

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/145407

発行日 平成27年12月10日 (2015.12.10)

(43) 国際公開日 平成25年10月3日 (2013.10.3)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 46 頁)

出願番号 特願2013-525024 (P2013-525024)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/078741	
(22) 国際出願日 平成24年11月6日 (2012.11.6)	
(11) 特許番号 特許第5427318号 (P5427318)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(45) 特許公報発行日 平成26年2月26日 (2014.2.26)	
(31) 優先権主張番号 特願2012-82288 (P2012-82288)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(32) 優先日 平成24年3月30日 (2012.3.30)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(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 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置 1 は、被検体に対し、所定の波長帯域を有する少なくとも 1 つ以上の照明光を照射する光源装置 4 と、光源装置 4 からの照明光の照射に基づく被検体からの戻り光を撮像する CCD 2 と、CCD 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 の波長帯域の第 1 の画像信号 P1 を出力する画像処理部 101 と、第 1 の画像信号に基づき画像表示を行う観察モニタ 5 と、を備える。

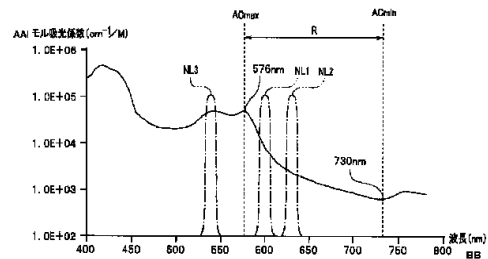


FIG. 4:

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 の波長帯域の第 1 の画像信号を出力する画像出力部と、

前記第 1 の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。

10

【請求項 2】

前記照明部は、前記第 1 の波長帯域に制限する帯域制限部を介して前記少なくとも 1 つ以上の照明光を照射し、

前記画像出力部は、前記撮像部により前記戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて前記第 1 の画像信号を出力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】

前記撮像部は、前記戻り光を、前記第 1 の波長帯域に制限する帯域制限部を介して受光して撮像し、

前記画像出力部は、前記撮像部により前記戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて前記第 1 の画像信号を出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記画像出力部は、前記戻り光の撮像信号に対して分光推定処理を行うことによって、前記第 1 の画像信号を生成して出力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】

前記第 1 の波長帯域は、前記被検体の生体粘膜内の毛細血管と前記毛細血管よりも太い径を有する血管の光の透過率の差が所定値以上となる波長帯域であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 の波長帯域は、波長 585 nm から波長 615 nm の範囲に前記分光特性のピーク波長を有することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

30

【請求項 7】

前記画像出力部は、分光特性のピーク波長を有し、かつ前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域を有する第 2 の画像信号も出力し、

前記表示部は、前記第 1 の画像信号と前記第 2 の画像信号に基づき前記画像表示を行うことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記画像出力部は、分光特性のピーク波長を有し、かつ前記第 1 の波長帯域とは異なる波長帯域に対して分光推定処理を行うことによって、第 2 の画像信号を生成して出力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 9】

前記画像出力部は、分光特性のピーク波長を有し、かつ前記第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域を有する第 2 の画像信号を生成して出力することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 10】

前記第 2 の波長帯域は、波長 610 nm から波長 730 nm の範囲で前記分光特性のピーク波長を有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 11】

前記第 2 の波長帯域は、波長 730 nm 以降の波長帯域に前記分光特性のピーク波長を有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 12】

50

前記第2の波長帯域は、波長400nmから波長585以下の範囲で前記分光特性のピーク波長を有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13】

前記画像出力部は、前記第1の波長帯域とは異なる第2及び第3の波長帯域を有し、かつ分光特性のピーク波長を有する第2及び第3の画像信号も出力し、

前記表示部は、前記第1、前記第2及び前記第3の画像信号に基づき前記画像表示を行うことを特徴とする請求項1から4のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

【請求項14】

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、

前記画像出力部は、前記狭帯域光観察モードのときに、前記第1の画像信号を出力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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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

【背景技術】

【0002】

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

赤外内視鏡装置の場合、例えば、波長805nm付近の近赤外光に吸収ピーク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805nm付近及び930nm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805nm付近の像を緑色信号(G)に、波長930nm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ふ。

【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。

10

20

30

40

50

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】

【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の波長帯域の第1の画像信号を出力する画像出力部と、前記第1の画像信号に基づき画像表示を行う表示部と、を備える。

10

【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】本発明の第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】本発明の第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。

20

【図4】本発明の第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】本発明の第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】本発明の第1の実施の形態に関わる、生体粘膜の表層下の比較的深部にある、比較的太い血管が表示可能となる理論的な根拠を説明するための図である。

【図7】本発明の第1の実施の形態に関わるfの関数を示すグラフである。

【図8】本発明の第1の実施の形態に関わる、酸化ヘモグロビン(HbO₂)と還元ヘモグロビン(Hb)の光の吸収特性を示す図である。

【図9】本発明の第1の実施の形態に関わる、毛細血管CBの径が0.01mmと0.1mmの場合と、太い血管BVの径が1mmと2mmの場合の組み合わせについて算出した結果を示すテーブルである。

30

【図10】本発明の第1の実施の形態に関わる、狭帯域光観察モードにおける内視鏡画像における血管の表示例を説明するための内視鏡画像の例を示す図である。

【図11】本発明の第1の実施の形態に関わる、粘膜表面が血液で覆われて出血している状態を狭帯域光観察モードで撮像して得られた画像の例を説明するための図である。

【図12】本発明の第1の実施の形態に関わる、粘膜表面が血液で覆われて出血している状態を説明するための図である。

【図13】本発明の第1の実施の形態に関わる、粘膜表面の血液溜まり部を狭帯域光観察モードで撮像して得られた画像の例を説明するための図である。

40

【図14】本発明の第1の実施の形態に関わる、画像処理部101の構成を説明するためのブロック図である。

【図15】本発明の第1の実施の形態に関わる、3つの画像信号を用いた内視鏡画像の表示例を説明するための図である。

【図16】本発明の第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17】本発明の第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18】本発明の第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

50

である。

【図 19】本発明の第 2 の実施の形態に関わる、3 つの狭帯域光 B_n, G_n, R_n 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} を推定する場合を説明するための分光特性を示す図である。

【図 20】本発明の第 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 21】本発明の第 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 22】本発明の第 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 23】本発明の第 3 の実施の形態に関わる画像処理部 101B における撮像素子 2 から得られた画像に対する処理の流れを説明するための図である。

【図 24】本発明の第 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 から少なくとも 1 つの狭帯域光の分光推定画像信号 e_1 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 25】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 26】変形例 9 の拡大観察時における画像表示の遷移例を説明するための図である。

【図 27】狭帯域照明光を中心波長 10nm 刻みで時系列的に照射可能な分光内視鏡装置を用いて動物の腹腔内を撮影した画像の模式図である。

【図 28】図 27 の複数のモノクロ画像に対して各画像中の Line-A 上の強度（対数表示された画素値）を縦軸に示したグラフである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態）

（内視鏡装置の構成）

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

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

【0011】

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

【0012】

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

照明手段としての光源装置 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】

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【0017】

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

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。

【0018】

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

30

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

【0019】

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1つは、粘膜の表層部から1~2mmの深部の血管を明瞭に表示するための狭帯域光であり、残りの2つは、さらに深部の血管を表示するための狭帯域光と、表層部近傍の範囲の毛細血管を表示するための狭帯域光である。そのために、光源装置4は狭帯域光観察モードのとき、第1の波長帯域(後述する)に制限する帯域制限手段あるいは帯域制限部を介して少なくとも1つ以上の照明光を照射する照明手段あるいは照明部である。

40

【0020】

ビデオプロセッサ7は、CCDドライバであるCCD駆動回路20、アンプ22、プロセス回路23、A/D変換器24、ホワイトバランス回路(以下、W.Bという)25、セレクトラ100、画像処理部101、セレクトラ102、補正回路26、拡大回路27、強調回路

50

28、セレクタ29、同時化メモリ30、31、32、画像処理回路33、D/A変換器34、35、36、タイミングジェネレータ(以下、T.Gという)37、モード切替回路42、調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44、制御回路200、及び、表示画像生成手段あるいは表示画像生成部としての合成回路201を備えて構成される。

【0021】

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。

【0022】

なお、撮像素子であるCCD2の前面及びライトガイド15の前面に、それぞれ偏光板を、クロスニコルの状態で配設してもよい。クロスニコルの状態の2つの偏光端により、CCD2は、粘膜表面の反射光を受光しないで、主に粘膜深部からの光を撮像することができる。

【0023】

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

【0024】

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

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

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

【0025】

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

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

【0026】

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

【0027】

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

【0028】

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

10

20

30

40

50

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

【0029】

ビデオプロセッサ7内の各回路は、指定されたモードに応じた所定の処理を実行する。通常光観察モードと狭帯域光観察モードのそれぞれに応じた処理が実行されて、観察モニタ5には、通常光観察用画像あるいは狭帯域光観察画像が表示される。観察モニタ5は、後述するように、粘膜の表層部から1~2mm程度の粘膜深部における、直径が1~2mm程度の比較的太い血管の画像信号に基づいて画像表示を行う表示手段あるいは表示部である。

