

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/140970

発行日 平成26年7月28日(2014. 7. 28)

(43) 国際公開日 平成24年10月18日(2012. 10. 18)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U	

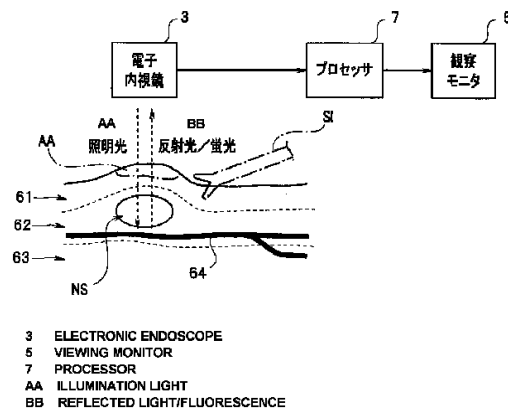
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

出願番号	特願2012-547206 (P2012-547206)	(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/JP2012/055258	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成24年3月1日(2012.3.1)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5167440号 (P5167440)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年3月21日(2013.3.21)	(72) 発明者	武井 俊二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2011-87769 (P2011-87769)	(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
(32) 優先日	平成23年4月11日(2011.4.11)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置 1 は、光源装置 4 , 内視鏡 3、プロセッサ 7 , 及び観察モニタ 5 を含む。光源装置 4 は、体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光 EX、粘膜下層 6 2 あるいは固有筋層 6 3 を走行する血管 6 4 に吸収される狭帯域光 NB a、及び粘膜下層 6 2 に局注された物質に吸収される狭帯域光 NB b を切り替えて照射する。プロセッサ 7 は、内視鏡 3 の CCD 2 により撮像して得られた複数の画像信号を生成し、観察モニタ 5 は、複数の画像を合成して表示する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光、前記粘膜下層あるいは前記粘膜下層下の固有筋層を走行する血管に吸収される第 1 の狭帯域光、及び前記粘膜下層に局注された物質に吸収される第 2 の狭帯域光を切り替えて照射可能な照明部と、

内視鏡の挿入部に設けられ前記照明部により照射された前記体腔内組織を撮像する撮像部により撮像して得られた複数の画像信号を生成して、表示装置へ出力する画像信号生成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

第 1 のモードと第 2 のモードの切替を指示するモード切替スイッチを有し、

前記照明部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光に加えて、白色光を照明可能であり、

前記照明部は、前記モード切替スイッチにおいて前記第 1 のモードが指示されたときは、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を切り替えて照射し、前記第 2 のモードが指示されたときは、前記白色光を照射することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像信号生成部は、前記励起光により前記結合組織から発せられる自家蛍光による第 1 の画像信号と、前記第 1 の狭帯域光による第 2 の画像信号と、前記第 2 の狭帯域光による第 3 の画像信号とを生成し、

前記画像信号生成部は、前記第 1 の画像信号を表示しない指示があるときには、前記複数の画像信号として、前記第 2 の画像信号と前記第 3 の画像信号とを出力し、前記第 1 の画像信号を表示しない指示がないときには、前記複数の画像信号として、前記第 1 の画像信号、前記第 2 の画像信号及び前記第 3 の画像信号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 4】

前記第 1 の画像信号を表示しない指示は、所定のスイッチの操作状態、処置具の出力状態、あるいは前記第 1 の画像信号に基づく画像に含まれるハレーション状態、に基づいて成されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の画像信号に基づく画像に含まれるハレーション状態を検出するハレーション検出部を有し、

前記ハレーション検出部が、前記ハレーションを検出すると、前記第 1 の画像信号を表示しない指示が成されることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記画像信号生成部は、前記励起光により前記結合組織から発せられる自家蛍光による第 1 の画像信号と、前記第 1 の狭帯域光による第 2 の画像信号と、前記第 2 の狭帯域光による第 3 の画像信号とを生成し、

前記画像信号生成部は、所定の指示があるときには、各信号のゲインを所定量だけ下げた前記第 1 の画像信号と、前記第 2 の画像信号と、前記第 3 の画像信号と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 7】

前記所定の指示は、所定のスイッチの操作状態、処置具の出力状態、あるいは前記第 1 の画像信号に基づく画像に含まれるハレーション状態、に基づいて成されることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 1 の狭帯域光は、前記第 2 の狭帯域光よりも長波長側かつ前記体腔内組織表面の散乱又は吸収の影響を受けにくい波長帯域の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。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記第 1 の狭帯域光は、前記第 2 の狭帯域光よりも短波長側かつ前記体腔内組織表面の散乱又は吸収の影響を受けにくい波長帯域の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 10】

前記照明部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光に加えて、白色光を照明可能であり、

前記画像信号生成部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を切り替えて照射して、前記撮像部により撮像して得られた 3 つの画像から第 1 の画像を生成し、かつ前記白色光を照射して、前記撮像部により撮像して得られた画像から第 2 の画像を生成し、表示装置の画面上で、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を同時に表示するように、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像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。

10

【請求項 11】

前記物質は、インジゴカルミンであり、

前記第 2 の狭帯域光は、前記インジゴカルミンの光吸収特性における吸収ピークに対応する狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記撮像部は、前記励起光を遮断するための励起光カットフィルタを備えていることを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

20

【請求項 13】

体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光、前記粘膜下層あるいは前記粘膜下層下の固有筋層を走行する血管に吸収される第 1 の狭帯域光、及び前記粘膜下層に局注された物質に吸収される第 2 の狭帯域光を切り替えて照射可能な照明部と、

前記照明部により照射された前記体腔内組織を撮像する撮像部を有する内視鏡と、

前記撮像部により撮像して得られた複数の画像信号を生成する画像信号生成部と、

前記画像信号生成部により生成された前記複数の画像を合成した画像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。

30

【請求項 14】

前記照明部は、光源からの光を透過して、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を面順次光として出射するための帯域制限部を有することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

【請求項 15】

前記照明部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を面順次光として出射するための発光素子を有することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、粘膜下層剥離術に適した内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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

【0003】

内視鏡装置は、内視鏡と、内視鏡に接続された画像処理装置と、観察モニタとを含んで

50

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、モニタにその画像が表示される。術者は、モニタに表示された画像を見ながら、診断あるいは必要な処置を行うことができる。

【 0 0 0 4 】

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

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

10

【 0 0 0 5 】

さらにまた、近年は、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) が普及しつつある。ESDでは、粘膜下層のさらに深部に位置する固有筋層を誤って穿孔しないように、さらに粘膜中の比較的太い血管を切ってしまうないように、術者は、そのような粘膜下層及び血管の位置を確認しながら、切開等の処置を行わなければならない。

20

【 0 0 0 6 】

そのため、ESD前に色素と生理食塩水を混合した水溶液で粘膜下層を染色し、固有筋層と粘膜下層の境界を明瞭にすることにより、固有筋層を誤って穿孔してしまうリスクを回避する方法が採られることがある。

【 0 0 0 7 】

しかし、粘膜下層の染色が濃すぎると、血管の視認性が低下して粘膜深部の血管を誤って切断してしまう虞があり、逆に、粘膜下層の染色が薄くなると、血管の視認性は向上するが、固有筋層と粘膜下層の境界が不明瞭になってしまうという問題がある。

30

【 0 0 0 8 】

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、ESDにおいて、粘膜深部の血管の視認性と、粘膜下層の視認性を向上させた内視鏡装置を提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光、前記粘膜下層あるいは前記粘膜下層下の固有筋層を走行する血管に吸収される第 1 の狭帯域光、及び前記粘膜下層に局注された物質に吸収される第 2 の狭帯域光を切り替えて照射可能な照明部と、内視鏡の挿入部に設けられ前記照明部により照射された前記体腔内組織を撮像する撮像部により撮像して得られた複数の画像信号を生成して、表示装置へ出力する画像信号生成部と、を備える。

40

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光、前記粘膜下層あるいは前記粘膜下層下の固有筋層を走行する血管に吸収される第 1 の狭帯域光、及び前記粘膜下層に局注された物質に吸収される第 2 の狭帯域光を切り替えて照射可能な照明部と、前記照明部により照射された前記体腔内組織を撮像する撮像部を有する内視鏡と、前記撮像部により撮像して得られた複数の画像信号を生成する画像信号生成部と、前記画像信号生成部により生成された前記複数の画像を合成した画像を表示する表示部と、を備える。

50

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【図2】本発明の実施の形態に係わるESDの例を説明するための図である。

【図3】本発明の実施の形態に係わる通常光観察モードにおける光源装置4から出射される白色光WLの出力タイミングを示す図である。

【図4】本発明の実施の形態に係わるESDモードにおける光源装置4から出射される励起光EXと2つの狭帯域光NBa、NBbの出力タイミングを示す図である。

【図5】本発明の実施の形態に係わる、励起光LED16bから出射される励起光EXの強度分布DT1と、その励起光によって粘膜下層62の自家蛍光FL1の強度分布DT2と、その励起光EXによって固有筋層63の自家蛍光FL2の強度分布DT3を示すグラフである。

