像信号を生成する画像処理部と、前記画像処理部において生成された画像信号に基づき画像表示を行う表示部と、を備える。

【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と、当該第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、の輝度値に関する変化量に基づいて補正係数を設定し、前記第1の波長帯域に対応する信号に対して前記補正係数に基づいて強調処理した画像信号を生成する画像処理部と、

前記画像処理部において生成された画像信号に基づき画像表示を行う表示部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記画像処理部は、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おける平均輝度を各々算出して、2つの平均輝度が調整されるように前記補正係数を設定することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明部は、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、狭帯域の第1の波長帯域を有する第1の照明光と、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 4】

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3に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

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3に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

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5に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

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前記第2の波長帯域に対応する信号として、少なくとも2つの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、

前記画像処理部は、前記2つの分光推定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1に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記分光推定部は、前記少なくとも2つの撮像信号に基づき、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の照明光の照射に基づく戻り光に対応する分光推定画像信号を前記分光推定処理によって生成して、第3の波長帯域に対応する信号として出力し、

前記画像処理部は、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7に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

前記照明部は、2つ以上の照明光を照射し、前記2つ以上の照明光のうち少なくとも1つの照明光の波長帯域は、他の照明光の波長帯域よりも狭いことを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

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、少なくとも1つの分光画像信号を信号処理によって分光推定して、前記第1の波長帯域に対応する信号と前記第2の波長帯域に対応する信号の一方を生成する分光推定部を有し、

前記画像処理部は、前記1つの分光画像信号を前記第1の波長帯域に対応する信号と前記第2の波長帯域に対応する信号の一方とし、前記撮像部により撮像された前記戻り光の画像信号を前記第1の波長帯域に対応する信号と前記第2の波長帯域に対応する信号の他方として、前記第1の波長帯域に対応する信号を強調する処理を施し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1に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記他方は、前記照明部により照射された狭帯域光を、前記撮像部により撮像された前記戻り光の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の照明光は、波長585nmから615nmの狭帯域光であり、前記第2の照明光は、波長610nmから730nm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13】

前記第1の照明光は、波長600nm付近の狭帯域光であり、前記第2の照明光は、波

長 6 3 0 n m 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 1 4】

前記第 1 の照明光は、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光であり、前記第 2 の照明光は、波長 7 3 0 n m 以降の波長帯域においてピーク波長を有する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 1 5】

前記画像処理部は、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を用いた除算により前記補正係数を設定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 1 6】

前記画像処理部は、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を用いた減算により前記補正係数を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/078743

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2002-34893 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 February 2002 (05.02.2002), paragraphs [0014], [0020] to [0024]; fig. 1 to 8 & US 2003/0176768 A1 & EP 1302152 A1 & WO 2002/007588 A1	1-5, 11-13 6-10
A	JP 1-308531 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 December 1989 (13.12.1989), fig. 5 & US 4959710 A	1-13
Y	JP 2010-142547 A (Fujifilm Corp.), 01 July 2010 (01.07.2010), abstract; paragraph [0003] (Family: none)	6-10

☐ 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
16 January, 2013 (16.01.13)Date of mailing of the international search report
29 January, 2013 (29.01.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 8 7 4 3	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013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）			
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 Y	JP 2002-34893 A（オリンパス光学工業株式会社）2002.02.05 段落[0014], [0020]-[0024]、図 1-8 & US 2003/0176768 A1 & EP 1302152 A1 & WO 2002/007588 A1	1-5, 11-13 6-10	
A	JP 1-308531 A（オリンパス光学工業株式会社）1989.12.13 図 5 & US 4959710 A	1-13	
Y	JP 2010-142547 A（富士フイルム株式会社）2010.07.01 要約、段落[0003]（ファミリーなし）	6-10	
<input 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 16.01.2013		国際調査報告の発送日 29.01.2013	
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） 右高 孝幸	2Q 9808 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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

(72)発明者 野波 徹緒

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C161 BB01 HH54 MM03 QQ02 RR04 RR14 RR18 SS22 WW07 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	JPWO2013145409A1	公开(公告)日	2015-12-10
申请号	JP2013522028	申请日	2012-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
[标]发明人	五十嵐誠 野波徹緒		
发明人	五十嵐 誠 野波 徹緒		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	H04N7/183 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B5/489 G06T5/009 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.B		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/HH54 4C161/MM03 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS22 4C161/WW07 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012082286 2012-03-30 JP		
其他公开文献	JP5362149B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置1包括：光源装置4，其被配置为在被检体上照射具有预定波长带的至少一个或多个照明光；图像拾取装置2，被配置为基于该照射来拾取来自被检体的返回光的图像。视频处理器7基于光源装置4，视频处理器7和观察监视器5。视频处理器7基于具有光谱特性的峰值波长的第一图像信号NL1和第二图像信号NL2之间的差来应用。具有光谱特性的峰值波长的吸收特性的值比第一图像信号的吸收特性的值低，并且活体组织的散射特性比第一图像信号NL1的散射特性受到更多的抑制，在包括 α 的吸收特性的最大值的波长带和最小值的波长带之间。生物组织，用于增强第一图像信号NL1的处理，并产生增强和校正的图像信号。

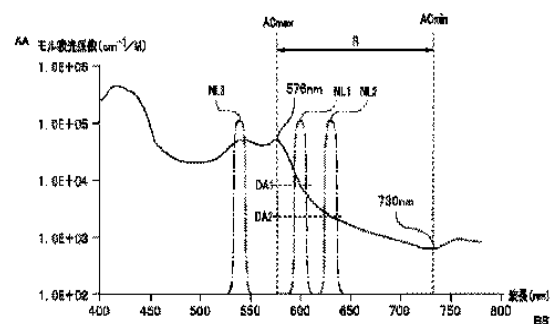


FIG. 4:

AA Molar absorption coefficient
BB Wavelength