10

【0030】

(狭帯域光観察の全体の処理の流れ)

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

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

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

20

【0031】

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

【0032】

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

30

【0033】

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

40

【0034】

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

【0035】

図1の画像処理部101の色変換処理部101bにおいて、各画像信号を、観察モニタ5のRGBの各チャンネルに割り当て、セレクトア102に供給する。その結果、観察モニタ

50

5の画面5a上には、粘膜深部の比較的太い血管61が、高いコントラストで表示される。よって、術者は、観察モニタ5に表示された、粘膜下層及び固有筋層を走行する血管61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(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4を、生体組織の吸収特性として説明する。

【0036】

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4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、略波長730nmの点で極小値を示している。

10

【0037】

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。

【0038】

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。

20

【0039】

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。

【0040】

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を照射する。

30

【0041】

さらに、ここでは、光源装置4は、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も照射する。

【0042】

さらに、光源装置4は、波長540nm付近の狭帯域光(以下、第3の狭帯域光NL3という)も照射する。第3の狭帯域光NL3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。

40

【0043】

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。

【0044】

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、

50

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。

【0045】

図5に示すように、波長600nm(1)付近の第1の狭帯域光NL1は、血管61の近傍まで到達し、波長630nm(2)付近の第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。よって、この第1の狭帯域光NL1を用いることによって、生体粘膜の表層下の1~2mmの比較的深部にある、直径が1~2mmの比較的太い血管が表示可能となっている。

さらに、後述するように、波長630nm(2)付近の第2の狭帯域光NL2によっても、さらに深部のより太い血管が表示可能となっている。

【0046】

ここで、この波長600nm(1)付近の第1の狭帯域光NL1を用いることによって、生体粘膜の表層下の比較的深部にある、比較的太い血管が高いコントラストで表示可能となる理論的な根拠について説明する。

【0047】

図6は、生体粘膜の表層下の比較的深部にある、比較的太い血管が表示可能となる理論的な根拠を説明するための図である。図6において、比較的太い血管がBVで、毛細血管はCBで示されている。

【0048】

ここでは、入射光に対する戻り光を、入射光に対する透過光とした簡素化したモデルとし、毛細血管に対して、最も戻り光の光量が最大になる波長を求める。

【0049】

図6に示すように、毛細血管CBを媒質とした場合に、毛細血管CBに入力する光の入力光強度 I_0 に対する出力光強度 I_L の比率である透過率は、ランベルト・ベール(Beer-Lambert)の法則から、次の式(1)で示される。

【数1】

$$\frac{I_L}{I_0} = \exp(-\mu L) \quad \dots \text{式(1)}$$

【0050】

ここで、 $L[m]$ は、毛細血管CBの直径である伝搬距離(メートル)で、 $L > 0$ であり、 $\mu [m^{-1}]$ は、単位メートル当たりの吸収係数であり、 $\mu > 0$ である。

【0051】

同様に、図6に示すように、直径 mL の血管BVに入力する光の入力光強度 I_0 に対する出力光強度 I_{mL} の比率である透過率は、次の式(2)で示される。

【数2】

$$\frac{I_{mL}}{I_0} = \exp(-\mu mL) \quad \dots \text{式(2)}$$

【0052】

ここで、 m は、 $m > 1$ であり、 $mL[m]$ は、血管BVの直径である伝搬距離(メートル)である。

【0053】

伝搬距離 L の透過率と伝搬距離 mL の透過率の差 $f(\mu)$ は、上記の式(1)と(2)から、次の式(3)により表される。

10

20

30

40

【数3】

$$f(\mu) = \frac{I_L}{I_0} - \frac{I_{mL}}{I_0} = \exp(-\mu L) - \exp(-\mu mL) \quad \dots \text{式(3)}$$

【0054】

透過率の差 $f(\mu)$ は、常に正の値をとる。

この式(3)の両辺を μ で微分すると、次の式(4)のように整理される。

【数4】

$$\begin{aligned} \frac{df}{d\mu} &= -L \exp(-\mu L) + mL \exp(-\mu mL) \\ &= L \left\{ m \exp(-\mu mL) - \exp(-\mu L) \right\} \quad \dots \text{式(4)} \end{aligned}$$

10

【0055】

式(4)の右辺が0になるには、次の式(5)の条件を満たす場合であり、式(5)から、式(6)を経て、その条件は、式(7)で表される。

【数5】

$$\exp(-\mu L) = m \exp(-\mu mL) \quad \dots \text{式(5)}$$

20

【数6】

$$-\mu L = \ln(m) - \mu mL \quad \dots \text{式(6)}$$

【数7】

$$\mu = \frac{\ln(m)}{(m-1)L} \quad \dots \text{式(7)}$$

【0056】

式(7)に示す μ の値を採る場合に、 f が最大値をとる、すなわち血管BVのコントラストが最大値となる。

【0057】

ここで、式(7)を式(3)に代入すると、 f の最大値 f_{\max} は、次の式(8)で示す値となる。

【数8】

$$f_{\max} = \exp\left\{-\frac{\ln(m)}{m-1}\right\} - \exp\left\{-\frac{m \ln(m)}{m-1}\right\} \quad \dots \text{式(8)}$$

40

【0058】

図7は、 f の関数を示すグラフである。図7に示すように、光路差の異なる2つの透過光の透過率を最大化するためには、式(7)の吸収係数 μ を選択する必要がある。

【0059】

$\mu_a [m^{-1} M^{-1}]$ を1モル当たりの吸収係数とし、 $c [M]$ を吸収物質の濃度(モル)(モル吸収係数)とすると、式(1)は、次の式(9)で表される。

【数9】

$$\mu = c \mu_a \quad \dots \text{式(9)}$$

【0060】

50

1 モル当たりの吸収係数 μ_a [$m^{-1} M^{-1}$] は、式 (7) と式 (9) から、次の式 (10) で表される、この場合に、 f は、最大値 f_{max} をとる。

【数 10】

$$\mu_a = \frac{\ln(m)}{(m-1)cL} \quad \dots \text{式(10)}$$

【0061】

例えば、 L が 0.1 mm (すなわち直径が 0.1 mm) の毛細血管 CB と、 m が 10 (すなわち直径が 1 mm) の太い血管 BV の 2 種類の血管を想定した場合、ヘモグロビン濃度の基準値から c は、略 2.0×10^{-3} [M] と推定される。なお、ここでは、男性のヘモグロビン濃度基準値が 12.4 ~ 17.0 g/dl で、ヘモグロビンの質量モル濃度が 6.6×10^{-4} g/mol とした。

【0062】

この値を、式 (10) に代入すると、吸収係数 μ_a [$m^{-1} M^{-1}$] は、次の式 (11) に示す通りとなる。

【数 11】

$$\begin{aligned} \mu_a &\approx \frac{\ln(10)}{(10-1) \times 2 \times 10^{-3} \times 10^{-4}} = 1.3 \times 10^6 \left[m^{-1} M^{-1} \right] \\ &= 1.3 \times 10^4 \left[cm^{-1} M^{-1} \right] \quad \dots \text{式(11)} \end{aligned}$$

【0063】

図 4 において、縦軸の値が式 (11) の値になる波長は、略 600 nm である。すなわち、波長 600 nm (1) の第 1 の狭帯域光 NL1 を用いることによって、生体粘膜の表層下の比較的深部にある、比較的太い血管が最も高いコントラストで表示可能となる。

以上のように、第 1 の狭帯域光 NL1 の波長帯域は、被検体の生体粘膜下の毛細血管と毛細血管よりも太い径を有する血管の光の透過率の差が所定値以上となる波長帯域である。

図 8 は、酸化ヘモグロビン (HbO_2) と還元ヘモグロビン (Hb) の光の吸収特性を示す図である。図 8 において、実線のグラフが、酸化ヘモグロビン (HbO_2) の吸収特性を示し、一点鎖線のグラフが、還元ヘモグロビン (Hb) の吸収特性を示す。図 8 から、上記の式 (11) を満たす波長は、酸化ヘモグロビン (HbO_2) の場合は、PP1 の点で示す約 590 nm で、還元ヘモグロビン (Hb) の場合は、PP2 の点で示す約 602 nm であることが分かる。なお、光の散乱が無い場合は、光路長と血管の太さは一致するが、光の散乱が無視できない場合は、光路長と血管の太さは一致しないことに注意する必要がある。

【0064】

深部の血管 BV と表層の毛細血管 CB の径には、バラツキがある。そこで、上記の同様の計算を、深部の血管 BV と表層の毛細血管 CB のそれぞれの径を変更した場合について行った。

【0065】

図 9 は、毛細血管 CB の径が 0.01 mm と 0.1 mm の場合と、太い血管 BV の径が 1 mm と 2 mm の場合の組み合わせについて算出した結果を示すテーブルである。図 9 から、式 (11) を満たす波長は、平均値として、酸化ヘモグロビン (HbO_2) の場合は、約 590 nm で、還元ヘモグロビン (Hb) の場合は、約 603 nm である。