10

【図6】本発明の実施の形態に係わる、励起光EXにより励起されて出射される自家蛍光FL1、FL2の状況を説明するための図である。

【図7】本発明の実施の形態に係わる、狭帯域光LED16cから出射される波長630nm付近の狭帯域光NBaの反射光の強度分布DT4を示すグラフである。

【図8】本発明の実施の形態に係わる、狭帯域光NBaが血管により吸収され、血管以外の体腔内組織から反射される状況を説明するための図である。

【図9】本発明の実施の形態に係わる、ヘモグロビン(Hb)及び酸化ヘモグロビン(HbO₂)の光吸収スペクトルを示す図である。

【図10】本発明の実施の形態に係わる、励起光LED16dから出射される波長600nm付近の狭帯域光NBbの強度分布DT5を示すグラフである。

20

【図11】本発明の実施の形態に係わる、狭帯域光NBbが粘膜下層62と固有筋層63において反射される状況を説明するための図である。

【図12】本発明の実施の形態に係わるインジゴカルミンの光吸収スペクトルを示す。

【図13】本発明の実施の形態に係わる、ESDにおいて粘膜下層62が切除された後の、狭帯域光NBbが粘膜下層62と固有筋層63において反射される状況を説明するための図である。

【図14】本発明の実施の形態に係わる、ESDモードにおいて、電気メスなどによって、粘膜下層62が切除されていない場合の合成画像を説明するための図である。

【図15】本発明の実施の形態に係わるESDモードにおいて、電気メスなどによって、粘膜下層62の一部が切除された場合の合成画像を説明するための図である。

30

【図16】図5から図11で説明した、体腔内組織の各部位と自家蛍光FL及び狭帯域光NBa、NBbの反射光の表示色と相対強度を説明するための図である。

【図17】本発明の実施の形態の変形例1に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【図18】本発明の実施の形態の変形例1に係わる回転フィルタ104の構成を示す図である。

【図19】本発明の実施の形態の変形例1に係わる、単色の撮像素子を用いる場合の回転フィルタの構成を示す図である。

【図20】本発明の実施の形態の変形例4に係わる、観察モニタ5に同時表示された2つの画像の表示形態の例を示す図である。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1は、本実施の形態に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、撮像素子であるCCD2を有する電子内視鏡(以下、単に内視鏡という)3と、内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示し、内視鏡画像をデジタルファイリング装置6に符号化して記録するビデオプロセッサ(以下、プロセッサという)7とから構成される。内視鏡3のCCD2は、内視鏡挿入部を体腔内に

50

挿入して体腔内組織を撮像する。内視鏡装置 1 は、通常光観察モードとESDモードの 2 つの動作モードを有する。ESDモードは、ESDを行うときのモードである。術者は、内視鏡装置 1 を用いて、モードを切り替えながら、体腔内の内視鏡画像を観察し、記録し、かつ処置具を用いた処理を行うことができる。

【 0 0 1 3 】

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簡単にして、主としてESDモードについて説明する。

【 0 0 1 4 】

CCD 2 は、被検体の体腔内組織に照射された照明光の反射光を受光して、体腔内組織を撮像する撮像部あるいは撮像手段を構成する。CCD 2 は、画素毎にモザイク状の原色カラーフィルタを配したカラー撮像素子である。なお、撮像素子は、CCD 2 の代わりに、オンチップ上でアナログデジタル (A/D) 変換可能なCMOSイメージセンサでもよい。

10

【 0 0 1 5 】

光源装置 4 は、電源 1 1 と、照明手段としての、各種照明光を発光するLED照明部 1 2 と、制御回路 1 3 と、内視鏡 3 内に配設されたライトガイド 1 4 の入射面に光を集光させる集光レンズ 1 5 とを備えて構成される。LED照明部 1 2 は、白色LED 1 6 a、励起光LED 1 6 b、第 1 の狭帯域光LED 1 6 c 及び第 2 の狭帯域光LED 1 6 d を含む発光素子群と、各発光素子に対応して設けられたハーフミラー等の光学系 1 7 とを含む。光学系 1 7 は、発光素子である各LEDからの光を集光レンズ 1 5 に集光させる。

20

【 0 0 1 6 】

本実施の形態においては、白色LED 1 6 a は、通常光観察用の波長帯域を有する白色光を出射する発光素子である。

励起光LED 1 6 b は、蛍光を励起するための励起光EXとして、波長 4 0 0 n m 付近の光を出射する発光素子である。励起光EXは、後述するように体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起して、その結合組織が自家蛍光を発するようにするための狭帯域光である。

【 0 0 1 7 】

狭帯域光LED 1 6 c は、波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光NBaを出射する発光素子である。狭帯域光NBaは、後述するように、粘膜下層及び固有筋層を走行する、比較的太い血管を描画するために、血管に吸収される光である。そして、狭帯域光NBaは、狭帯域光NBbよりも長波長側かつ体腔内組織表面の散乱又は吸収の影響を受けにくい波長帯域の光である。

30

【 0 0 1 8 】

狭帯域光LED 1 6 d は、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbを出射する発光素子である。狭帯域光NBbは、後述するように、粘膜下層に局注された物質であるインジゴカルミンに吸収される光である。特に、狭帯域光NBbは、インジゴカルミンの光吸収特性における吸収ピークに対応する狭帯域光である。

【 0 0 1 9 】

ここで「付近」とは、波長 6 3 0 n m 付近の場合は、中心波長が 6 3 0 n m で、波長 6 3 0 n m を中心に、半値幅 ± 10 n m 程度の波長の広がりを持つ狭帯域光であることを意味する。他の波長である、波長 6 0 0 n m、及び後述する波長 5 5 0 n m についても同様である。

40

【 0 0 2 0 】

従って、光源装置 4 のLED照明部 1 2 は、励起光EX、狭帯域光NBa、NBbを切り替えて照射可能な照明手段あるいは照明部を構成する。さらに、光源装置 4 は、励起光EX、狭帯域光NBa及びNBbに加えて、白色光も照明可能な照明部である。

【 0 0 2 1 】

制御回路 1 3 は、光源装置 4 が各動作モードに応じた照明光を出射するように、電源 1 1 及びLED照明部 1 2 を制御する。

【 0 0 2 2 】

50

プロセッサ 7 は、CCDドライバであるCCD駆動回路 2 1、アンプ 2 2、プロセス回路 2 3、アナログデジタル (A/D) 変換器 2 4、ホワイトバランス回路 (以下、W . B という) 2 5、セクタ 2 6、同時化メモリ 2 7、2 8、2 9、画像処理回路 3 0、デジタルアナログ (D/A) 変換器 3 1、3 2、3 3、符号化回路 3 4、タイミングジェネレータ (以下、T . G という) 3 5、制御回路 3 6、調光回路 3 7 及び調光制御パラメータ切替回路 3 8 を備えて構成される。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 3 は、上述したCCD 2 とライトガイド 1 4 に加えて、モード切替スイッチ 4 1、照明光用の光学系であるレンズ 4 2、CCD 2 用の対物光学系であるレンズ 4 3、励起光カットフィルタ 4 4 を含む。ライトガイド 1 4 は、光源装置 4 から出射された照明光を観察斑の体腔内の生体組織に導くための導光手段である。レンズ 4 3 は、体腔内組織からの蛍光あるいは反射光をCCD 2 に集光し、CCD 2 は、集光された光により、被写体である体腔内組織を撮像して、撮像信号を出力する。励起光カットフィルタ 4 4 は、励起光を遮断するためのフィルタであり、波長 4 3 0 ~ 6 9 0 nm に光の透過帯域を有する。

10

【 0 0 2 4 】

CCD駆動回路 2 1 は、内視鏡 3 に設けられたCCD 2 を駆動するための駆動信号を出力する。CCD 2 は、その駆動信号により駆動されて撮像信号を出力するカラーCCDである。また、アンプ 2 2 は内視鏡 3 の先端に設けられている対物光学系 4 3 を介してCCD 2 により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するものである。

20

【 0 0 2 5 】

プロセス回路 2 3 は、アンプ 2 2 を介した撮像信号に対して相関 2 重サンプリング及びノイズ除去等を行う。A/D変換器 2 4 は、プロセス回路 2 3 を経たアナログの撮像信号をデジタル信号の画像信号に変換する。

【 0 0 2 6 】

W . B 2 5 は、A/D変換器 2 4 によりデジタル化された画像信号に対して、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。

セクタ 2 6 は、W . B 2 5 からの画像信号を色信号別に、すなわち波長別に、振り分けて出力する。セクタ 2 6 からの色毎の画像信号は、それぞれが画像信号を記憶する同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 に供給される。

30

【 0 0 2 7 】

画像処理回路 3 0 は、同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 に格納された各画像信号を読み出し、増幅処理、動画色ずれ補正処理等を行う。通常光観察モードでは、同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 の内の 1 つが用いられ、ESDモードでは、同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 が用いられる。蛍光及び 2 つの狭帯域の反射光の画像信号が、それぞれ同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 に格納される。

【 0 0 2 8 】

画像処理回路 3 0 は、通常光観察モードでは、所定のカラー画像で被写体像を表示するために、RGBの各画像信号をRGBの対応するチャンネルに出力する。ESDモードでは、蛍光画像及び 2 つの狭帯域画像のそれぞれの画像信号が、RGBのチャンネルのいずれに予め割り付けられているので、画像処理回路 3 0 は、生成した各画像信号をRGBの対応するチャンネルに出力する。

40

よって、同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 及び画像処理回路 3 0 は、CCD 2 により撮像された信号から画像信号を生成して観察モニタ 5 に出力する画像信号生成手段あるいは画像信号生成部を構成する。

