

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5355827号
(P5355827)

(45) 発行日 平成25年11月27日 (2013.11.27)

(24) 登録日 平成25年9月6日 (2013.9.6)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 16 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2013-525025 (P2013-525025)
 (86) (22) 出願日 平成24年11月6日 (2012.11.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/078742
 審査請求日 平成25年5月30日 (2013.5.30)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-82285 (P2012-82285)
 (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)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (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

審査官 渡▲辺▼ 純也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【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

10

20

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て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615nm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600nm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600nm付近の狭帯域光であり、前記第

10

20

30

40

50

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730nm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630nm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600nm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730nm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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

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
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。I
CGにより吸収の多い画像 805 nm 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】

10

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う。

【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。

20

【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】

【課題を解決するための手段】

【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、を備える内視鏡装置を提供することができる。

30

40

【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、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。

50

【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 ($\lambda 1$) と第 2 の狭帯域光NL2 ($\lambda 2$) 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。

10

【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。

20

【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 10 nm 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）

30

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。

40

【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 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

50

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 14 r, G (緑) フィルタ部 14 g, B (青) フィルタ部 14 b 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 600 nm ($\lambda 1$) 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 630 nm ($\lambda 2$) 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 540 nm ($\lambda 3$) 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 600 nm 付近の場合は、中心波長が 600 nm で、波長 600 nm を中心に、幅が、例えば 20 nm (すなわち波長 600 nm の前後である波長 590 nm から 610 nm) 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 630 nm、及び後述する波長 540 nm 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 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 1 つ (ここでは 3 つ) の波長帯域を狭めるように制限する。

【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。

30

【0019】

モータ 18 には、ラック 19 a が接続され、ピニオン 19 b には、図示しないモータが接続され、ラック 19 a は、ピニオン 19 b 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 19 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 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 19 b 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 19 b 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 ~ 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。

【0021】

50

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、セクタ100、画像処理部101、セクタ102、 γ 補正回路26、拡大回路27、強調回路28、セクタ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。

【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。

10

【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、セクタ102へ出力する。

30

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 γ 補正回路26及び合成回路201に順次出力する。

【0026】

γ 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 γ 補正処理を施す。拡大回路27は、 γ 補正回路26にて γ 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。

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

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 ~ 2 mm 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。

【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。

20

【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 600 nm 付近の狭帯域光、波長 630 nm 付近の狭帯域光、及び波長 540 nm 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 600 nm 付近の狭帯域光、波長 630 nm 付近の狭帯域光、及び波長 540 nm 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 52 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 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・G 37 からの所定のタイミングに応じて、波長 600 nm 付近の第 1 の画像信号 P1、波長 630 nm 付近の第 2 の画像信号 P2 及び波長 540 nm 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。

【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。

40

【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

50

る。

【 0 0 3 6 】

帯域分解処理部 1 0 4 は、図 4 に示すように、波長 6 0 0 n m 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。

【 0 0 3 7 】

すなわち、帯域分解処理部 1 0 4 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。

10

【 0 0 3 8 】

なお、帯域分解処理部 1 0 4 は、波長 6 3 0 n m 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 1 0 4 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。

その場合、帯域分解処理部 1 0 4 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 1 0 1 a 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の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。

20

【 0 0 3 9 】

従って、帯域分解処理部 1 0 4 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

【 0 0 4 0 】

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、より太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

【 0 0 4 1 】

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、セレクタ 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、病变部に 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

50

す図である。図5の縦軸は、モル吸光係数 (cm^{-1}/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。

【0042】

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、400nmから略800nmまでの波長毎の静脈血の光の吸収特性を示し、550nmから、750nmの範囲において、吸収係数は、略波長576nmの点で極大値を示し、波長730nmの点で極小値を示している。

10

【0043】

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、CCD2において受光される。

波長600nm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ACmax(ここでは波長576nmにおける吸収係数)から極小値ACmin(ここでは波長730nm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。

【0044】

波長630nm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ACmaxから極小値ACmin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。