【0066】

また、図 9 における最小波長は 586 nm であり、最大波長は 614 nm である。よって、図 9 から、比較的太い血管が高いコントラストで表示可能となる光の範囲は、最小波長である 585 nm から、最大波長である 615 nm である。すなわち、図 8 において点

10

20

30

40

50

線で示す範囲にある波長 600 nm の前後 15 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。

【0067】

図 27 は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。具体的には、540 nm、600 nm、630 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、540 nm から 680 nm に渡って 10 nm ステップで計 15 パターンのモノクロ画像を撮影した。

10

【0068】

図 28 は図 27 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 28 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 28 から略 590 nm ~ 620 nm であることが分かる。

【0069】

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 590 nm ~ 620 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 600 nm の前後 15 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

【0070】

以上のように、生体粘膜の表層から比較的深部の太い血管をコントラスト良く表示するために光源装置 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 を照射する。

【0071】

なお、ここでは、波長 600 nm 付近の狭帯域光の画像信号を生成しているが、上述したように、血管の径のパラッキ等があること、さらに深さも種々あることから、図 4 に示すような、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、所定の波長幅を有して、分光特性のピーク波長を波長帯域の画像信号を生成することによって、粘膜深部の血管を表示させることができる。

30

【0072】

さらに、光源装置 4 は、第 1 の狭帯域光 NL1 による戻り光の吸収特性における値が低かつ生体組織の散乱特性が抑制された分光特性のピーク波長を有しかつ第 1 の狭帯域光 NL1 の波長帯域とは異なる波長帯域の照明光である狭帯域光 NL2 と、被検体の表層部から所定の距離だけ透過可能な第 3 の狭帯域光 NL3 も照射する。

40

【0073】

狭帯域光 NL2 は、狭帯域光 NL1 で表示する血管よりもさらに深部の血管の画像を得るための狭帯域光であり、狭帯域光 NL3 は、表層部の毛細血管の画像を得るための狭帯域光である。

【0074】

次に、画像処理部 101 における処理について説明する。図 10 は、狭帯域光観察モードにおける内視鏡画像における血管の表示例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 ~ 2 mm 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。

50

【 0 0 7 5 】

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、図10に示すように、血管61は内視鏡画像EI上に表示される。

従って、画像処理部101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所定の波長帯域の画像信号P1(1)を出力する画像出力手段あるいは画像出力部を構成する。

【 0 0 7 6 】

また、出願人の行った実験によれば、上記のような狭帯域光NL1を用いて画像を生成すると、粘膜深部の比較的太い血管の表示だけでなく、粘膜からの出血により、粘膜表面が血液で覆われた状態において、出血の流れの状態も表示可能である。

10

【 0 0 7 7 】

従来は、白色光観察では、粘膜表面が血液で覆われてしまうと、出血を起こしている場所、すなわち出血点、が見えないので、術者は、その出血を止める処置を迅速に行うことができない。これに対して、本実施の形態によれば、血液の下の粘膜表面の出血点を探し出し易くなるので、術者は、迅速に止血処置を行うことができる。

【 0 0 7 8 】

図11は、粘膜表面が血液で覆われて出血している状態を狭帯域光観察モードで撮像して得られた画像の例を説明するための図である。図12は、粘膜表面が血液で覆われて出血している状態を説明するための図である。

20

【 0 0 7 9 】

図11に示すように、粘膜71の粘膜表面71a上の出血点72から出血して、粘膜表面71aは出血した血液73(点線で示す)により覆われてしまう場合がある。上記の狭帯域光観察モードで血液73を観察すると、図11に示すように、波長600nm付近の狭帯域光は血液73を透過して、粘膜表面71a上の出血点72から流れる血液が表示される。これは、出血点72から噴出する血液の密度(すなわち濃度)は、出血点72付近では高いからである。よって、出血点72から流れ出る血液の流れBFが視認できるので、血液73の下の出血点72を特定することができ、術者がその出血点72に対して止血処置を迅速に行うことができ、ひいては、手術時間の短時間化に繋がる。

30

【 0 0 8 0 】

さらにまた、上記のような狭帯域光NL1を用いて画像を生成すると、体内に血液溜まりがあったとしても、粘膜下の血管も表示可能である。図13は、粘膜表面の血液溜まり部を狭帯域光観察モードで撮像して得られた画像の例を説明するための図である。体内における血液の溜まり部は、処置により出血と水が混ざってできる。そのような血液溜まり部は、白色光観察では、血液の赤色で観察されるだけである。

【 0 0 8 1 】

上記の狭帯域光観察モードで血液溜まり部74を観察すると、図13に示すように、波長600nm付近の狭帯域光は血液溜まり部の水を含む血液73を透過して、粘膜表面71a下の血管61が表示される。

よって、術中に狭帯域光観察モードにすると、観察モニタには、血液溜まり部の下の粘膜表面下の血管61を見ることができる。

40

【 0 0 8 2 】

次に、画像処理部101の処理について説明する。画像処理部101は、色変換処理部101bを有し、色変換処理を実行する。

【 0 0 8 3 】

(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1の画像信号P1(1)と、第2の画像信号P2(2)と、第3の画像信号P3(3)が入力される。

【 0 0 8 4 】

50

図14は、画像処理部101の構成を説明するためのブロック図である。撮像素子からの3つの画像信号は、色変換処理部101bに入力される。色変換処理部101bは、第1の画像信号P1(1)、第2の画像信号P2(2)及び第3の画像信号P3(3)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。

【0085】

波長600nm付近の狭帯域光NL1により、深部の血管61をコントラスト高く表示するために、色変換処理部101bは、モノクロ画像として観察モニタ5に出力するように、第1の画像信号P1(1)を、BGRの3チャンネルに割り当てる。なお、モノクロ画像表示回路がある場合には、第1の画像信号P1(1)をモノクロ画像表示回路に入力して、モノクロ画像として観察モニタ5に出力するようにしてもよい。

10

【0086】

その結果、狭帯域光観察モードにおいて、内視鏡画像EI上で、図10に示す血管61はモノクロでコントラスト高く表示される。また、図11の血液の流れBFや、図13の血液溜まり下の血管もモノクロでコントラスト高く表示される。

従って、画像処理部101は、撮像手段あるいは撮像部であるCCD2により戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて第1の画像信号P1(1)を出力する画像出力手段あるいは画像出力部を構成する。

【0087】

なお、色変換処理部101bにおいて、第1の画像信号P1(1)に加えて、第2の画像信号P2(2)と第3の画像信号P3(3)の少なくとも1つを用いて、色変換処理を行うようにしてもよい。以下、色変換処理部101bの色変換処理の変形例1~3を説明する。

20

【0088】

まず、変形例1について説明する。

変形例1の色変換処理部101bでは、第1の画像信号P1(1)と、第2の画像信号P2(2)と、第3の画像信号P3(3)とを、それぞれG,R,Bのチャンネルに割り当てる処理が行われる。

【0089】

ここでは、例えば、色変換処理部101bでは次の式(12)の処理が行われ、第1の画像信号P1(1)の輝度値ImA(1)、第2の画像信号P2(2)の輝度値Im(2)及び第3の画像信号P3(3)の輝度値Im(3)が、それぞれG,R,Bチャンネルに割り当てられる。

30

【数12】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Im(\lambda 3) \\ ImA(\lambda 1) \\ Im(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(12)}$$

【0090】

式(12)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。

40

【0091】

図15は、3つの画像信号を用いた内視鏡画像の表示例を説明するための図である。実線で示す深部の血管61は、やや赤っぽい色で表示され、さらに血管61よりもさらに深い血管61A(一点鎖線で示す)は、青色~黒色で表示され、点線で示す毛細血管61Bは、略黄色で表示される。特に、生体組織の粘膜、さらに粘膜表面上の血も、略黄色で表示される。

【0092】

なお、ここでは、第3の狭帯域光NL3は、波長540nm付近の光であるが、表層情報

50

を得るために、より波長の短い青色の光、例えば波長 460 nm 付近や波長 415 nm 付近の光でもよい。

吸収度が高い波長 600 nm 付近の狭帯域光 NL1 を G チャンネルに、吸収度が狭帯域光 NL1 よりも低い波長 630 nm 付近の狭帯域光 NL2 を R チャンネルに割り当てることにより、深部の血管 61 と 61A のそれぞれを、生体組織の表層色とは異なる色（やや赤っぽい色）で表示できる。

また、生体組織の粘膜表面上に出血による血があっても、深部の血管 61 及びさらに深部の血管 61A は、異なる色で表示されるので、術者にとって視認し易い。

【0093】

3つの画像信号を用いた場合、図11及び図12で説明した出血点72は、黄色と橙色が交互に変化する。これは、出血点72における血液の密度（すなわち濃度）、もしくは血液層の厚みが、出血時には、ダイナミックに変化するからである。また、出血点72から遠い場所では、血液の密度もしくは血液層の厚みはダイナミックには変化しないので、血液の色調は、黄色もしくは橙色のままとなる。

【0094】

このように、3つの画像信号を用いた場合、出血点72付近では、画像中の色調が変化するので、術者は、出血点72を色調変化により認識し易い。また、血液73の層の厚さも、黄色と橙色の変化により、術者は認識することもできる。