【 0 0 2 9 】

D/A変換器 3 1、3 2、3 3 は、画像信号生成部である画像処理回路 3 0 からの画像信号を、アナログの映像信号に変換し、表示装置としての観察モニタ 5 に出力する。また、D/A変換器 3 1、3 2、3 3 の出力は、符号化回路 3 4 に供給され、デジタルファイリング装置 6 に、内視鏡画像が記録されるようになっている。観察モニタ 5 への出力及びデジ

50

タルファインリング装置 6 への出力は、プロセッサ 7 の操作パネル（図示せず）に対する術者の操作に応じて行われる。よって、D/A変換器 3 1 , 3 2 , 3 3 及び観察モニタ 5 は、画像信号処理回路 3 0 で生成された複数の画像信号を合成して表示する表示手段あるいは表示部を構成する。

【 0 0 3 0 】

T . G 3 5 は、照明と撮像のタイミングを制御するための回路である。そのため、T . G 3 5 は、光源装置 4 の制御回路 1 3 から、LED照明部 1 2 の各LEDの駆動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プロセッサ 7 内の各回路に出力する。

【 0 0 3 1 】

調光回路 3 7 は、調光制御パラメータ切替回路 3 8 からの調光制御パラメータに基づいて、LED照明部 1 2 の各LEDの発光量を調整するための調光信号を生成する回路である。調光制御パラメータ切替回路 3 8 は、制御回路 3 6 からの制御信号に基づいて、調光回路 3 7 へ出力する調光制御パラメータを切り替える回路である。

10

【 0 0 3 2 】

調光回路 3 7 は、調光制御パラメータ切替回路 3 8 からの調光制御パラメータ及びプロセス回路 2 3 を経た撮像信号に基づき、光源装置 4 のLED照明部 1 2 を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【 0 0 3 3 】

また、内視鏡 2 には、通常光観察モード及びESDモードの切替のためのモード切替スイッチ 4 1 が設けられており、このモード切替スイッチ 4 1 の出力がプロセッサ 7 内の制御回路 3 6 に出力されるようになっている。プロセッサ 7 の制御回路 3 6 は、制御信号を調光制御パラメータ切替回路 3 8 に出力するようになっている。

20

【 0 0 3 4 】

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ESD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ESD用画像が表示される。

【 0 0 3 5 】

図 2 は、ESDの例を説明するための図である。術者は、内視鏡 3 の挿入部を体腔内に挿入し、通常光観察モード下では、内視鏡挿入部の先端部を病変部近傍に位置させて通常光による体腔内組織の通常光観察を行うことができる。ESDの処置を行うときには、モード切替スイッチ 4 1 を操作して、内視鏡装置 1 をESDモードに切り替える。後述するように、通常光観察モードでは、白色LED 1 6 a は連続点灯状態となり、ESDモードでは、LED 1 6 b、1 6 c、1 6 d は、所定の順番で点灯が繰り返される。

30

【 0 0 3 6 】

ESDでは、粘膜層 6 1 の下の粘膜下層 6 2 に、インジゴカルミンなどの色素が含有された生理食塩水NSが局注される。血管 6 4 は、粘膜下層 6 2 又は固有筋層 6 3 を走行する比較的太い、直径が 1 ~ 2 mm の血管である。粘膜層 6 1 の病変部AAは、粘膜下層 6 2 への生理食塩水NSの局注により持ち上げられる。術者は、病変部AAが持ち上げられた状態で、電気メスなどの処置具SIにより、病変部AAの下の粘膜下層 6 2 を切開して、病変部AAを含む粘膜層 6 1 を剥離する。

40

【 0 0 3 7 】

ESDモード下では、内視鏡装置 1 の制御回路 3 6 は、光源装置 4 のLED照明部 1 2 における励起光LED 1 6 b、2 つの狭帯域光LED 1 6 c、1 6 d を順番に駆動して、励起光EX、2 つの狭帯域光NBa、NBbを順番に光源装置 4 から繰り返し出射するように、制御回路 1 3 に制御信号を供給する。さらに、制御回路 3 6 は、ESDモードのための画像処理を行うように、プロセッサ 7 内の画像処理回路 3 0 を制御する。

【 0 0 3 8 】

図 3 は、通常光観察モードにおける光源装置 4 から出射される白色光WLの出力タイミングを示す図である。図 4 は、ESDモードにおける光源装置 4 から出射される励起光EXと 2 つの狭帯域光NBa、NBbの出力タイミングを示す図である。

50

【 0 0 3 9 】

モード切替スイッチ 4 1 が操作されて通常光観察モードが設定されると、白色LED 1 6 a が駆動されて、図 3 に示すように、白色光WLが連続的に出射される。白色光WLは、ライトガイド 1 4 を介して体腔内組織に照射され、カラーの撮像素子であるCCD 2 によって撮像される。CCD 2 の撮像信号は、プロセッサ 7 に供給されて、所定の画像処理が実行されて、通常光観察の内視鏡画像が観察モニタ 5 に表示される。よって、通常光観察モードが設定されると、術者は、体腔内組織に白色光WLを照射して得られた反射光により生成された画像を観察モニタ 5 に表示させて、体腔内組織を観察することができる。

【 0 0 4 0 】

ESDモードが設定されると、励起光LED 1 6 b、第 1 の狭帯域光LED 1 6 c 及び第 2 の狭帯域光LED 1 6 d が順番に駆動されて、図 4 に示すように、励起光EX、狭帯域光NBa、及び狭帯域光NBbの順番で連続して出射される。CCD 2 は、励起光EXの照射タイミングにおいて体腔内組織から自家蛍光を受光し、狭帯域光NBaの照射タイミングにおいて体腔内組織から狭帯域光NBaの反射光を受光し、狭帯域光NBbの照射タイミングにおいて体腔内組織から狭帯域光NBbの反射光を受光する。

【 0 0 4 1 】

ここで、ESDモードにおける光源 4 から出射される励起光EX及び 2 つの狭帯域光NBa、NBbの強度について説明する。図 5 は、励起光LED 1 6 b から出射される励起光EXの強度分布DT1（実線）と、その励起光によって粘膜下層 6 2 の自家蛍光FL1の強度分布DT2（点線）と、その励起光EXによって固有筋層 6 3 の自家蛍光FL2の強度分布DT3（点線）を示すグラフである。以下、2 つの自家蛍光FL1,FL2を合わせて、自家蛍光FLという。自家蛍光FLは、カラー撮像素子であるCCD 2 の青（B）のカラーフィルタを透過して、CCD 2 により受光される。

【 0 0 4 2 】

図 6 は、励起光EXにより励起されて出射される自家蛍光FL1,FL2の状況を説明するための図である。自家蛍光FLは、波長 4 3 0 ~ 5 0 0 nm の範囲の光である。図 5 及び図 6 に示すように、波長 4 0 0 nm 付近の励起光EXにより発せられる自家蛍光の強さは、粘膜下層 6 2 からの自家蛍光FL1の方が、固有筋層 6 3 からの自家蛍光FL2よりも大きい。自家蛍光FLは、励起光EXにより、体腔内組織中の結合組織、例えばコラーゲンなどの繊維状の組織、が励起されて発せられる光である。結合組織 6 2 において支配的なコラーゲンの蛍光は、近紫外から紫帯域で高い励起効率を有する。図 6 では、粘膜下層 6 2 を太い斜線で示し、固有筋層 6 3 を細い斜線で示すことによって、粘膜下層 6 2 の自家蛍光FL1は、固有筋層 6 3 の自家蛍光FL2よりも、強度が大きいことを示している。

【 0 0 4 3 】

図 7 は、狭帯域光LED 1 6 c から出射される波長 6 3 0 nm 付近の狭帯域光NBaの反射光の強度分布DT4を示すグラフである。波長 6 3 0 nm 付近の狭帯域光NBaの反射光は、カラー撮像素子であるCCD 2 の赤（R）のカラーフィルタを透過して、CCD 2 により受光される。

【 0 0 4 4 】

図 8 は、狭帯域光NBaが血管により吸収され、血管以外の体腔内組織から反射される状況を説明するための図である。波長 6 3 0 nm 付近の狭帯域光NBaは、表層の毛細血管を強調するための青色の狭帯域光よりも体腔内組織による光散乱の影響を受けにくい。図 8 に示すように、波長 6 3 0 nm 付近の狭帯域光NBaは、粘膜下層 6 2 又は固有筋層 6 3 を走行する比較的太い血管 6 4 においては、そのほとんどが吸収されて反射されず、血管以外の体腔内組織においては反射される。これは、血液中のヘモグロビンにより 6 3 0 nm 付近の狭帯域光NBaは比較的多く吸収される特性があるからである。そのため、狭帯域光NBaは、そのような血管を描画するために用いられる。

図 9 は、ヘモグロビン（Hb）及び酸化ヘモグロビン（HbO₂）の光吸収スペクトルを示す図である。図 9 において、実線がヘモグロビン（Hb）の光吸収スペクトルを示し、点線は、酸化ヘモグロビン（HbO₂）の光吸収スペクトルを示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

図 1 0 は、励起光LED 1 6 d から出射される波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbの強度分布DT5を示すグラフである。波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbの反射光は、カラー撮像素子であるCCD 2 のR (赤) のカラーフィルタを透過して、CCD 2 により受光される。