20

【0045】

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。

【0046】

波長540nm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。

30

CCD2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。

【0047】

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(λ_1)と第2の狭帯域光NL2(λ_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。

40

【0048】

図6に示すように、波長600nm(λ_1)の第1の狭帯域光NL1は、血管61の近傍まで到達し、波長630nm(λ_2)の第2の狭帯域光NL2は、血管61よりもわずかに深い位置まで到達する。

【0049】

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。

50

【 0 0 5 0 】

図 1 7 は狭帯域照明光を中心波長 1 0 nm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、5 4 0 nm、6 0 0 nm、6 3 0 nm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、5 4 0 nmから 6 8 0 nmに渡って 1 0 nmステップで計 1 5 パターンのモノクロ画像を撮影した。

【 0 0 5 1 】

図 1 8 は図 1 7 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 1 8 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 2 5 ~ 5 0 付近、血管V2は画素の位置が 7 5 ~ 1 1 0 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 1 8 から略 5 9 0 nm ~ 6 2 0 nmであることが分かる。

10

【 0 0 5 2 】

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 5 9 0 nm ~ 6 2 0 nm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 1 mm ~ 2 mm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 6 0 0 nmの前後 1 5 nm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

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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。

30

【 0 0 5 5 】

（画像処理部の強調処理）

次に、画像処理部 1 0 1 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 ~ 2 mm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。

【 0 0 5 6 】

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。

波長 6 0 0 nm ($\lambda 1$) 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 1 0 1 a は、波長 6 0 0 nm ($\lambda 1$) 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 ($\lambda 1$) を、色変換部 1 0 1 b へ出力する。

40

【 0 0 5 7 】

すなわち、強調処理部 1 0 1 a は、帯域分解処理部 1 0 4 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 1 0 1 a 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

50

P1 (λ 1) を生成する。

【 0 0 5 8 】

なお、ここでは、強調処理部 1 0 1 a 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 P 1 (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。

【 0 0 5 9 】

（画像処理部の色変換処理）

次に、色変換処理部 1 0 1 b における処理について説明する。色変換処理部 1 0 1 b には、第 2 の画像信号 P2 (λ 2) と、第 3 の画像信号 P3 (λ 3) と、強調補正画像信号 BEP1 (λ 1) が入力される。

10

色変換処理部 1 0 1 b では、第 2 の画像信号 P2 (λ 2) と、第 3 の画像信号 P3 (λ 3) と、強調補正画像信号 BEP1 (λ 1) とを、RGB チャンネルに割り当てる処理が行われる。

【 0 0 6 0 】

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

【数 1】

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

20

【 0 0 6 1 】

式 (1) によれば、深部の比較的太い血管 6 1 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 5 4 0 n m 付近の狭帯域光を用いているので、比較的

30

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。

【 0 0 6 2 】

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 (2) を用いてもよい。

【数 2】

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

40

【 0 0 6 3 】

式 (2) によれば、深部の血管 6 1 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。

【 0 0 6 4 】

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 (3) を用いてもよい。

【数 3】

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

【 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 α は略 1.0 ~ 1.5、 β は略 2.0 ~ 2.6、 γ は略 2.5 ~ 3.3 の数値 (例えば、 $\alpha : \beta : \gamma = 0.56 : 1.00 : 1.17$) 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、 α は略 2.3 ~ 2.7、 β は略 2.3 ~ 2.7、 γ は略 1.7 ~ 2.1 の数値 (例えば、 $\alpha : \beta : \gamma = 1.00 : 1.00 : 0.76$) 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。

10

【数 4】

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

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 nm 付近の狭帯域光を B チャンネルに、波長 6 3 0 nm 付近の狭帯域光を G チャンネルに、波長 6 0 0 nm 付近の狭帯域光 (すなわち強調補正画像信号 BEP1 ($\lambda 1$)) 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 nm 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 nm 付近の狭帯域光もしくは波長 6 3 0 nm 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 nm 付近の狭帯域光を B チャンネルに、波長 6 0 0 nm 付近の狭帯域光を G チャンネルに、波長 6 3 0 nm 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 nm 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 nm 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 nm 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 nm 付近の狭帯域光と波長 6 3 0 nm 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