【0095】

3つの画像信号を用いた場合、図13で説明した出血下の血管だけでなく、血液中の異物の視認性が改善されるという効果も生じる。これは、Rチャンネルの帯域信号に最も重みを付けて調光した場合、波長600 nm 付近と波長630 nm 付近の2つの狭帯域光の光は、吸収特性が弱いため、血液を透過し易いので、通常光観察モード時の白色光観察時の画像よりも、血液中の異物が見えやすくなる。波長600 nm 付近と波長630 nm 付近の2つの狭帯域光の光は、血液だけでなく、胆汁、尿なども透過し易いので、これらの液体中の異物、もしくは液下の異物も見え易い。

【0096】

なお、第1の画像信号P1（1）と、第2の画像信号P2（2）と、第3の画像信号P3（3）とを、それぞれG、B、Rのチャンネルに割り当てるようにしてもよい。その場合、式（12）のマトリックスの各値に係数を乗算する等の各画像信号の強度調整等を行うことによつて、上記の式（12）の色変換処理により得られる画像と同様の表示画像を観察モニタ5に表示させることができる。

【0097】

なお、色変換処理101bでは、上記の式（12）に代えて、次の式（13）を用いてもよい。

【数13】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \dots \text{式(13)}$$

【0098】

式（13）によれば、深部の血管61は、やや青色あるいは青緑色で示されると共に、表層の毛細血管も赤っぽく表示されるので、術者に分かり易い。

【0099】

さらになお、色変換処理101bでは、上記の式（12）に代えて、次の式（14）を用いてもよい。

10

20

30

40

【数 1 4】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0.5 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式(14)}$$

【0 1 0 0】

さらになお、色変換処理 1 0 1 b では、上記の式 (1 2) に代えて、次の式 (1 5) 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、 : : = 0 . 5 6 : 1 . 0 0 : 1 . 1 7) 。この場合、深部血管の色調は青緑色、粘膜の色調は通常観察と類似するため術者がストレスなく観察しやすい。また、 は略2.3~2.7、 は略2.3~2.7、 は略1.7~2.1の数値 (例えば、 : : = 1 . 0 0 : 1 . 0 0 : 0 . 7 6) とすることで、表層および深部の血管の観察が容易となる。

10

【数 1 5】

$$\begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & 0 & 0 \\ \beta & 0 & 0 \\ 0 & \gamma & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{Im}(\lambda 3) \\ \text{ImA}(\lambda 1) \\ \text{Im}(\lambda 2) \end{pmatrix} \quad \cdots \text{式(15)}$$

20

【0 1 0 1】

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 2) 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 付近の狭帯域光をRチャンネルに割り当てるようにしてもよい。

【0 1 0 2】

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

30

【0 1 0 3】

ここで、色バランス調整について説明する。

例えば、式 (1 2) 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 1 0 4】

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 1 0 5】

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

【0106】

次に変形例2について説明する。ここでは、特に言及しない限り、色バランスの調整のためのゲイン調整は行っていない、すなわちそれぞれのゲインは1とする。

変形例2では、3つの画像信号のうち2つの画像信号に対してチャンネル割当てが行われる。

【0107】

一つの例として、変形例2の色変換処理部101bでは、第1の画像信号P1(1)をG,Bのチャンネルに割り当て、第2の画像信号P2(2)をRのチャンネルに割り当てる処理が行われるようにしてもよい。

このような割当ての場合、内視鏡画像EIでは、出血や深部の血管は、やや赤っぽい色で表示され、粘膜は、白っぽく表示され、表層の毛細血管は、略表示されない。

【0108】

変形例3として、色変換処理部101bにおいて、第1の画像信号P1(1)をRのチャンネルに割り当て、第3の画像信号P3(3)をG,Bのチャンネルに割り当てる処理が行われるようにしてもよい。

このような割当ての場合、内視鏡画像EIでは、出血や粘膜は、やや赤っぽい色で表示され、深部の血管は緑系の色で表示される。

【0109】

また、この場合、各チャンネルのゲイン調整をしてもよい。例えば、第3の画像信号P3(3)を割り当てるG,Bのチャンネルのゲインを、第1の画像信号P1(1)を割り当てるRのチャンネルのゲインよりも、1.3倍から1.5倍程度にすると、出血や粘膜は、赤っぽい色で表示され、深部の血管は青系から緑系の色で表示される。

【0110】

例えば、第3の画像信号P3(3)を割り当てるG,Bのチャンネルのゲインと、第1の画像信号P1(1)を割り当てるRのチャンネルのゲインとを、B,R,Gの順で高くなるように設定すると、出血や粘膜は、茶色で表示され、深部の血管は青系から緑系の色で表示される。

【0111】

さらに、例えば、第3の画像信号P3(3)を割り当てるG,Bのチャンネルのゲインと、第1の画像信号P1(1)を割り当てるRのチャンネルのゲインとを、B,G,Rの順で高くなるように設定すると、出血や粘膜は、赤っぽい色で表示され、深部の血管は緑系の色で表示される。

【0112】

以上のように、上述した実施の形態によれば、撮像素子2からの3つの画像信号の中から、第1の画像信号P1を用いて、粘膜深部の比較的太い血管を明瞭に表示する内視鏡装置1を実現することができる。

【0113】

すなわち、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。

【0114】

また、第1から第3の画像信号P1,P2,P3の中の2つ又は3つの画像信号を用いて、色変換処理部101bにおいて、第1の画像信号P1、第2の画像信号P2及び第3の画像信号P3

10

20

30

40

50

に対して、チャンネル割り当てを行って、観察モニタ5へ出力するようにすれば、比較的深い血管、粘膜表層の毛細血管等も表示することができる。

【0115】

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

例えば、波長540nm付近の第3の狭帯域光NL3を用いているので、表層部の毛細血管の状態も、太い血管と同時に、観察モニタ5の画面上に表示される。さらに、波長630nm付近の第2の狭帯域光NL2を用いているので、より深部の血管の状態も一緒に、観察モニタ5の画面上に表示される。

【0116】

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。

【0117】

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

【0118】

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

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

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

【0119】

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、CCD2はモノクロ撮像素子でなく、第1の狭帯域光NL1を透過する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。

【0120】

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730nmにおける吸収係数)よりも長い波長帯域の光であってもよい。つまり、第2の狭帯域光NL2の波長は、第1の狭帯域光NL1の波長よりも吸収係数が低く、かつ生体組織の散乱特性が抑制された波長帯域である、例えば、740nm, 770nm, 805nm, 810nm, 850nm, 870nm, 880nm, 910nm, 940nm, 1020nm, 1300nmを用いても上述した効果と同等の効果を得ることができる(例えば、狭帯域光NL2を740nm~1300nmのいずれかの波長に設定する場合、狭帯域光NL1は576nm以上で、かつ、少なくとも630nm以下の何れかの波長を設定する)。なお、第2の狭帯域光NL2は、光源装置としてキセノン光源、LED、LDの何れを搭載した場合でも生成することができる。

10

20

30

40

50

【0121】

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。

【0122】

(第2の実施の形態)

第1の実施の形態では、第1の狭帯域光NL1を含む少なくとも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色変換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色変換処理が行われる。すなわち、上述した第1の実施の形態では、第1の狭帯域光NL1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色変換処理が行われるが、本実施の形態では、第1の狭帯域光NL1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色変換処理が行われる。

10

【0123】

図16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16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。なお、図16においても、CCD2の前面及びライトガイド15の前面に、それぞれ偏光板を、クロスニコルの状態で配設してもよい。

20

図16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。

【0124】

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

30

セレクタ100Aは、RGBの3つの画像信号を、画像処理部101Aに出力する。画像処理部101Aは、分光推定部を有し、狭帯域光観察モードのときは、波長600nm付近の分光推定画像信号を出力する。ここでは、画像処理部101Aの分光推定部は、狭帯域光観察モードのときは、3つの画像信号、具体的には波長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出力する。

【0125】

図17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17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、色変換処理部101bに加えて、分光推定部101cを含む。すなわち、画像処理部101Aは、戻り光の撮像信号に対して分光推定処理を行うことによって、第1の画像信号を生成して出力する画像出力手段あるいは画像出力部を構成する。ここでは、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色変換処理部101bへ出力する。

40

【0126】

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

50

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。

【0127】

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。

【0128】

図 18 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 18 における 3 つの広帯域光 B, G, R は撮像素子 2A のカラーフィルタにより得られ、その 3 つの広帯域光 B, G, R の画像信号が分光推定部 101c に入力される。

10

【0129】

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、少なくとも 1 つの狭帯域光の分光推定画像信号 e1 を推定する。ここでは、図 18 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、色変換処理部 101b に供給される。

20

【0130】

なお、3 つの広帯域光のうち 2 つの広帯域光の画像信号、例えば広帯域光 G, R の画像信号から、少なくとも 1 つの分光推定画像信号 e1 (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。

【0131】

さらにまた、図 18 に示すような広帯域光でなく、図 19 に示すような狭帯域光の画像信号から、分光推定画像信号 e1 (ここでは 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。