【 0 0 4 6 】

図 1 1 は、狭帯域光NBbが粘膜下層 6 2 と固有筋層 6 3 において反射される状況を説明するための図である。波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbは、色素であるインジゴカルミンに強く吸収される波長帯域の光である。図 1 1 に示すように、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbの反射光の強さは、固有筋層 6 3 からの光の方が、粘膜下層 6 2 からの光よりも大きい。図 1 1 では、固有筋層 6 3 を太い斜線で示し、粘膜下層 6 2 を細い斜線で示すことによって、固有筋層 6 3 の反射光は、粘膜下層 6 2 の反射光よりも、強度が大きいことを示している。

10

【 0 0 4 7 】

ESDにおいては、病変部のある粘膜層 6 1 の下の粘膜下層 6 2 に、色素物質を含有する生理食塩水NSが局注される。ここでは、その色素として、インジゴカルミンが使用される。

図 1 2 は、インジゴカルミンの光吸収スペクトルを示す。図 1 2 に示すように、インジゴカルミンは、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbを、特に吸収する吸収ピーク特性を有している。従って、ESDにおいて粘膜下層 6 2 が切除される前は、狭帯域光NBbは、図 1 1 に示すように、生理食塩水NS中のインジゴカルミンにより吸収され易い。

20

【 0 0 4 8 】

図 1 3 は、ESDにおいて粘膜下層 6 2 が切除された後の、狭帯域光NBbが粘膜下層 6 2 と固有筋層 6 3 において反射される状況を説明するための図である。図 1 3 において、点線で示すように、粘膜下層 6 2 が切除されると、生理食塩水NS中のインジゴカルミンが少なくなるので、狭帯域光NBbのインジゴカルミンによる吸収の度合いは減り、粘膜下層 6 2 及び固有筋層 6 3 における狭帯域光NBbの反射光が増加する。

【 0 0 4 9 】

自家蛍光FLと、狭帯域光NBa、NBbの反射光は、それぞれCCD 2 により受光される。CCD 2 は、それぞれの光の撮像信号を出力し、各撮像信号は、アンプ 2 2 等を介して、セレクトア 2 6 へ供給される。セレクトア 2 6 は、T . G 3 5 からの所定のタイミングに応じて、自家蛍光FLの画像、及び狭帯域光NBa、NBbの 2 つの反射光の 2 つの画像を、それぞれ同時化メモリ 2 7 , 2 8 , 2 9 に保持する。同時化メモリ 2 7 , 2 8 , 2 9 で保持された各画像は、画像処理回路 3 0 でRGBの各チャンネルに振り分けられた後、合成されて、観察モニター 5 に出力される。

30

なお、自家蛍光FLと各狭帯域光NBa、NBbの反射光は、CCD 2 のカラーフィルタの特定の色フィルタの画素の信号を用いて生成されるので、画像処理回路 3 0 において、必要な画素間の画素を補間するための補間処理が行われる。

以上のように、ESDモードでは、術者は、体腔内組織に励起光EX、2 つの狭帯域NBa、NBbを照射して得られた、自家蛍光FLと狭帯域光NBa、NBbの反射光の合成画像で、体腔内組織を見ることができる。

40

【 0 0 5 0 】

ここで、ESDモードにおける、図 1 1 のような粘膜下層 6 2 が切除されていない場合の体腔内組織の画像と、図 1 3 のような粘膜下層 6 2 が切除された場合の体腔内組織の画像のそれぞれの表示状態について説明する。

図 1 4 は、ESDモードにおいて、電気メスなどによって、粘膜下層 6 2 が切除されていない場合 (図 1 1 に示すような場合) の合成画像を説明するための図である。

ESDモードにおいて、図 1 1 のような場合に、粘膜層 6 1 に励起光EX、2 つの狭帯域光NBa、NBbを照射することによって、画像処理回路 3 0 において、粘膜下層 6 2 及び固有筋層 6 3 の自家蛍光FL1,FL2による蛍光画像FPと、狭帯域光NBaの反射光による狭帯域画像NAPと、狭帯域光NBbの反射光による狭帯域画像NBPとが得られる。3 つの画像FP,NAP,NBPの

50

画像信号は、それぞれR、B、Gの3つのチャンネルに割り当てられて合成される。

【0051】

図14に示すように、蛍光画像FPは、粘膜下層62による自家蛍光の強いので、全体に明るい画像となる。また、狭帯域画像NAPは、血管64により狭帯域光NBaが吸収された部分D1が暗い画像となる。そして、狭帯域画像NBPは、粘膜下層62中の生理食塩水NS（正確にはインジゴカルミン）により狭帯域光NBbが吸収された部分D2が暗い画像となる。これら3つの画像FP、NAP、NBPが合成されて、合成画像CPが観察モニタ5に表示される。

【0052】

図15は、ESDモードにおいて、電気メスなどによって、粘膜下層62の一部が切除された場合（図13に示すような場合）の合成画像を説明するための図である。

10

図13のような場合に、励起光EX、2つの狭帯域光NBa、NBbを照射すると、蛍光画像FPは、切除された粘膜下層62の一部の自家蛍光FL1が弱くなるので、粘膜下層62の切除された部分DD1が暗い画像となる。また、狭帯域画像NAPは、血管64により狭帯域光NBaが吸収された部分D1が暗い画像となる。そして、狭帯域画像NBPは、粘膜下層62中の生理食塩水NS（正確にはインジゴカルミン）により狭帯域光NBbが吸収される量が減るので、切除された部分DD1において固有筋層63からの反射光が強い画像となる。

【0053】

図16は、図5から図11で説明した、体腔内組織の各部位と自家蛍光FL及び狭帯域光NBa、NBbの反射光の表示色と相対強度を説明するための図である。図16に示すように、本実施の形態では、自家蛍光FL（波長430～500nm）は、赤（R）チャンネルに割り当てられ、狭帯域光NBaの反射光（波長630nm付近）は、緑（G）チャンネルに割り当てられ、狭帯域光NBbの反射光（波長600nm付近）は、青（B）チャンネルに割り当てられている。よって、粘膜下層62は、赤からオレンジの色で表示され、固有筋層63は、ライトシアンの色で表示され、血管64は、黒からダークブルーの色で表示される。

20

【0054】

図16は、自家蛍光FL（波長430～500nm）の強度が、インジゴカルミンを含有する粘膜下層62では大きく、固有筋層63で小さく、血管64ではさらに小さいことを示している。狭帯域光NBaの反射光（波長630nm付近）の強度は、固有筋層63に比べて、粘膜下層62と血管64では小さいことを示している。さらに、狭帯域光NBbの反射光（波長600nm付近）の強度は、固有筋層63に比べて血管64では小さいが、インジゴカルミンを含有する粘膜下層62では、さらに小さいことを示している。

30

【0055】

上述したような3つの画像FP、NAP、NBPの画像信号のR、B、Gの3つのチャンネルに割り当てにより、合成画像CPでは、粘膜下層62から固有筋層63に近づくにつれて、下側の体腔内組織の色調が、赤からシアンへと変化し、粘膜下層62あるいは固有筋層63に存在する比較的太い血管64は、周囲の赤に描画された体腔内組織に対して、ダークブルーで表示される。

【0056】

なお、ここでは、自家蛍光FL、狭帯域光NBa、及び狭帯域光NBbは、それぞれR、G、Bのチャンネルに割り当てているが、この割り当て以外の割り当てでもよい。例えば、自家蛍光FL、狭帯域光NBa、及び狭帯域光NBbは、それぞれG、B、Rのチャンネルに割り当ててもよい。

40

【0057】

これは、自家蛍光FLは、主として粘膜下層62で強い蛍光を発し、波長600nm付近の狭帯域光NBbは、インジゴカルミンにより吸収され易いので、その反射光は弱いからである。さらに、波長630nm付近の狭帯域光NBaは、比較的太い血管64において吸収されるので、その反射光は、弱くなり、粘膜下層62と固有筋層63と血管64が、図16に示すような異なる色調の差で描画される。

【0058】

従って、図14と15を比較すると、ESDにおいて粘膜下層62の一部が切除されてそ

50

の切除部分DD1が固有筋層 6 3 に近づくと、粘膜下層 6 2 の切除された部分DD1は、それまで蛍光画像FPの色（赤系）から、狭帯域画像NBPの部分DD1の色（青系）へ変化する。すなわち、ESDにおいて粘膜下層 6 2 の切除が進むにつれて、その切除部分の色が異なる色に変化していくので、術者は、切除部分DD1が固有筋層 6 3 に接近していることを容易に認識することができる。

また、血管の視認性を上げて出血リスクを低減する光として波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光NBaを用い、さらに波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光NBbによりインジゴカルミンで染色された粘膜下層 6 2 とその下の固有筋層 6 3 のコントラストが上がるため、生理食塩水NSは、含有されるインジゴカルミンの薄いものでよい。

【 0 0 5 9 】

10

なお、上述した実施の形態では、粘膜下層 6 2 に注入される生理食塩水NSに含有される色素は、インジゴカルミンであるが、色素は、他の色素、例えばメチレンブルー、でもよい。その場合は、その色素の光吸収スペクトル特性にあった狭帯域光NBbが選択される。