50

れる波長 540 nm 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 630 nm 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。

10

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。

20

【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 (λ_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。

30

【0075】

なお、上述した例では、波長 600 nm 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 630 nm 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。

40

【0076】

その場合、波長 540 nm 付近の狭帯域光を B チャンネルに、波長 600 nm 付近の狭帯域光を G チャンネルに、波長 630 nm 付近の狭帯域光 (すなわち強調補正画像信号 BEP2 (λ_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 600 nm 付近の第 1 の画像信号 P1 と波長 630 nm 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、強調補正画像信号とするようにしてもよい。

50

【 0 0 7 8 】

この場合、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（すなわち強調補正画像信号 BEP1（ $\lambda 1$ ））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と、太い血管は青っぽい色で表示される。

【 0 0 7 9 】

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。

【 0 0 8 0 】

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。

10

例えば、波長 5 4 0 n m 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。

【 0 0 8 1 】

なお、上述した光源装置 4 は、キセノンランプ 1 1 と回転フィルタ 1 4 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 6 0 0 n m 付近と 6 3 0 n m 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 1 1 a を有する発光部 1 1 A を含むように構成してもよい。その場合、発光部 1 1 A 及びライトガイド 1 5 が、被写体に照明光を照射する照射部を構成する。

20

【 0 0 8 2 】

例えば、図 1 において、キセノンランプ 1 1、熱線カットフィルタ 1 2、絞り装置 1 3、回転フィルタ 1 4 等の代わりに、光源装置 4 に、点線で示す発光部 1 1 A を設ける。さらに、光源装置 4 には、発光部 1 1 A 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 1 1 b が設けられる。複数の LED 1 1 a を有する発光部 1 1 A が、電源 1 0 から電源を受け、制御回路 1 7 からの制御信号の下で、駆動回路 1 1 b により制御されて駆動される。

30

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。

【 0 0 8 3 】

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、CCD 2 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。

40

【 0 0 8 4 】

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 7 3 0 n m 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、7 4 0 n m, 7 7 0 n m, 8 0 5 n m, 8 1 0 n m, 8 5 0 n m, 8 7 0 n m, 8 8 0 n m, 9 1 0 n m, 9 4 0 n m, 1 0 2 0 n m, 1 3 0 0 n m 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 7 4 0 n m ~ 1 3 0 0 n m のいずれかの波長に設定する場合、狭帯域光 NL1 は 5 7 6 n m 以上で、かつ、少なくとも 6 3 0 n m 以下の何れかの波長を設定する）。なお、第 2 の狭帯域光 NL2

50

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。

【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。

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。

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。

【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されている。

【 0 0 9 1 】

分光推定部 1 0 1 c 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 1 0 4 において帯域分解される。分光推定部 1 0 1 c の後段における、帯域分解処理部 1 0 4、強調処理部 1 0 1 a 及び色変換処理部 1 0 1 b 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。

【 0 0 9 2 】

図 1 0 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 1 0 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 1 0 1 c に入力される。

10

【 0 0 9 3 】

分光推定部 1 0 1 c 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 1 0 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 6 0 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e1、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の分光推定画像信号 e2 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 1 0 4 に供給される。

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、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。

20

【 0 0 9 4 】

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 1 0 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。

【 0 0 9 5 】

以上のように、分光推定部 1 0 1 c 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、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 1 0 1 c は、その少なくとも 2 つの撮像信号に基づき、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 1 0 4、強調処理部 1 0 1 a 及び色変換処理部 1 0 1 b 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 1 A 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。

【 0 0 9 6 】

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。

40

【 0 0 9 7 】

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。

【 0 0 9 8 】

図 1 1 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 1 1 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 1 0 1 c 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

50

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。

【0103】

30

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 $e1, e21, e31$ 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】

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つの撮像素子に

50

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(λ 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540nm付近の狭帯域光Gnと波長600nm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630nm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540nm付近の狭帯域光Gnと波長600nm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、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の分光推定信号e1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)。