【0132】

図 19 は、3 つの狭帯域光 Bn, Gn, Rn の画像信号から、3 つの狭帯域光の分光推定画像信号 e1, e21, e31 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、分光推定部 101c では、3 つの狭帯域光の画像信号 Bn, Gn, Rn から、3 つの分光推定画像信号、すなわち、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 を推定する。

30

【0133】

なお、少なくとも 1 つの狭帯域光と少なくとも 1 つの広帯域光から、少なくとも 1 つの分光推定画像信号 e1 を分光推定して得るようにしてもよい。すなわち、図 18 の 3 つの広帯域光の少なくとも一つが狭帯域光であったり、図 19 の 3 つの狭帯域光の少なくとも一つが広帯域光であったりしてもよい。

40

【0134】

また、3 つの狭帯域光 Bn, Gn, Rn は、図 18 あるいは図 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、3 つの照明光 (すなわち 3 つの狭帯域光 Bn, Gn, 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。

【0135】

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 18 あるいは図 19 に示したよ

50

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。

【0136】

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。

【0137】

図20は、本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。

【0138】

色変換処理部101bは、第1の分光推定画像信号e1と、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。

【0139】

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。

【0140】

本実施の形態の内視鏡においても、上述した色変換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、観察モニタ5の画面上に明瞭に表示される。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。

【0141】

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、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。

また、図18もしくは図19に示す第2の分光推定画像e2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の分光推定画像e2の波長は、第1の分光推定画像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の分光推定画像e2の波長を740nm~1300nmのいずれかの波長に設定する場合、第1の分光推定画像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)。

【0142】

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。

【0143】

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。

【0144】

(第3の実施の形態)

第1の実施の形態では、第1の狭帯域光NL1を含む少なくとも1つの狭帯域光を照明光

10

20

30

40

50

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色変換処理が行われ、第2の実施の形態では、生体組織に、第1の狭帯域光NL1を含む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色変換処理が行われるが、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色変換処理が行われる。

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、本実施の形態に関わる回転フィルタ14Aの構成を示す図である。図21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。

【0145】

図22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22において、図17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、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、分光推定画像信号に対して色変換処理が行われる。

【0146】

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600nm付近の第1の分光推定画像信号e1と、波長540nm付近の第3の分光推定画像信号e3が、分光推定処理により推定されて色変換部101bへ出力される。

【0147】

図23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23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。

【0148】

色変換処理部101bは、分光推定画像信号e1と、分光推定画像信号e3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、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。

【0149】

図24は、3つ(あるいは2つ)の広帯域光の画像信号B,G,Rから少なくとも1つの狭帯域光の分光推定画像信号e1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。なお、ここでは、3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が推定される。

【0150】

そして、図23に示すように、分光推定部101cは、被検体からの戻り光の少なくとも2つの撮像素子(ここでは3つの撮像素子B,G,R)に基づき、分光画像信号e1,e3を信号処理によって分光推定して生成し、出力する。

【0151】

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e1,e3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、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。

【0152】

よって、分光推定により得られた分光画像信号e1のみを、上述したようにモノクロ表示するように色変換処理をすれば、粘膜下の太い血管61を明瞭に表示することができると

10

20

30

40

50

共に、他の2つの画像信号、すなわち分光画像信号e3とリアルな画像信号R、の少なくとも一つも含めて色変換処理して表示すれば、粘膜下の太い血管61だけでなく、表層の毛細血管や、さらに深部の太い血管も併せて観察モニタ5に表示可能となる。

【0153】

なお、上述した例では、波長540nm付近の第3の画像信号を分光推定により得ているが、波長630nm付近の第2の画像信号を分光推定により得て、リアルな画像として、画像信号Bを用いてもよい。

【0154】

さらに、リアルな画像信号を得るための照明光は、図19で説明した狭帯域光であってもよい。

さらになお、図23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るようにしてもよい。すなわち、第2の実施の形態で説明したような光源装置4Aと、撮像素子2Aのカラーフィルタを用いて、3つの広帯域光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1Bによっても、上述した内視鏡装置1及び1Aと効果と同様の効果を得ることができる。

【0155】

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

【0156】

本実施の形態の内視鏡においても、上述した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、観察モニタ5の画面上に明瞭に表示される。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。

【0157】

また、第3の狭帯域光NL3に対応する分光推定画像信号e3または狭帯域光Gn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、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、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。

また、第2の狭帯域光NL2、もしくは、第2の分光推定画像信号e2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730nmにおける吸収係数）よりも長い波長帯域の光であってもよい。つまり、第2の狭帯域光NL2、もしくは、第2の分光推定画像信号e2の波長は、第1の狭帯域光NL1、もしくは、第1の分光推定画像信号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の狭帯域光NL2、もしくは、第2の分光推定画像信号e2の波長を740nm~1300nmのいずれかの波長に設定する場合、第1の狭帯域光NL1、もしくは、第1の分光推定画像信号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）。

【0158】

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。

【0159】

（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

10

20

30

40

50

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。

【0160】

(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。

10

【0161】

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。

【0162】

20

(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。

【0163】

30

(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、波長可変レーザーを用いてもよいし、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。

【0164】

(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ーにより生成し、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、レーザーにより生成するようにしてもよい。レーザー光を用いると、深さ方向におけるノイズを少なくすることができる。

40

【0165】

(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、波長600nm付近の狭帯域光の画像により、粘膜深部の比較的太い血管を明瞭に表示しているが、より深部の血管を明瞭に表示するために、より長い波長の狭帯域光の画像も用いることができるようにしてもよい。そして、その場合、上述した波長600nm付近と波長630nm付近の組み合わせで、観察モニタ5に表示させていたが、他の組み合わせも予め用意しておき、術者が複数の組み合わせの中から、所望の組み合わせを選択できる

50

ようにしてもよい。

【0166】

内視鏡装置1(或いは1A, 1B)が、2つの表示画像の組み合わせとして、波長600nm付近の第1の画像信号NL1と波長630nm付近の第2の画像信号NL2を用いる第1の組み合わせと、波長650nm付近の第1の画像信号NL12と波長680nm付近の第2の画像信号NL22を用いる第2の組み合わせとを有し、術者は、2つの組み合わせの中から所望の組み合わせを選択するようになる。

【0167】

このような構成によれば、術者は、組み合わせを選択することによって、血管の深さを変えながら、所望の深さの血管を明瞭に表示させ、かつ第2の画像信号によりさらにより深部の血管も併せて表示させて観察することが可能となる。

10

【0168】

図25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25では、2つの組み合わせの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の組合せであり、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。

【0169】

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。

20

【0170】

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ため、より深部の画像が明瞭に表示される。よって、術者がより深部の血管を表示させたい場合、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、所望の深さの血管を明瞭に表示させることが可能となる。

各組合せの2つの波長は、同じようなコントラストを得るようになるために、略同じ波長差を有していることが好ましい。

30

【0171】

2つ以上の組合せは、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って、実現することができる。

【0172】

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明瞭に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。

【0173】

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明瞭に表示させる場合には、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。

40

【0174】

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。

【0175】

以上のように、複数の表示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

50

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、所望の血管を明瞭に表示させることが可能となる。

【0176】

（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も含む）では、第1の画像信号NL1と第2の画像信号NL2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。

10

【0177】

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。

【0178】

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明瞭に表示させることができる。

20

【0179】

（変形例8）

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。

【0180】

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。

【0181】

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に、被写体に照射するようにしてもよい。

30

【0182】

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。

40

【0183】

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が行われる。

【0184】

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。

50

【0185】

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。

【0186】

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、高いコントラストで表示される。

10

【0187】

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。

【0188】

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。

20

【0189】

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高いコントラストに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。

30

【0190】

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8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。

【0191】

(変形例9)

さらに、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）に係る内視鏡装置を用いて、通常光観察モードの通常光画像と、狭帯域光観察モードの狭帯域光画像を並列表示させるようにしてもよい。

40

【0192】

例えば、ESD等の処置を行う場合、術者が病変部を特定してから、切開して剥離するまでは、粘膜深部の太い血管を明瞭に表示する狭帯域光観察モードの狭帯域光画像を観察モニタ5に表示させることができる。なお、術者が病変部を特定してから、切開して剥離するまでは、狭帯域光観察モードの狭帯域光画像と通常光観察モードの通常光画像を観察モニタ5に並列表示させるようにしてもよい。

【0193】

術者は、観察モニタ5に表示された狭帯域光画像（あるいは狭帯域光画像と通常光画像

50

の並列表示)を見ながら、止血処置を行う。上述したように、出血しているときには、血液下に出血点がある場合もあり、止血処置は、狭帯域光画像を見ながら行う方がよい場合があるからである。

【0194】

狭帯域光画像と通常光画像の並列表示がされているとき、術者は、止血処置が終了した後の止血の状態の確認は、通常光画像を見て行うことができる。狭帯域光画像のみが表示されているときは、術者は、止血処置が終了した後の止血の状態の確認は、内視鏡装置を通常光観察モードに変更して通常光画像を観察モニタ5に表示させて、行うことができる。