【 0 0 6 0 】

以上のように、上述した実施の形態によれば、ESDにおいて、粘膜深部の血管の視認性と、粘膜下層の視認性を向上させた内視鏡装置を実現することができる。

【 0 0 6 1 】

次に、上述した実施の形態の変形例について説明する。

（変形例 1）

本変形例は、光源装置の変形例である。図 1 7 は、本変形例に係わる内視鏡装置の構成を示す構成図である。図 1 7 は、図 1 とは、光源装置の構成が異なっている。図 1 7 において、図 1 と同じ構成要素については、同じ符号を付し、説明は省略する。

20

【 0 0 6 2 】

光源装置 4 A は、照明手段としての照明光（白色光）を発光するキセノンランプ 1 0 1 と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ 1 0 2 と、熱線カットフィルタ 1 0 2 を介した白色光の光量を制御する絞り装置 1 0 3 と、照明光を面順次光にする帯域制限手段としての回転フィルタ 1 0 4 と、回転フィルタ 1 0 4 の回転及び位置を制御する制御回路 1 3 A とを備えて構成される。回転フィルタ 1 0 4 を介した面順次光は、集光レンズ 1 5 によって、電子内視鏡 3 内に配設されたライトガイド 1 4 の入射面に集光される。キセノンランプ 1 0 1、回転フィルタ 1 0 4 及びライトガイド 1 4 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。

30

【 0 0 6 3 】

図 1 8 は、回転フィルタ 1 0 4 の構成を示す図である。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 1 0 4 は、図 1 8 に示すように、円盤状に構成され、その中心を回転軸とした構造となっている。回転フィルタ 1 0 4 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 1 1 1, 1 1 2, 1 1 3 が、配置されている。

【 0 0 6 4 】

フィルタ 1 1 1 は、励起光EXとして、波長 4 0 0 n m 付近の光（＝ 1）を透過させるフィルタである。フィルタ 1 1 2 は、狭帯域光NBaとして、波長 6 3 0 n m 付近の光（＝ 2）を透過させるフィルタである。フィルタ 1 1 3 は、狭帯域光NBbとして、波長 6 0 0 n m 付近の光（＝ 3）を透過させるフィルタである。

40

【 0 0 6 5 】

回転フィルタ 1 0 4 は、照明光の出射部であるキセノンランプ 1 0 1 から CCD 2 の撮像面に至る光路上に配置され、照明光を、複数の波長帯域のうち少なくとも 3 つの波長帯域の光に狭めるように制限する。そして、制御回路 1 3 A は、回転フィルタ 1 0 4 を回転させるためのモータ 1 0 5 を制御して、回転フィルタ 1 0 4 の回転を制御する。

【 0 0 6 6 】

モータ 1 0 5 には、ラック 1 0 6 a が接続され、ピニオン 1 0 6 b には、図示しないモータが接続され、ラック 1 0 6 a は、ピニオン 1 0 6 b に螺合するように取り付けられて

50

いる。制御回路 1 3 A は、ピニオン 1 0 6 b に接続されたモータの回転を制御することによって、回転フィルタ 1 0 4 を矢印 d で示す方向に移動して、回転フィルタ 1 0 4 の位置を変更することができる。

なお、キセノンランプ 1 0 1、絞り装置 1 0 3、回転フィルタモータ 1 0 5、及びピニオン 1 9 b に接続されたモータ（図示せず）には電源 1 1 A より電力が供給される。

【 0 0 6 7 】

術者がモード切替スイッチ 4 1 を操作して、通常光観察モードを選択すると、回転フィルタ 1 0 4 は、光路上から外れ、熱線カットフィルタ 1 0 2 を通って出射される白色光がレンズ 1 5 に当たり、白色光がライトガイド 1 4 に導入される。また、術者がモード切替スイッチ 4 1 を操作して、ESDモードを選択すると、回転フィルタ 1 0 4 は、光路上に配置され、制御回路 1 3 A の制御の下、フィルタ 1 1 1、1 1 2、1 1 3 を介した励起光 EX 及び 2 つの狭帯域光 NBa、NBb が、順番にライトガイド 1 4 に導入される。

従って、図 1 7 に示すような光源装置 4 A を用いても、上述した実施の形態と同様の作用を得ることができる。

【 0 0 6 8 】

なお、上述した変形例においては、撮像素子はカラー撮像素子を用いているが、撮像素子は単色の撮像素子であってもよい。その場合、回転フィルタ 1 0 4 A は、図 1 9 に示すような構成となる。図 1 9 は、単色の撮像素子を用いる場合の回転フィルタの構成を示す図である。

【 0 0 6 9 】

回転フィルタ 1 0 4 A は、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 1 1 4、G（緑）フィルタ部 1 1 5、B（青）フィルタ部 1 1 6 が、第 1 のフィルタ群として、配置されている。さらに、回転フィルタ 1 0 4 A 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 2 つのフィルタ 1 1 1、1 1 2、1 1 3 が、第 2 のフィルタ群として、配置される。

【 0 0 7 0 】

制御回路 1 3 A は、通常光観察モードの場合は、第 1 のフィルタ群が光路上に配置されるように、そして、ESDモードの場合は、第 2 のフィルタ群が光路上に配置されるように、ピニオン 1 0 6 b に接続されたモータの回転を制御する。

【 0 0 7 1 】

CCDからのRGBの画像信号は、回転フィルタ 1 0 4 A の回転に同期して、それぞれ 3 つの同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 に格納される。すなわち、通常光観察モードの場合は、RGBの 3 つの画像信号がそれぞれ同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 に格納され、ESDモードの場合は、自家蛍光 FL と 2 つの狭帯域光 NBa、NBb の反射光が、それぞれ同時化メモリ 2 7、2 8、2 9 に格納される。

以上のように、本変形例に示した構成によって、上述した実施の形態と同様の作用と効果を得ることができる。

【 0 0 7 2 】

（変形例 2）

上述した実施の形態及び変形例では、比較的太い血管を描画するために、波長 6 3 0 nm 付近の狭帯域光 NBa を用いていたが、より細い血管を描画したい場合は、波長 5 5 0 nm 付近の狭帯域光 NBc を用いてもよい。すなわち、波長 5 5 0 nm 付近の狭帯域光 NBc は、波長 6 0 0 nm 付近の狭帯域光 NBb よりも短波長側かつ体腔内組織表面の散乱又は吸収の影響を受けにくい波長帯域の光である。

【 0 0 7 3 】

波長 5 5 0 nm 付近の狭帯域光 NBc は、インジゴカルミンの影響を受けにくく、かつより細かい血管を描画できるというメリットがある。

以上のように、本変形例に示した構成によっても、上述した実施の形態と同様の作用と効果を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

(変 形 例 3)

上述した実施の形態では、ESDモード時は、蛍光画像FPを含む合成画像CPが表示されているが、ESDモードにおいて、合成画像CPにおいて蛍光画像FPを表示しないようにしてもよい。

本変形例では、ESDモードは、合成画像CPにおいて蛍光画像FPを表示する蛍光画像表示モードFMと、合成画像CPにおいて蛍光画像FPを表示しない蛍光画像非表示モードNFMを、さらに有する。

【 0 0 7 5 】

ESDにおいて、電気メス等の使用によりスパーク等が発生すると、観察モニタ5に表示される観察画像中にスミアやハレーションが発生する場合がある。自家蛍光FLはもとも弱い光なので、自家蛍光FLの増幅度は高く、ハレーション等が発生すると、観察モニタ5に表示される観察画像が大きく乱れ、観察が不可能になる場合がある。

【 0 0 7 6 】

そこで、ESDモードにおいて、電気メスなどの処置具の出力信号がオン状態にあるとき（ケース1）、所定の操作スイッチにより蛍光画像非表示モードNFMが選択されているとき（ケース2）、あるいはハレーション等の発生が検出されたとき（ケース3）は、合成画像CPに蛍光画像FPを含めない蛍光画像非表示モードNFMとなるように、プロセッサ7は画像の合成を制御する。

【 0 0 7 7 】

ケース1の場合は、図1において点線で示すように、電気メスなどの外科用処置具SIの出力信号SICが制御回路36に入力されるようにして、電気メスなどの出力状態に応じて、蛍光画像表示モードFMと蛍光画像非表示モードNFMのいずれかが自動的に選択される。よって、外科用処置具から出力があるときは、蛍光画像非表示モードNFMが選択され、画面上でのハレーション等の発生が抑えることができる。

【 0 0 7 8 】

ケース2の場合は、モード切替スイッチ41のスイッチ群の一つが、蛍光画像表示モードFMまたは蛍光画像非表示モードNFMを選択するためのスイッチであり、術者の設定により、蛍光画像非表示モードNFMが選択される。よって、術者の選択あるいは指示に応じて、蛍光画像非表示モードNFMが選択され、画面上でのハレーション等の発生が抑えることができる。

【 0 0 7 9 】

ケース3の場合は、図1において点線で示すように、画像処理回路30に、例えば、ハレーション判定回路30aを設ける。ハレーション判定回路30aは、蛍光画像FL中の飽和画素の数に基づいて、蛍光画像FLに含まれるハレーション状態を検出するハレーション検出部である。そのハレーション判定回路30aがハレーションを検出すると、画像処理回路30は、合成画像CPにおいて蛍光画像FPを表示しない指示が成され、蛍光画像非表示モードNFMが、自動的に選択される。なお、ハレーションの検出は、例えば、画像の全画素中、所定数以上の画素が所定の閾値以上の輝度を有するか否かによって行うことができる。