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

50

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)、・・・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 P 2 (1) 付近の帯域画像信号は、より太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、P1 (N) 付近および P 2 (N) 付近の帯域画像信号は、より細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)。

【 0 1 2 0 】

分光推定部 1 0 1 c は、帯域分解処理部 1 0 4 A と 1 0 4 B 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 6 0 0 n m 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。

【 0 1 2 1 】

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 1 0 1 a で行われ、強調補正画像信号 BEP1 (λ 1) が色変換処理部 1 0 1 b に出力される。色変換処理部 1 0 1 b は、波長 6 3 0 n m 付近の第 2 の画像信号 P2 と、波長 5 4 0 n m 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 (λ 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 1 0 1 a と色変換処理部 1 0 1 b における処理は、第 1 の実施の形態と同様である。

10

【 0 1 2 2 】

以上のように、帯域分解処理部 1 0 4 A , 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 1 0 1 c 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 1 0 4 A , 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 1 0 1 a は、分光推定部 1 0 1 c 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。

20

【 0 1 2 3 】

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 6 0 0 n m 付近の画像信号 P1 と波長 6 3 0 n m 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。

30

【 0 1 2 4 】

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。

【 0 1 2 5 】

40

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 1 5 における 3 つの狭帯域光 (あるいは広帯域光) 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 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。

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

50

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)

(変形例1)

30

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

50

いてもよい。

【0133】

(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。

10

【0134】

(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。

【0135】

(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。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。

20

【0136】

(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。

【0137】

図16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16では、2つの強調処理結果が得られるように、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と波長540nm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650nm付近の狭帯域光NL12と波長680nm付近の狭帯域光NL22と波長540nm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。

30

【0138】

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付近の狭帯域光と波長540nm付近の狭帯域光NL3の組合せ、波長630nm付近の狭帯域光と波長660nm付近の狭帯域光と波長540nm付近の狭帯域光NL3の組合せ、等の組合せでもよい。

40

【0139】

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。

【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。

【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。

40

【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

50

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。

10

【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】

20

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。

30

【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。

40

【0155】

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。

【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、あるいは重畳表示が可能となる。

50

【 0 1 5 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 5 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 5 9 】

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。

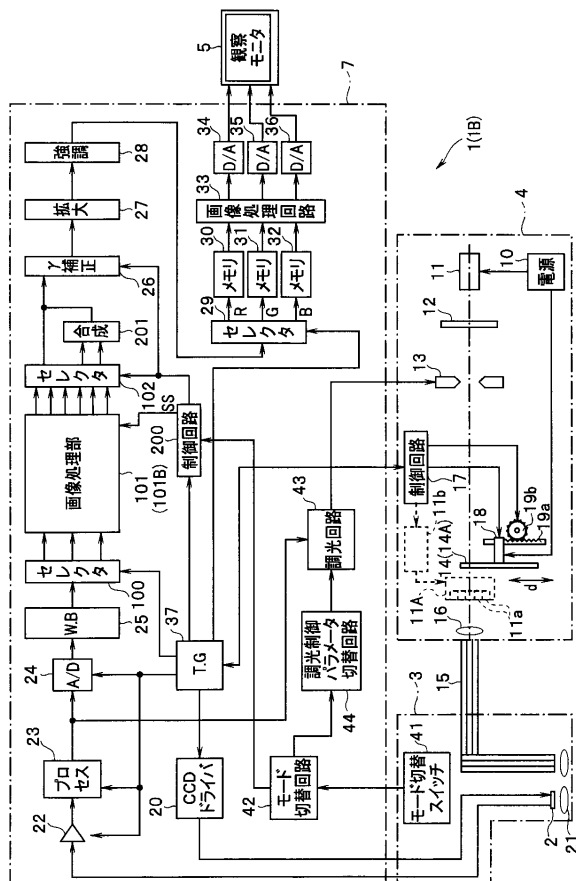
【要約】

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 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。