【0195】

また、従来より、白色光下の画像による通常光観察、及び波長415nm付近と540nm付近の狭帯域光を用いた従来の狭帯域光観察も行われているが、これらの観察モードに、上記の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)に係る粘膜深部の血管を明瞭に表示する新たな狭帯域光観察モードを加えることにより、例えば病変の深達度診断が、より有効に行うことができる。

【0196】

内視鏡診断では、病変部の観察が行われる。通常光画像あるいは従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と波長540nm付近の狭帯域光に対応する画像)を観察モニタ5に表示させながら、必要に応じて、病変部を拡大表示して、病変の深達度診断が行われる場合がある。

【0197】

この場合、従来は、従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と波長540nm付近の狭帯域光に対応する画像)を拡大して、術者は、病変の深達度診断を行っている。

しかし、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)に係る内視鏡装置を用いて、従来の狭帯域光画像と共に新たな狭帯域光画像も観察モニタ5に表示させるようにすれば、術者は、病変の深達度診断をより精度良く行うことができる。

【0198】

図26は、変形例9の拡大観察時における画像表示の遷移例を説明するための図である。まず、術者は、通常光画像あるいは従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と波長540nm付近の狭帯域光に対応する画像)E1を観察モニタ5に表示させながら、病変部の観察あるいは診断を行う。診断中に、拡大表示を指示すると、観察モニタ5に、拡大された従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と540nm付近の狭帯域光に対応する画像)E2を表示させることができるだけでなく、術者の指示により、従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と波長540nm付近の狭帯域光に対応する画像)E1と新たな狭帯域光画像(例えば、波長600nm付近の狭帯域光に対応する画像)を含む画像E3を表示させることも可能となる。

【0199】

この画像E3は、従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と波長540nm付近の狭帯域光に対応する画像)と新たな狭帯域光画像(例えば、波長600nm付近の狭帯域光に対応する画像)を並列表示した画像でもよいし、従来の狭帯域光画像(波長415nm付近と波長540nm付近の狭帯域光に対応する画像)と新たな狭帯域光画像(例えば、波長600nm付近の狭帯域光に対応する画像)を重畳表示した画像でもよい。

画像E3は粘膜表面からより深い血管の画像も含むので、術者は、癌などの病変の深達度診断をより精度よく行うことができる。

【0200】

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。

【0201】

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

10

20

30

40

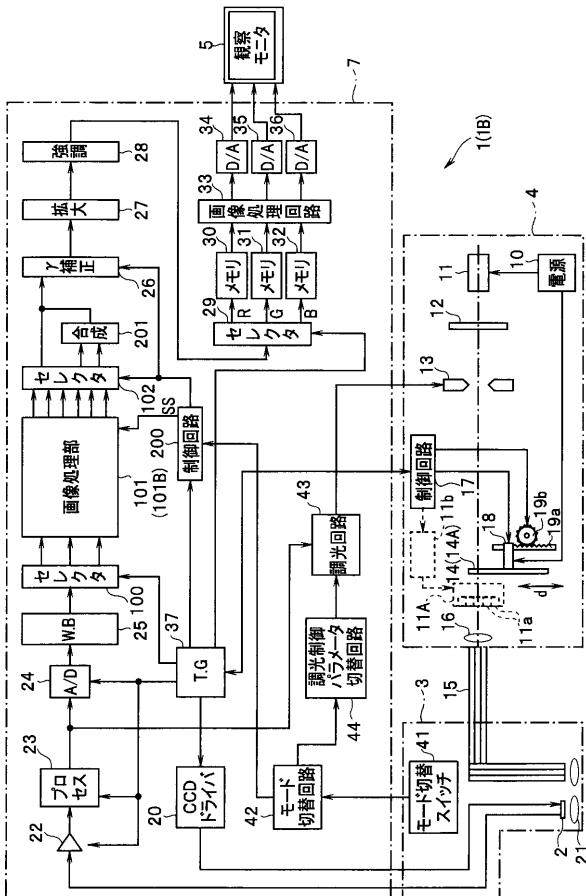
50

围において、種々の変更、改変等が可能である。

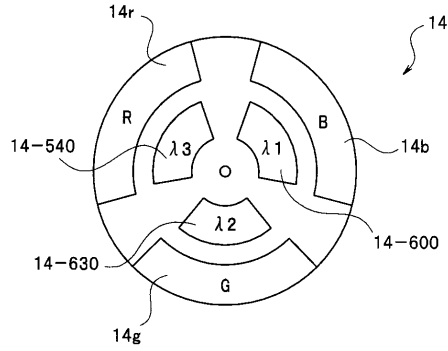
【 0 2 0 2 】

本出願は、2012年3月30日に日本国に出願された特願2012-82288号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

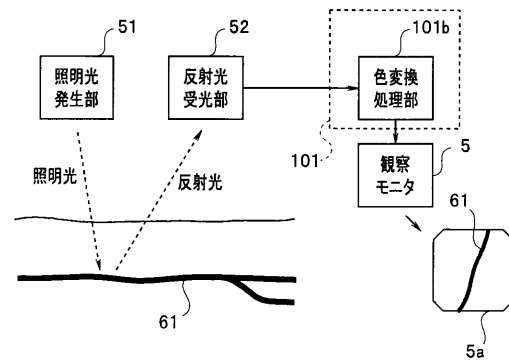
【 図 1 】



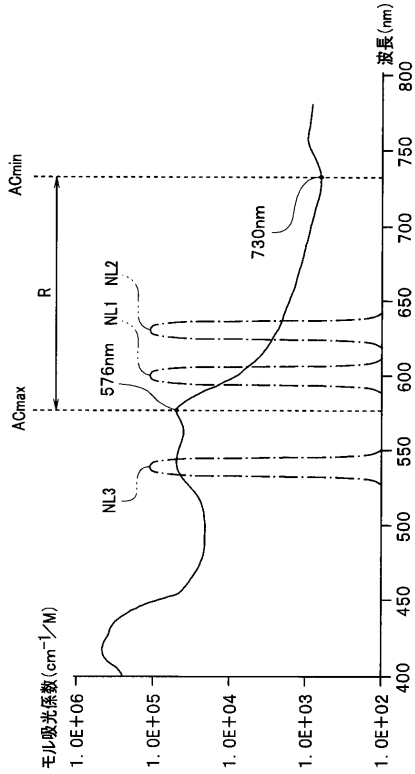
【 図 2 】



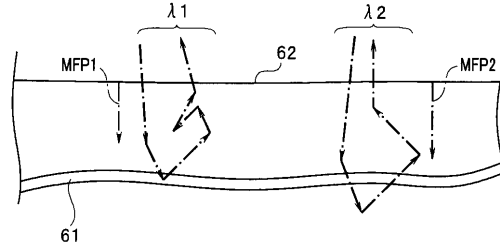
【 図 3 】



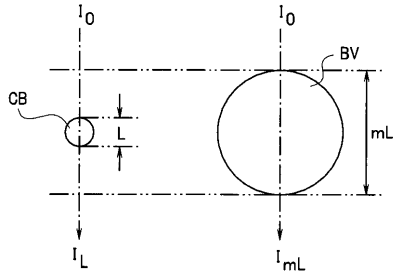
【 図 4 】



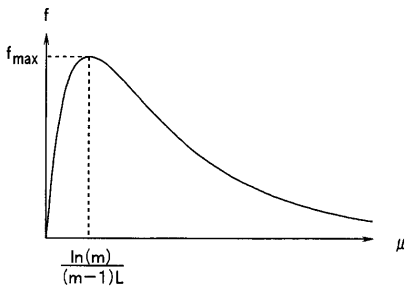
【 図 5 】



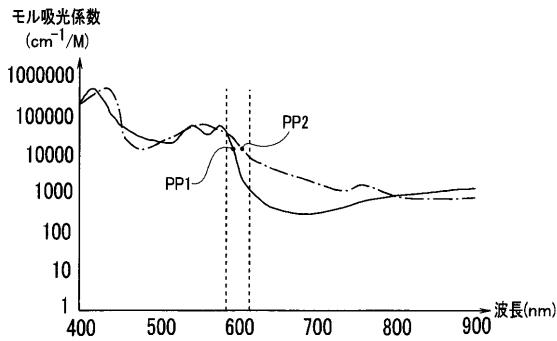
【 図 6 】



【 図 7 】



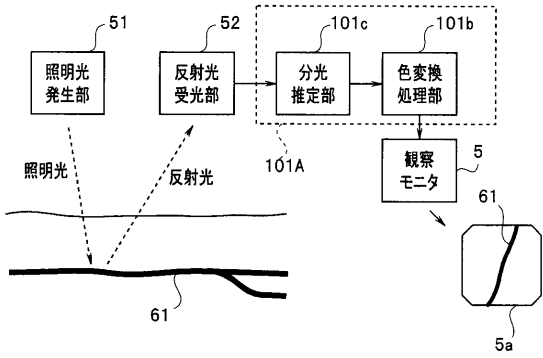
【 図 8 】



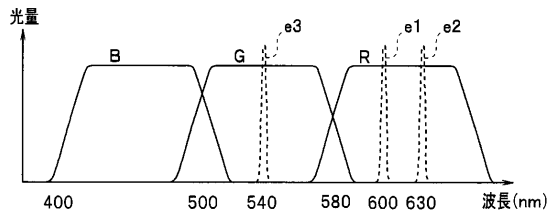
【 図 9 】

毛細血管CBの径(mm)	太い血管BVの径(mm)	倍率(m)	式(11)の値(m⁻¹/M)	cm⁻¹/M	HbO₂ (nm)	Hb (nm)
0.01	1	100	2325844	$2.3 \times 10E+4$	586	594
0.1	1	10	1279214	$1.3 \times 10E+4$	590	602
0.01	2	200	1331236	$1.3 \times 10E+4$	590	602
0.1	2	20	788351	$0.8 \times 10E+4$	594	614