【 0 0 8 0 】

以上のように、蛍光画像非表示モードNFMの指示は、蛍光画像FLを表示しない指示であり、その指示は、所定のスイッチの操作状態、処置具の出力状態、あるいは蛍光画像FLに含まれるハレーション等の状態、に基づいて成される。

【 0 0 8 1 】

画像処理回路30は、合成画像CPにおいて蛍光画像FPを表示する蛍光画像表示モードFMでは、蛍光画像FPと狭帯域画像NAP,NBPを合成した合成画像CPを出力する。

【 0 0 8 2 】

画像処理回路30は、蛍光画像非表示モードNFMでは、狭帯域画像NAP,NBPのみを合成した合成画像CPを出力する。

10

20

30

40

50

なお、蛍光画像FPを表示しない蛍光画像非表示モードNFMでは、赤(R)のチャンネルの成分が欠如するので、狭帯域画像NAP,NBPの信号あるいは別の所定の信号を赤(R)のチャンネルに割り当てて、狭帯域画像NAP,NBPの信号のそれぞれに所定の重み付け係数を掛けて合成することによって、合成画像CPが全体に青くならないようにしてもよい。

【0083】

さらになお、蛍光画像非表示モードNFMでは、蛍光画像FPを全く表示しないのではなく、蛍光画像FPのゲインを所定量だけ下げないようにしてもよい。言い換えると、内視鏡装置1は、蛍光画像FPの信号レベルを下げて、他の画像と合成して出力する蛍光画像弱表示モードを有していてもよい。

【0084】

すなわち、画像処理回路30は、励起光EXにより結合組織から発せられる自家蛍光FLによる第1の画像信号と、第1の狭帯域光NBaによる第2の画像信号と、第2の狭帯域光NBbによる第3の画像信号とを生成し、蛍光画像弱表示モードの指示等の所定の指示があるときは、各信号のゲインを所定量だけ下げた蛍光画像FPと、各信号のゲインを所定量だけ下げない狭帯域画像NAP,NBPとを出力する。

【0085】

以上のように、本変形例に示した構成によっても、上述した実施の形態と同様の作用と効果を得ることができると共に、ハレーション等による大きく乱れのない観察観察を得ることができる。

【0086】

(変形例4)

上述した実施の形態及び各変形例では、通常光観察モードとESDモードは、術者により切り替わるものであったが、光源装置から、白色光WL、励起光EX、2つの狭帯域光NBa、NBbを時系列的に連続して出射するようにしてもよい。

【0087】

例えば、図1のLED照明部12における白色LED16a、励起光LED16b、第1の狭帯域光LED16c及び第2の狭帯域光LED16dを、順番に駆動して、白色光WLの反射光、自家蛍光FL、第1の狭帯域光NBaの反射光、第2の狭帯域光NBbの反射光の順番で、連続的に受光して、画像処理回路30において、それぞれの画像を生成する。

【0088】

そして、画像処理回路30は、白色光WLの反射光に基づき通常光観察用の第1の画像を生成し、かつ自家蛍光FL、第1の狭帯域光NBaの反射光、第2の狭帯域光NBbの反射光から生成した合成画像CPを第2の画像として生成する。画像処理回路30は、第1の画像と第2の画像を並べて、観察モニタ5の画面上に同時に表示する。

【0089】

図20は、観察モニタ5に同時表示された2つの画像の表示形態の例を示す図である。図20に示すように、観察モニタ5の画面5a上に、第1の画像と第2の画像が並べて同時に表示される。

【0090】

すなわち、画像処理回路30は、励起光EX、第1の狭帯域光NBa及び第2の狭帯域光NBbを切り替えて照射して、CCD2により撮像して得られた3つの画像を合成した第1の画像を生成し、かつ白色光WLを照射して、CCD2により撮像して得られた画像から第2の画像を生成して2つの画像の画像信号を出力する。そして、観察モニタ5の画面上には、第1の画像と第2の画像が同時に表示される。

【0091】

本変形例によれば、上述した実施の形態と同様の作用と効果を得ることができると共に、通常光観察モードの第1の画像とESDモードの第2の画像の両方が観察モニタ5の画面上に同時に表示されるので、術者は、ESDを行い易い。

【0092】

(変形例5)

10

20

30

40

50

上述した実施の形態では、通常光観察モード時は、白色光が体腔内組織に照射され、ESDモード時は、励起光EXと2つの狭帯域光NBa、NBbが照射される。そのため、通常光観察モードとESDモードでは、観察モニタ5に表示される画像の色味が大きく異なってしまう。

【0093】

そこで、本変形例では、モード切替の前と後で、観察モニタ5に表示される画像の色味の差が小さくされる。

そのために、通常光観察モードでは、波長400nm付近の励起光EXと、波長600nm付近の狭帯域光NBbと、波長400～690nmの白色光WL1を、順番に連続的に出射する。

【0094】

順番に出射された励起光EX、狭帯域光NBb、白色光WL1は、カラー撮像素子であるCCD2によって、撮像されるが、励起光カットフィルタ44により波長400～430nmの帯域の波長の光が失われるので、プロセッサ7内の画像処理回路30において、コントラスト変換を行って白色光画像の色再現性を確保する。

【0095】

さらに、画像処理回路30において、励起光EXに対する蛍光画像FLを、赤(R)チャンネルに割り当て、狭帯域光NBbの反射光を、緑(G)チャンネルに割り当て、白色光WL1の反射光を、青(B)チャンネルに割り当てることによって、通常光観察用の合成画像CPが生成される。

【0096】

このとき、プロセッサ7内では、蛍光FLと狭帯域光NBbの比率、すなわち(蛍光FLの強度)/(狭帯域光NBbの強度)の比、を算出して求める。算出した比率を、白色光WL1の反射光の青(B)チャンネルの信号に乗算して、得られた信号を青(B)チャンネルに出力する。

【0097】

すなわち、(蛍光FLの強度)/(狭帯域光NBbの強度)の比が乗算された白色光WL1の反射光の青(B)チャンネルの画像と、蛍光画像FLの赤(R)チャンネルの画像と、狭帯域光NBbの緑(G)チャンネルとが合成された合成画像CPが観察モニタ5に表示される。

【0098】

粘膜下層62の結合組織は、励起光EXにより強い蛍光FLを発するが、一方で、インジゴカルミンで染色された粘膜下層62は、狭帯域光NBbを吸収し、その反射光は減衰する。従って、蛍光FLと狭帯域光NBbの比率は、粘膜層61と粘膜下層62の境界及び固有筋層63と粘膜下層62の境界において、大きく変化する。そこで、比率を白色光WL1の反射光の青(B)チャンネルの信号に乗算して、3つの画像を合成することにより、通常光観察モードにおいて、合成画像CPは、粘膜下層62が他の体腔内組織よりも青味を帯びて表示される。

【0099】

よって、通常光観察モードにおいても、粘膜下層62だけが強い青色で描出されるので、粘膜下層62と固有筋層63の境界が明瞭に表示され、術者は、固有筋層63に対する穿孔のリスクを回避しながら、処置を行うことができる。

【0100】

さらに、通常光観察モードとESDモードの切替時において、両者の画像の色味が大きく変化しないので、術者は、違和感なく観察をすることができる。

【0101】

以上のように、本変形例に示した構成によっても、上述した実施の形態と同様の作用と効果を得ることができると共に、通常光観察モードとESDモードの切替時において、違和感のない観察画像を得ることができる。

【0102】

以上のように、上述した実施の形態及び各変形例によれば、ESD時に、粘膜深部の血管

10

20

30

40

50

64の視認性がよく、かつ粘膜下層62の視認性も向上した画像を観察モニタ5に表示する内視鏡装置を得ることができる。

【0103】

ESDは、粘膜下浸潤する以前の早期癌などに対して、粘膜下層から剥離して切除することによって、病変部を取り除く低侵襲の手技であり、上述した実施の形態及び各変形例によれば、粘膜下層と固有筋層の境界が明瞭になるので、固有筋層の誤切除あるいは穿孔が防止できる。さらに、上述した実施の形態及び各変形例によれば、比較的深部の動脈を明瞭に描出できるので、動脈切除による出血リスクを防止できる。よって、術者は、ESDを安全に行える。