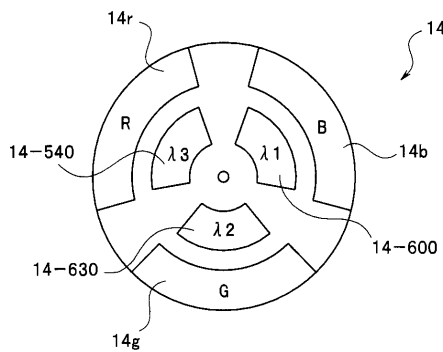
10

20

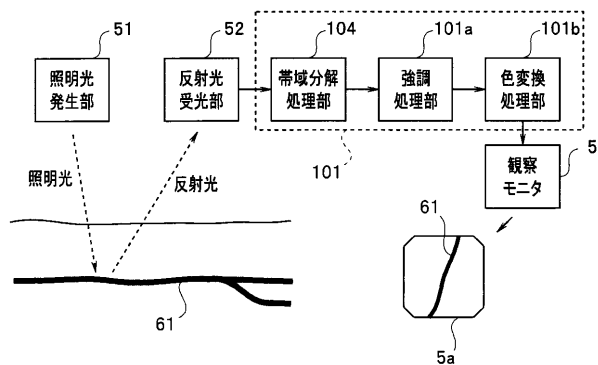
【圖 1】



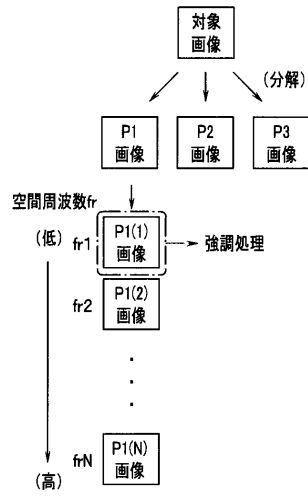
【圖 2】



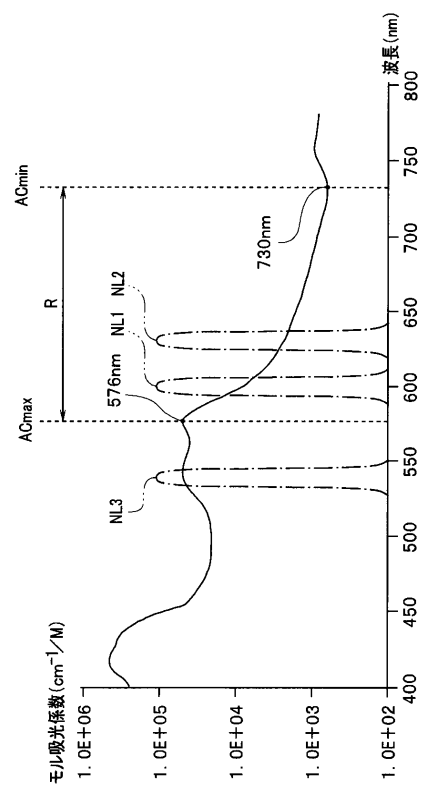
【 図 3 】



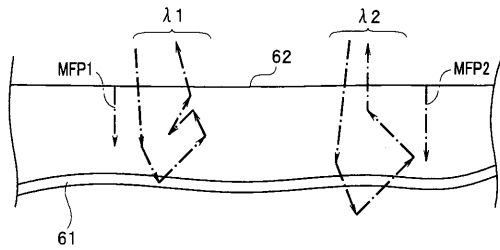
【図4】



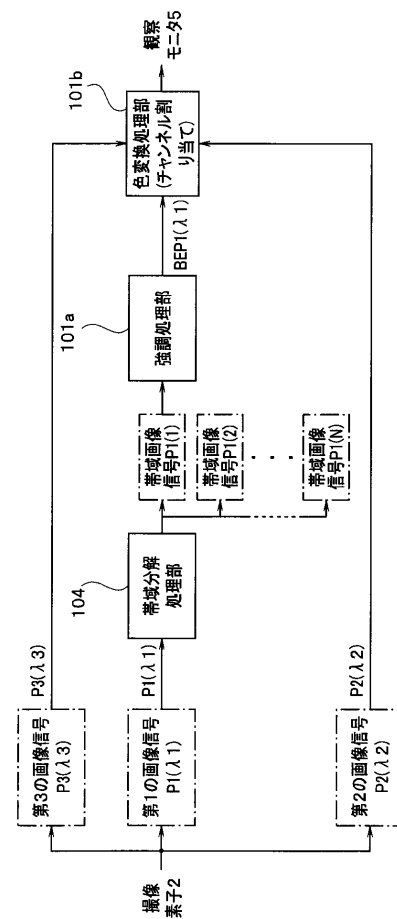
【図5】



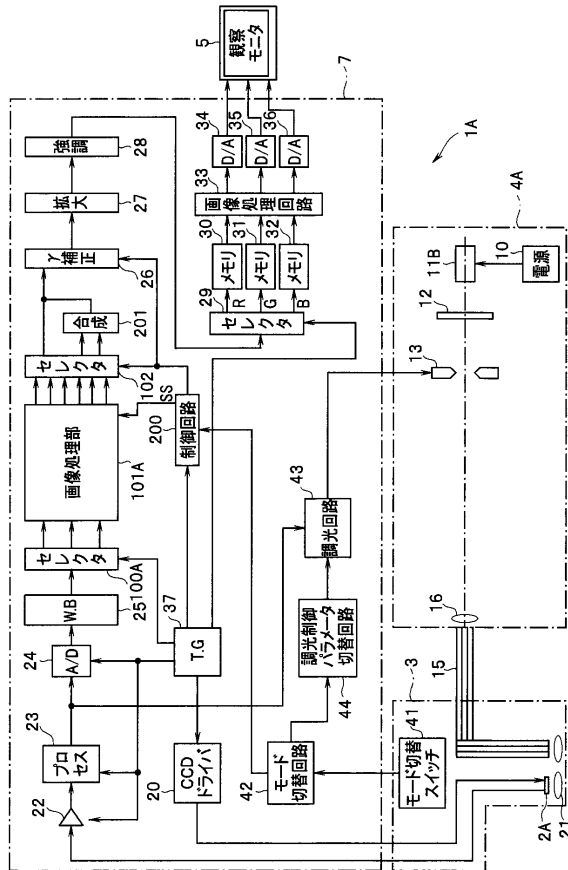
【図6】



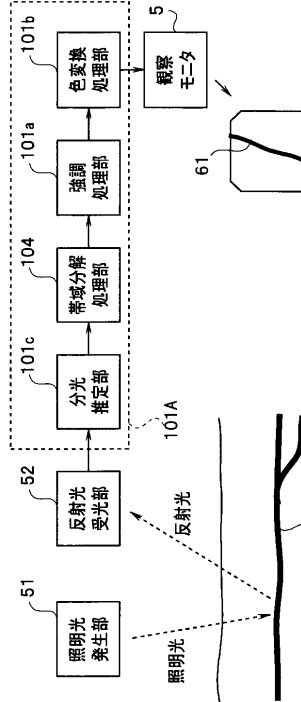
【図7】



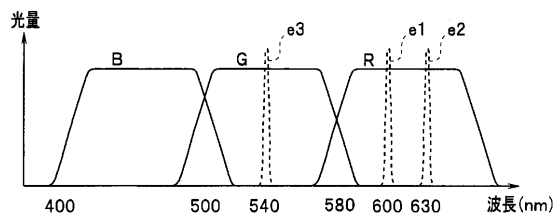