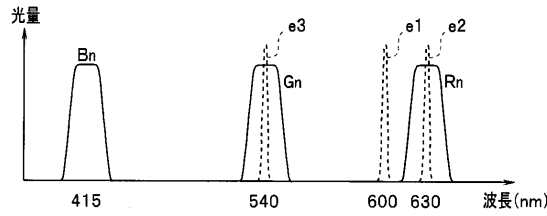
【図17】



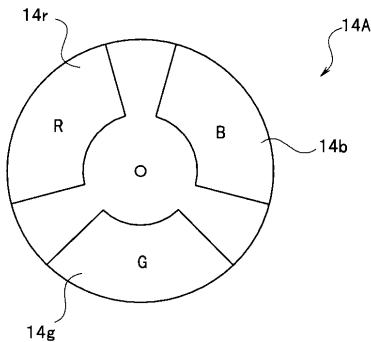
【図18】



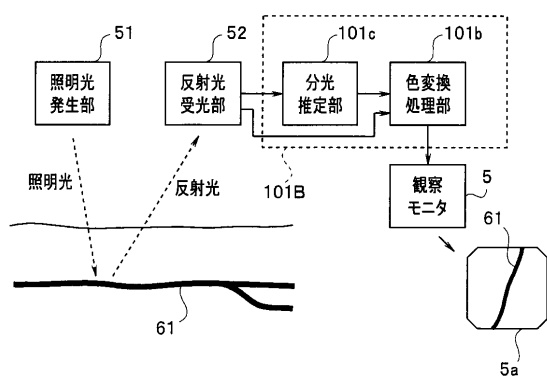
【図19】



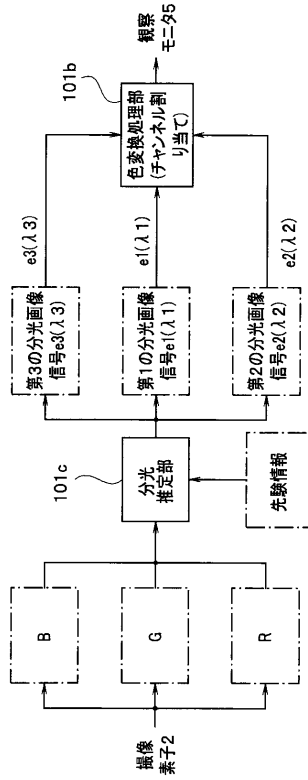
【図21】



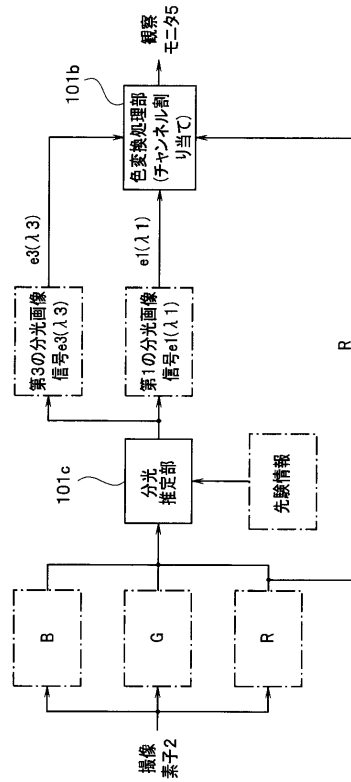
【図22】



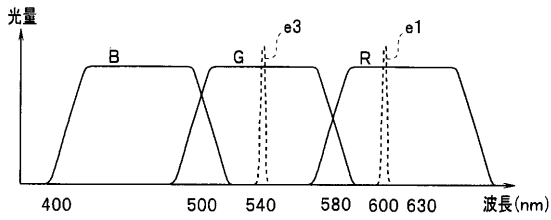
【図20】



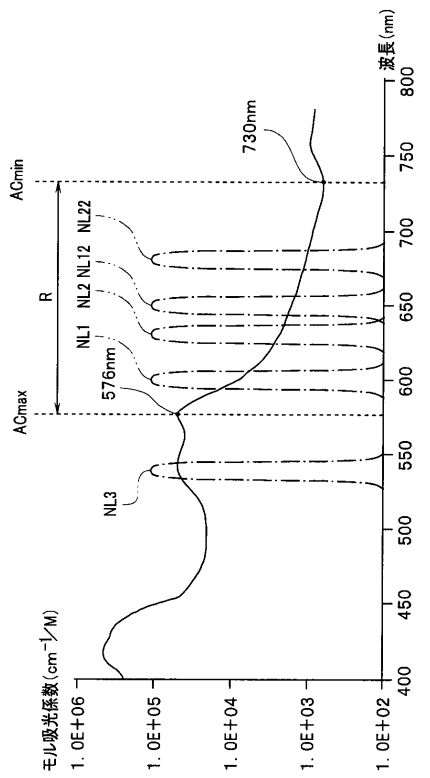
【図23】



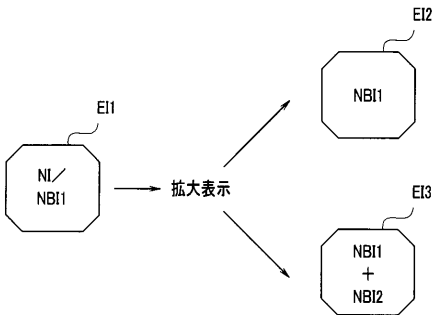
【 図 2 4 】



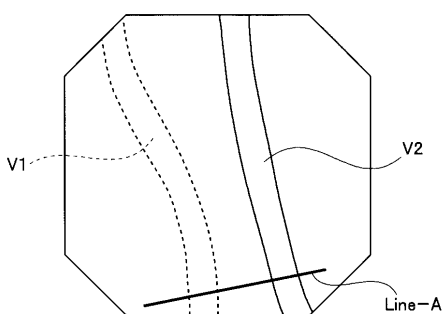
【 図 2 5 】



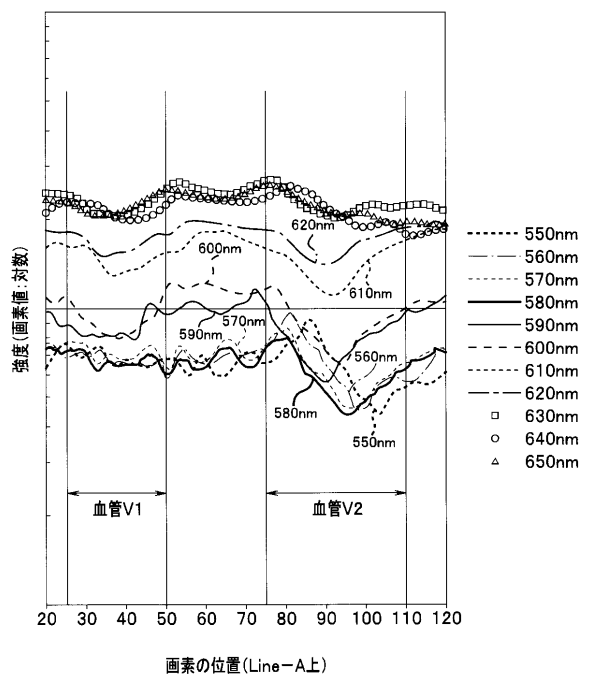
【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



【 図 2 8 】



【手続補正書】

【提出日】平成25年5月30日(2013.5.30)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体における生体粘膜の表層下に対し、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生体粘膜の表層下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分光特性を有する第2の波長帯域に対応する信号と、を出力する画像出力部と、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】

被検体における生体粘膜の表層下に対し、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生体粘膜の表層下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分光特性を有する第2の波長帯域に対応する信号と、を出力する画像出力部と、

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】

前記画像出力部は、前記生体粘膜の表層情報を得るために、前記可視域の赤色帯域よりも短波長側であって、かつ狭帯域の分光特性を有する第3の波長帯域に対応する信号も出力し、

前記画像出力部から出力される信号に対して、所定の係数が付与された状態でBGRの各色チャンネルに割り当てる色変換処理部を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記色変換処理部は、前記第3の波長帯域に対応する信号をBチャンネルに、前記第1の波長帯域に対応する信号をGチャンネルに、前記第2の波長帯域に対応する信号をRチャンネルに割り当てる場合、前記Rチャンネルの信号に対して前記Bチャンネルの信号を増幅させるように前記所定の係数を付与することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記照明部は、前記第 1 の波長帯域及び前記第 2 の波長帯域に制限する帯域制限部を介して前記照明光を照射し、