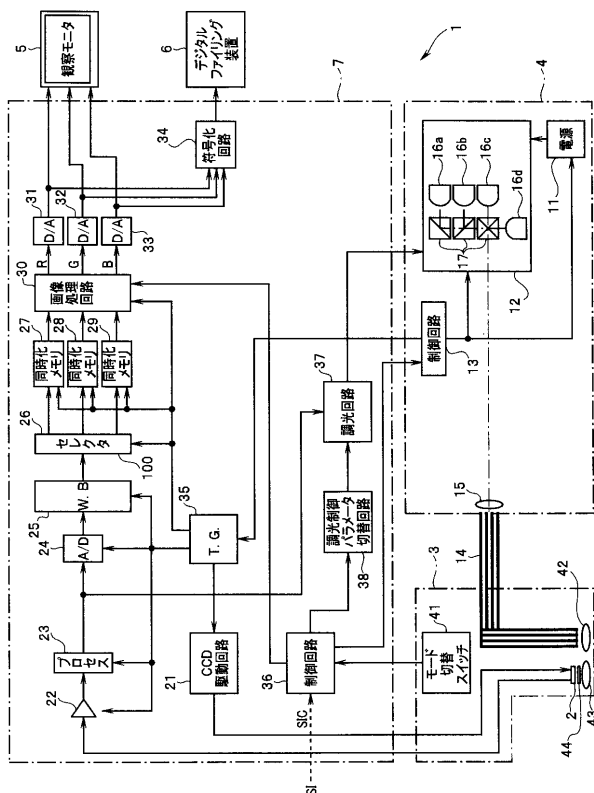
【0104】

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。

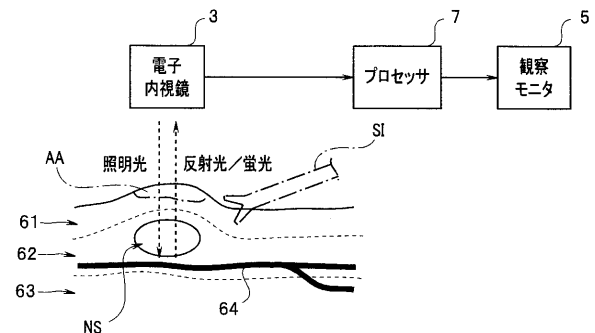
【0105】

本出願は、2011年4月11日に日本国に出願された特願2011-87769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。