【 図 8 】



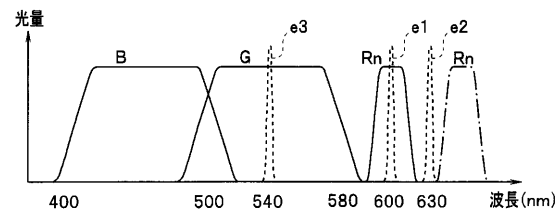
【 図 9 】



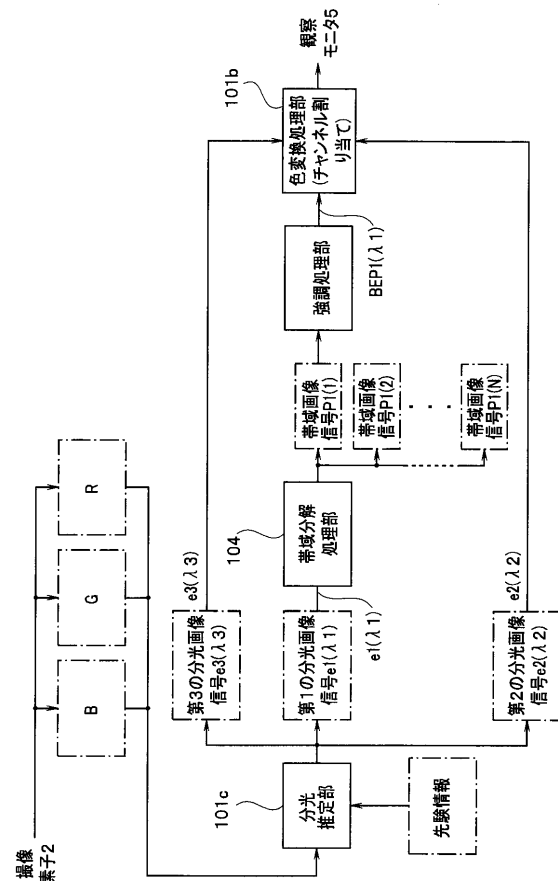
【 ㊦ 1 0 】



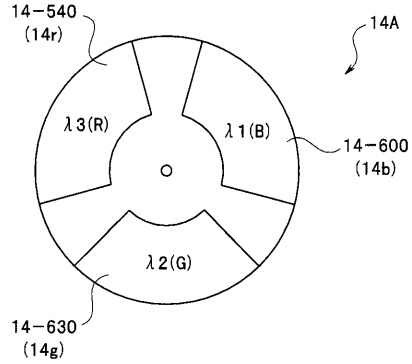
【 ㊦ 1 1 】



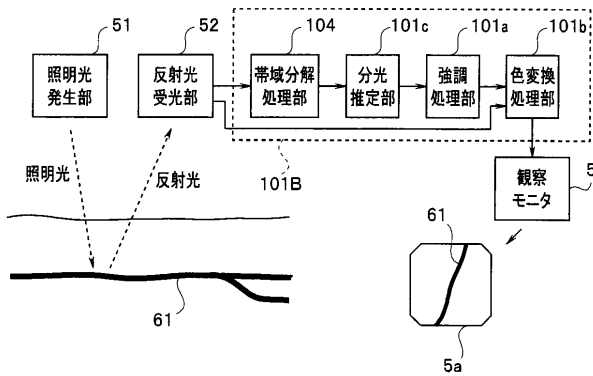
【 図 1 2 】



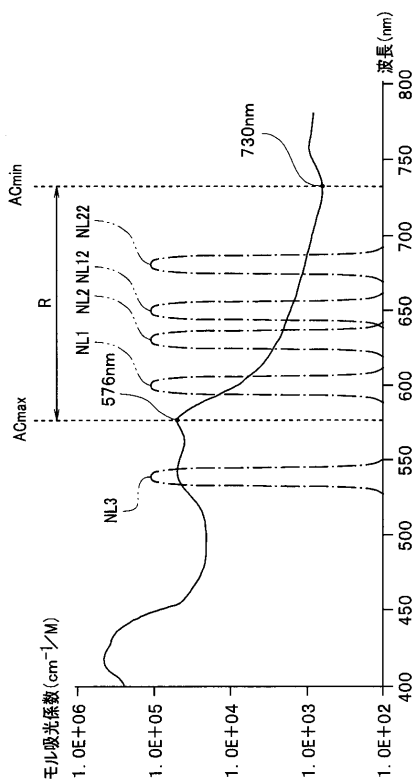
【図13】



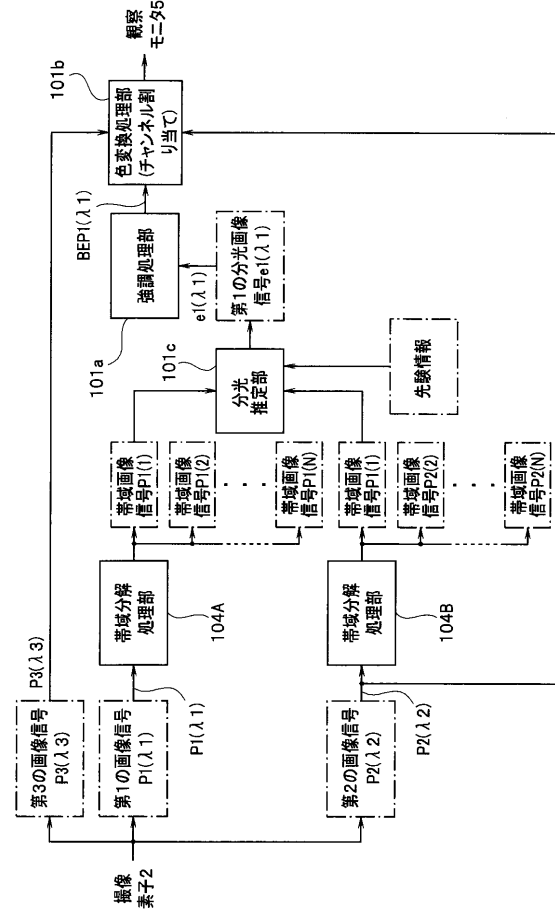
【図14】



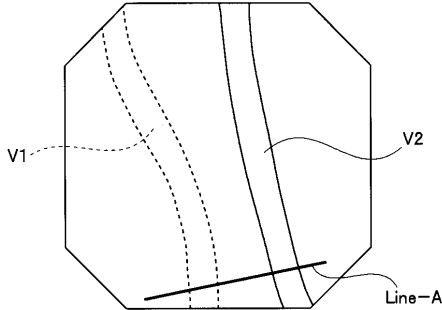
【図16】



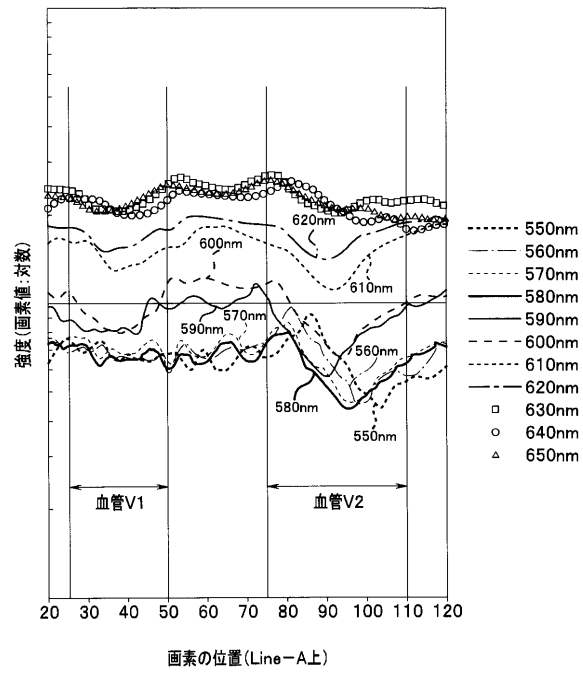
【図15】



【図17】



【図 18】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平4 - 200433 (JP, A)
特開2006 - 141711 (JP, A)
特開平2 - 104332 (JP, A)
特開2008 - 23041 (JP, A)
特開2004 - 202217 (JP, A)
特開2011 - 193983 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26
WPI

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5355827B1	公开(公告)日	2013-11-27
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		
当前申请(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 A61B1/00 A61B1/06 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 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B		
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	JPWO2013145408A1		
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以至少一个或多个具有预定波长带的照明光照射被检体，并且基于该光源装置4的照射来捕捉来自被检体的返回光的图像。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。...

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