前記画像出力部は、前記撮像部により前記戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて前記第 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出力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】

前記撮像部は、前記戻り光を、前記第 1 の波長帯域に制限する帯域制限部を介して受光して撮像し、

前記画像出力部は、前記撮像部により前記戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて前記第 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出力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】

前記画像出力部は、前記戻り光の撮像信号に対して分光推定処理を行うことによって、前記第 1 の波長帯域に対応する信号を生成して出力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 7】

前記第 1 の波長帯域は、前記被検体の生体粘膜内の毛細血管と前記毛細血管よりも太い径を有する血管の光の透過率の差が所定値以上となる波長帯域であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 1 の波長帯域は、波長 585 nm から波長 615 nm の範囲に前記分光特性のピーク波長を有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 9】

前記画像出力部は、分光特性のピーク波長を有し、かつ前記第 1 の波長帯域とは異なる波長帯域に対して分光推定処理を行うことによって、前記第 2 の波長帯域に対応する信号を生成して出力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】

前記第 2 の波長帯域は、波長 610 nm から波長 730 nm の範囲で前記分光特性のピーク波長を有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】

前記第 2 の波長帯域は、波長 730 nm 以降の波長帯域に前記分光特性のピーク波長を有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 12】

前記第 3 の波長帯域は、波長 400 nm から波長 585 以下の範囲で前記分光特性のピーク波長を有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 13】

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、

前記画像出力部は、前記狭帯域光観察モードのときに、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出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成25年10月22日(2013.10.22)

【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、被検体における生体粘膜の表層下に対し、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生体粘膜の表層下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、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、波長585nmから波長615nmの範囲に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かつ前記生体組織の散乱特性が抑制された波長610nmから波長730nmの範囲に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、を出力する画像出力部と、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**】

被検体における生体粘膜の表層下に対し、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生体粘膜の表層下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、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、波長585nmから波長615nmの範囲に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かつ前記生体組織の散乱特性が抑制された波長610nmから波長730nmの範囲に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、を出力する画像出力部と、

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**】

前記画像出力部は、前記生体粘膜の表層情報を得るために、前記ヘモグロビン吸光特性上で前記極大値を含む波長帯域から前記極小値を含む波長帯域よりも短波長側であって、かつ狭帯域の分光特性を有する第3の波長帯域に対応する信号も出力し、

前記画像出力部から出力される信号に対して、所定の係数が付与された状態でBGRの各色チャンネルに割り当てる色変換処理部を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【**請求項3**】

前記色変換処理部は、前記第3の波長帯域に対応する信号をBチャンネルに、前記第1の波長帯域に対応する信号をGチャンネルに、前記第2の波長帯域に対応する信号をRチャンネルに割り当てる場合、前記Rチャンネルの信号に対して前記Bチャンネルの信号を増幅させるように前記所定の係数を付与することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【**請求項4**】

前記照明部は、前記第1の波長帯域及び前記第2の波長帯域に制限する帯域制限部を介して前記照明光を照射し、

前記画像出力部は、前記撮像部により前記戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて前記第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出力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**】

前記撮像部は、前記戻り光を、前記第1の波長帯域に制限する帯域制限部を介して受光して撮像し、

前記画像出力部は、前記撮像部により前記戻り光を撮像して得られた画像信号に基づいて前記第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出力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】

前記画像出力部は、前記戻り光の撮像信号に対して分光推定処理を行うことによって、前記第1の波長帯域に対応する信号を生成して出力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7】

前記第1の波長帯域は、前記被検体の生体粘膜内の毛細血管と前記毛細血管よりも太い径を有する血管の光の透過率の差が所定値以上となる波長帯域であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記画像出力部は、分光特性のピーク波長を有し、かつ前記第1の波長帯域とは異なる波長帯域に対して分光推定処理を行うことによって、前記第2の波長帯域に対応する信号を生成して出力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9】

前記第3の波長帯域は、波長400nmから波長585nm以下の範囲で前記分光特性のピーク波長を有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10】

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、
前記画像出力部は、前記狭帯域光観察モードのときに、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出力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/JP2012/078741
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 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	JP 2002-95635 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April 2002 (02.04.2002), entire text; all drawings & US 2003/0176768 A1 & EP 1302152 A1 & WO 2002/007588 A1	1-3, 5-7, 12-14
X	JP 2006-341077 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), paragraphs [0047] to [0131]; fig. 1 to 29 & US 8279275 B2 & EP 1880658 A1 & WO 2006/120794 A1 & CA 2608294 A & KR 10-2008-0007582 A & CN 101163438 A & BRA PI0608982 & AU 2006245247 A & KR 10-0953773 B	1, 4-9, 12-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 February, 2013 (04.02.13)		Date of mailing of the international search report 12 February, 2013 (12.02.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/078741

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-296200 A (Olympus Corp.), 27 October 2005 (27.10.2005), paragraphs [0048] to [0071]; fig. 1 to 9 (Family: none)	1, 2, 5-7, 10-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/078741

Box No. II	Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)
<p>This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:</p> <p>1. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:</p> <p>2. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:</p> <p>3. <input type="checkbox"/> Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).</p>	
Box No. III	Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)
<p>This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows: The invention of claim 1 does not have a special technical feature, since the invention is disclosed in the document 1: JP 2002-95635 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April 2002 (02.04.2002), entire text, all drawings, the document 2: JP 2006-341077 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), paragraphs [0047] to [0131], fig. 1 to 29 and the document 3: JP 2005-296200 A (Olympus Corp.), 27 October 2005 (27.10.2005), paragraphs [0048] to [0071], fig. 1 to 9 and does not make a contribution over the prior art. (Continued to extra sheet)</p> <p>1. <input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.</p> <p>2. <input checked="" type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.</p> <p>3. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:</p> <p>4. <input type="checkbox"/> No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:</p> <p>Remark on Protest</p> <p><input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.</p> <p><input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.</p> <p><input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.</p>	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/078741

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

Consequently, the invention of claim 1 and the inventions of claims 2-14 have no technical relationship involving one or more of the same or corresponding special technical features, and therefore, these inventions cannot be considered to be so linked as to form a single general inventive concept.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 8 7 4 1									
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, A61B1/04(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				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
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										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2002-95635 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.04.02, 全文、 全図 & US 2003/0176768 A1 & EP 1302152 A1 & WO 2002/007588 A1	1-3, 5-7, 12-14									
X	JP 2006-341077 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.12.21, 【0047】-【0131】、第1-29図 & US 8279275 B2 & EP 1880658 A1 & WO 2006/120794 A1 & CA 2608294 A & KR 10-2008-0007582 A & CN 101163438 A & BRA PI0608982 & AU 2006245247 A & KR 10-0953773 B	1, 4-9, 12-14									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 04.02.2013		国際調査報告の発送日 12.02.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏	2Q 9224								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 8 7 4 1

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2005-296200 A (オリンパス株式会社) 2005.10.27, 【0048】 - 【0071】、第1-9 図 (ファミリーなし)	1, 2, 5-7, 10-14

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 8 7 4 1

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

請求項1に係る発明は、文献1：JP 2002-95635 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.04.02, 全文、全図、文献2：JP 2006-341077 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.12.21, 【0047】 - 【0131】、第1-29図、文献3：JP 2005-296200 A (オリンパス株式会社) 2005.10.27, 【0048】 - 【0071】、第1-9図に開示されており、先行技術に対する貢献をもたらすものではないので、特別な技術的特徴を有していない。

よって、請求項1に係る発明と、請求項2～14に係る発明とは、一又は二以上の同一又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的な関係にないので、単一の一般的発明概念を形成するように連関しているものとは認められない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2009年7月)

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 オリパス株式会社内

(72)発明者 平 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 GA06 GA11

4C161 CC06 GG01 HH51 LL02 NN01 NN05 RR04 WW02 WW15

(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	JPWO2013145407A1	公开(公告)日	2015-12-10
申请号	JP2013525024	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 平健二		
发明人	五十嵐 誠 野波 徹緒 平 健二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/RR04 4C161/WW02 4C161/WW15		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2012082288 2012-03-30 JP		
其他公开文献	JP5427318B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置1是光源装置4，用于向被检体照射至少一个具有预定波长带的照明光，并基于从光源装置4发出的照明光从被检体返回光。用于成像的CCD2以及在通过CCD2成像之后，在生物组织的吸收特性中包括最大值和最小值的波长带之间，第一波长带的第一图像具有光谱特性的峰值波长 提供了输出信号P1的图像处理单元101和基于第一图像信号显示图像的观察监视器5。

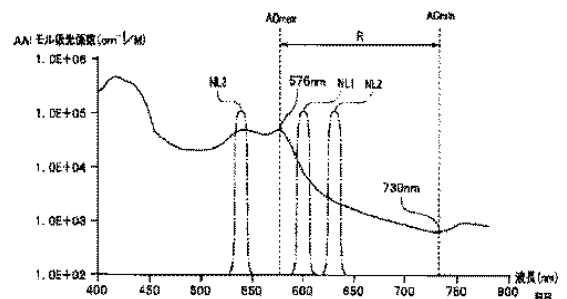


FIG. 4:

AA Molar absorption coefficient
BB Wavelength