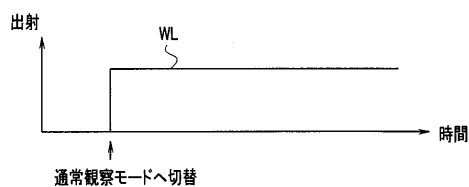
【図1】



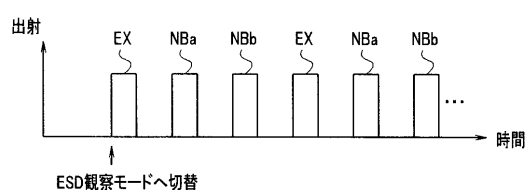
【図2】



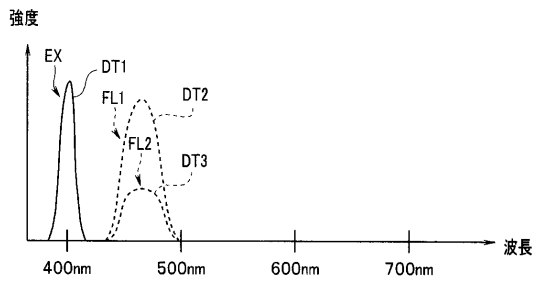
【図3】



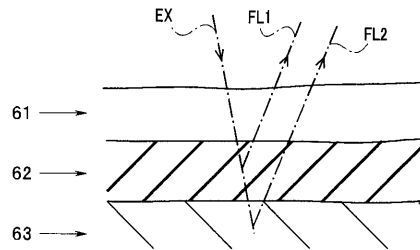
【図4】



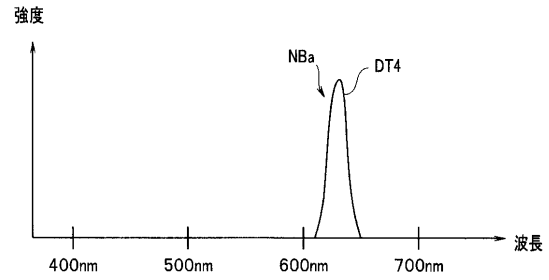
【図 5】



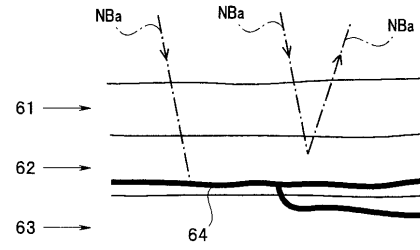
【図 6】



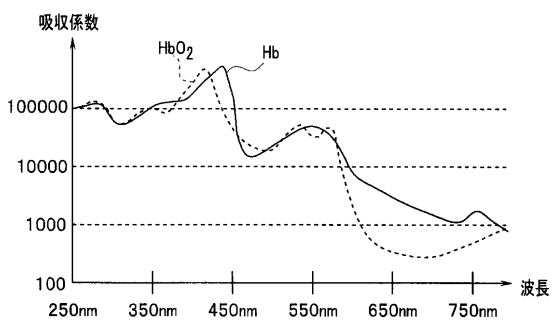
【図 7】



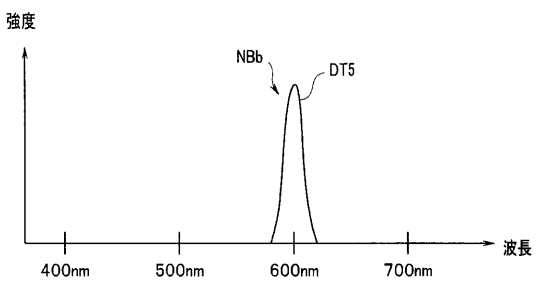
【図 8】



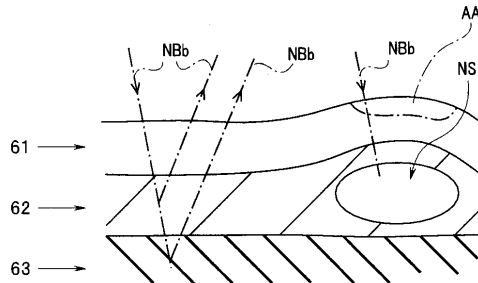
【図 9】



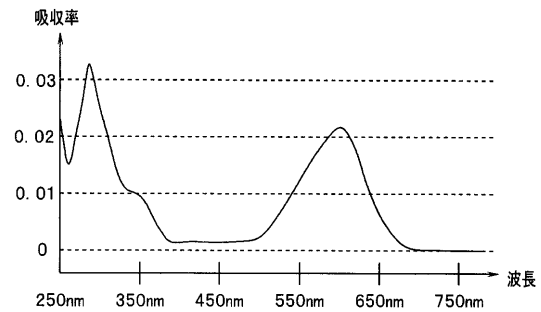
【図 10】



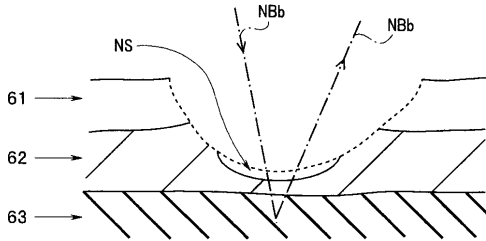
【図 11】



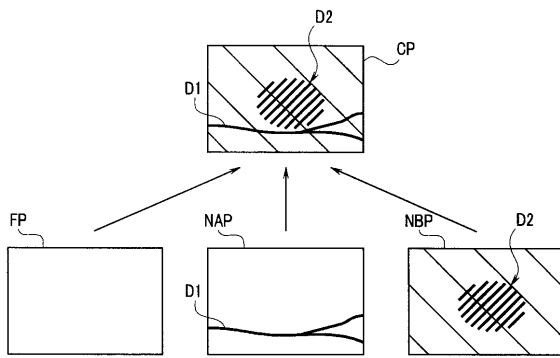
【図 12】



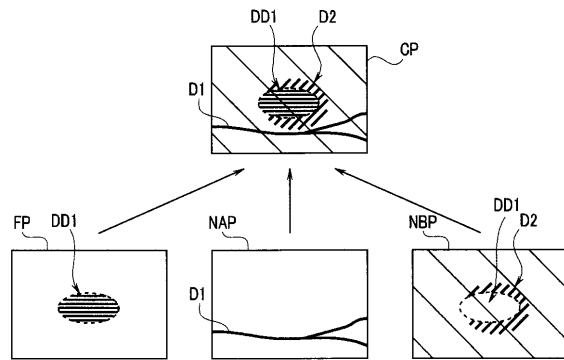
【図 13】



【図 14】



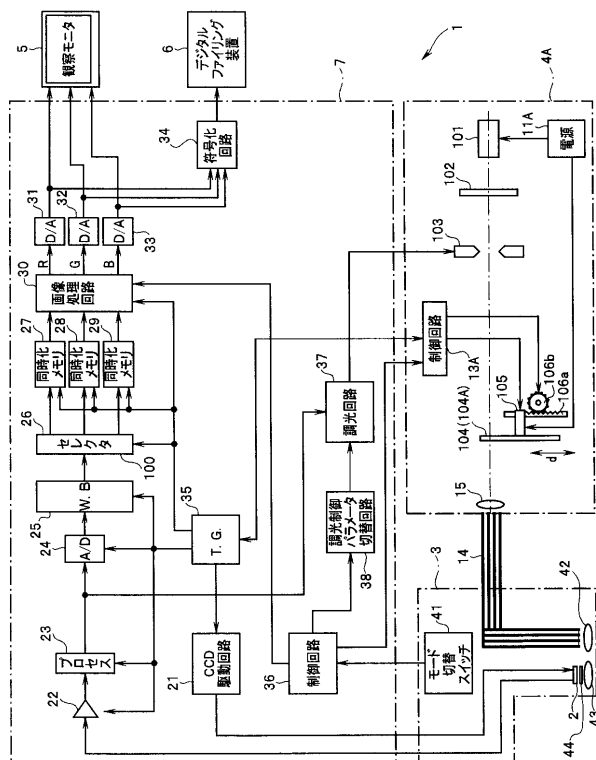
【図 15】



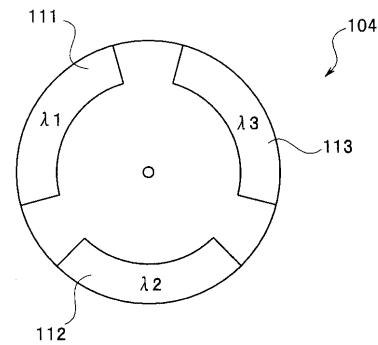
【図 16】

	粘膜下層 (染色)	固有筋層	血管
430-500nm (Rch)	↑	↓	↓
630nm (Gch)	↓	↑	↓
600nm (Bch)	↓	↑	↓

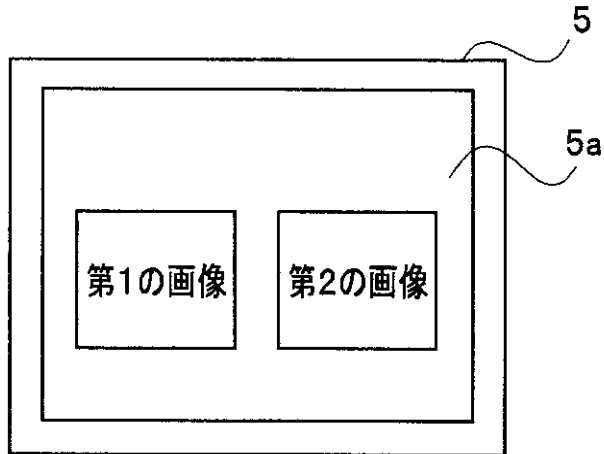
【図 17】



【図 18】



【図 20】



【手続補正書】

【提出日】平成24年10月11日(2012.10.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明の一態様の内視鏡装置は、体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光、前記粘膜下層あるいは前記粘膜下層下の固有筋層を走行する血管に吸収される第1の狭帯域光、及び前記粘膜下層に局注された物質に吸収される第2の狭帯域光を切り替えて照射可能な照明部と、前記照明部により照射された前記体腔内組織を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像して得られた撮像信号から複数の画像信号を生成する画像信号生成部と、を備える。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正3】

【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】

体腔内組織の粘膜下層における結合組織を励起する励起光、前記粘膜下層あるいは前記粘膜下層下の固有筋層を走行する血管に吸収される第 1 の狭帯域光、及び前記粘膜下層に局注された物質に吸収される第 2 の狭帯域光を切り替えて照射可能な照明部と、

前記照明部により照射された前記体腔内組織を撮像する撮像部と、

前記撮像部により撮像して得られた撮像信号から複数の画像信号を生成する画像信号生成部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

第 1 のモードと第 2 のモードの切替を指示するモード切替スイッチを有し、

前記照明部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光に加えて、白色光を照明可能であり、

前記照明部は、前記モード切替スイッチにおいて前記第 1 のモードが指示されたときは、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を切り替えて照射し、前記第 2 のモードが指示されたときは、前記白色光を照射することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像信号生成部は、前記励起光により前記結合組織から発せられる自家蛍光による第 1 の画像信号と、前記第 1 の狭帯域光による第 2 の画像信号と、前記第 2 の狭帯域光による第 3 の画像信号とを生成し、

前記画像信号生成部は、前記第 1 の画像信号を表示しない指示があるときには、前記複数の画像信号として、前記第 2 の画像信号と前記第 3 の画像信号とを出力し、前記第 1 の画像信号を表示しない指示がないときには、前記複数の画像信号として、前記第 1 の画像信号、前記第 2 の画像信号及び前記第 3 の画像信号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 4】

前記第 1 の画像信号を表示しない指示は、所定のスイッチの操作状態、処置具の出力状態、あるいは前記第 1 の画像信号に基づく画像に含まれるハレーション状態、に基づいて成されることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記画像信号生成部は、前記第 1 の画像信号に基づく画像に含まれるハレーション状態を検出するハレーション検出部を有し、

前記ハレーション検出部が、前記ハレーションを検出すると、前記第 1 の画像信号を表示しない指示が成されることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記画像信号生成部は、前記励起光により前記結合組織から発せられる自家蛍光による第 1 の画像信号と、前記第 1 の狭帯域光による第 2 の画像信号と、前記第 2 の狭帯域光による第 3 の画像信号とを生成し、

前記画像信号生成部は、所定の指示情報に基づいて前記第 1 の画像信号に対してゲインを所定量だけ下げた上で前記第 2 の画像信号及び前記第 3 の画像信号と合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】

前記所定の指示情報は、所定のスイッチの操作状態、処置具の出力状態、あるいは前記第 1 の画像信号に基づく画像に含まれるハレーション状態、に基づいて成されることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 1 の狭帯域光は、前記第 2 の狭帯域光よりも長波長側かつ前記体腔内組織表面の散乱又は吸収の影響を受けにくい波長帯域の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 9】

前記第 1 の狭帯域光は、前記第 2 の狭帯域光よりも短波長側かつ前記体腔内組織表面の散乱又は吸収の影響を受けにくい波長帯域の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 10】

前記照明部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光に加えて、白色光を照明可能であり、

前記画像信号生成部は、前記励起光、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を切り替えて照射して、前記撮像部により撮像して得られた 3 つの画像から第 1 の画像を生成し、かつ前記白色光を照射して、前記撮像部により撮像して得られた画像から第 2 の画像を生成し、表示装置の画面上で、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像を同時に表示するように、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像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 11】

前記物質は、インジゴカルミンであり、

前記第 2 の狭帯域光は、前記インジゴカルミンの光吸収特性における吸収ピークに対応する狭帯域光であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記撮像部は、前記励起光を遮断するための励起光カットフィルタを備えてい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】

前記画像信号生成部により生成された前記複数の画像を合成した画像を表示する表示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 14】

前記照明部は、光源からの光を透過して、波長が 400 nm 付近の前記励起光、波長が 630 nm 付近の前記第 1 の狭帯域光及び波長が 600 nm 付近の前記第 2 の狭帯域光を面順次光として出射するための帯域制限部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 15】

前記照明部は、波長が 400 nm 付近の前記励起光、波長が 630 nm 付近の前記第 1 の狭帯域光及び波長が 600 nm 付近の前記第 2 の狭帯域光を面順次光として出射するための発光素子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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/055258

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/044432 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 22 April 2010 (22.04.2010), entire text; all drawings & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-15
A	JP 2002-95635 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April 2002 (02.04.2002), entire text; all drawings & US 2003/0176768 A1 & US 2008/0281154 A1 & US 2008/0294105 A1 & EP 1302152 A1 & EP 2319390 A1 & WO 2002/007588 A1	1-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
21 May, 2012 (21.05.12)Date of mailing of the international search report
29 May, 2012 (29.05.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/055258

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-198794 A (Pentax Corp.), 28 July 2005 (28.07.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2007-75569 A (Keiichiro KUME), 29 March 2007 (29.03.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	Takuji YAMASAKI et al., "Kakudai Naishikyo wa Dokomade Hitsuyo ka? 3 I no Naishikyo (3) Chiryo Naishikyo no Tachiba kara", Clinical Gastroenterology, 20 June 2010 (20.06.2010), vol.25, no.8, pages 1129 to 1138	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 5 2 5 8	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012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) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)			
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	
A	WO 2010/044432 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010. 04. 22, 全文, 全図 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-15	
A	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 & US 2008/0281154 A1 & US 2008/0294105 A1 & EP 1302152 A1 & EP 2319390 A1 & WO 2002/007588 A1	1-15	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 21. 05. 2012		国際調査報告の発送日 29. 05. 2012	
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) 井上 香緒梨	2Q 3614
		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 5 5 2 5 8
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
A	JP 2005-198794 A (ペンタックス株式会社) 2005.07.28, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2007-75569 A (久米 恵一郎) 2007.03.29, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-15
A	山崎琢士, 外1名, 拡大内視鏡はどこまで必要か?3 胃の内視鏡(3) 治療内視鏡の立場から, 臨床消化器内科, 2010.06.20, Vol.25, No.8, Page.1129-1138	1-15

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, MD, 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, 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, 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, VN

F ターム(参考) 4C161 BB01 BB08 CC06 FF45 FF46 FF47 GG01 LL02 MM05 NN01
QQ02 QQ04 QQ07 QQ08 QQ09 RR05 RR14 RR18 RR22 TT04
TT13

(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	JPWO2012140970A1	公开(公告)日	2014-07-28
申请号	JP2012547206	申请日	2012-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	武井俊二 五十嵐誠		
发明人	武井 俊二 五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0646 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.U		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ08 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/TT04 4C161/TT13		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011087769 2011-04-11 JP		
其他公开文献	JP5167440B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置1包括光源装置4，内窥镜3，处理器7和观察监视器5。光源4装置在激发体腔内组织的粘膜下层的结缔组织的激发光EX之间进行切换。窄带光NBa被穿过粘膜下层62或固有肌层63的血管64吸收，窄带光NBb被局部注入粘膜下层62的物质吸收，并辐射选择的光。处理器7生成多个图像信号，其图像由内窥镜3的CCD 2拾取，并且观察监视器5合成多个图像并显示合成图像。

