

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/081297

発行日 平成26年5月22日 (2014.5.22)

(43) 国際公開日 平成24年6月21日 (2012.6.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

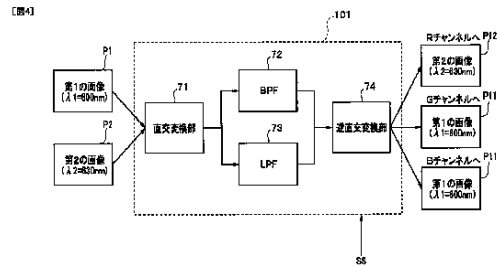
出願番号	特願2012-528174 (P2012-528174)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/073110	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成23年10月6日 (2011.10.6)	(72) 発明者	五十嵐 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5215506号 (P5215506)	(72) 発明者	山崎 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成25年6月19日 (2013.6.19)	Fターム(参考)	4C161 AA01 AA04 BB08 GG01 HH51 JJ11 NN01 QQ01 RR04 SS22 SS23 WW20
(31) 優先権主張番号	特願2010-282170 (P2010-282170)		
(32) 優先日	平成22年12月17日 (2010.12.17)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置 1 は、被検体に対して照明光を照明する光源装置 4 と、被検体に照射された照明光の反射光を受光して被検体を撮像する CCD 2 と、CCD 2 により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも 2 つ以上の狭帯域波長の撮像信号の平均画像から高周波成分を抑制した第 1 画像信号を生成すると共に、所定の 2 つの狭帯域波長の撮像信号の差分画像から高周波成分を抑制した第 2 画像信号を生成する画像処理部 1 0 1 と、第 1 画像信号及び第 2 画像信号を 1 以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示を行う観察モニタ 5 を備える。



- 71 Orthogonal conversion unit
- 72 BPF
- 73 LPF
- 74 Inverse orthogonal conversion unit
- P1 First image
- P2 Second image
- P11 To G channel; First image
- P12 To B channel; First image
- P11 To B channel; First image
- P12 To R channel; Second image

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して照明光を照明する照射部と、

前記照射部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、

前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長の撮像信号の平均画像から高周波成分を抑制した第1画像信号を生成すると共に、所定の2つの狭帯域波長の撮像信号の差分画像から高周波成分を抑制した第2画像信号を生成する画像信号処理部と、

前記第1画像信号及び前記第2画像信号を1以上の所定の色チャンネルに割り当てて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】

前記画像信号処理部は、前記少なくとも2つ以上の狭帯域波長のそれぞれの画像信号に対する直交変換処理により前記平均画像と前記差分画像を生成し、前記平均画像と前記差分画像のそれぞれの画像信号に対する逆直交変換処理により前記第1画像信号と前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像信号処理部は、直交変換部と逆直交変換部を有し、前記直交変換部は、係数マトリックスを用いたマトリックス演算により、前記直交変換処理を行い、前記逆直交変換部は、前記係数マトリックスの逆行列を用いたマトリックス演算により、前記逆直交変換処理を行うことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記画像信号処理部は、第1空間フィルタと第2空間フィルタとを有し、前記第1空間フィルタは、前記平均画像から高周波成分を抑制して前記第1画像信号を生成し、前記第2空間フィルタは、前記差分画像から高周波成分を抑制して前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項1から3のいずれか1つに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記照明光の出射部から前記撮像部の撮像面に至る光路上に配置され、前記照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも2つの波長帯域を狭めるように制限し、前記被写体の離散的な分光分布の帯域像を前記撮像部の前記撮像面に結像させる帯域制限部を、さら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。

30

【請求項 6】

前記照射部から出射する前記照明光の波長が、可視域の赤色帯域であって、かつヘモグロビン吸光特性が所定量以上減衰す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 7】

前記画像信号処理部は、前記所定の2つの狭帯域波長より短波長帯域の第3画像信号に対して、構造強調処理を実行し、

前記表示部は、前記第3画像信号、及び前記第1画像信号若しくは前記第2画像信号のうちいずれか一方、の画像信号を前記1以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 8】

内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法は、

照射部により、被検体に対して照明光を照明すること、

内視鏡の撮像部により、前記照射部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像すること、

画像信号処理部により、前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長の撮像信号の平均画像から高周波成分を抑制した第1画像信号を生成すること、

50

前記画像信号処理部により、所定の2つの狭帯域波長の撮像信号の差分画像から高周波成分を抑制した第2画像信号を生成すること、

表示部により、前記第1画像信号及び前記第2画像信号を1以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示を行うこと、
を有する内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

【請求項9】

前記画像信号処理部は、前記少なくとも2つ以上の狭帯域波長のそれぞれの画像信号に対する直交変換処理により前記平均画像と前記差分画像を生成し、前記平均画像と前記差分画像のそれぞれの画像信号に対する逆直交変換処理により前記第1画像信号と前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

10

【請求項10】

前記画像信号処理部は、直交変換部と逆直交変換部を有し、前記直交変換部は、係数マトリックスを用いたマトリックス演算により、前記直交変換処理を行い、前記逆直交変換部は、前記係数マトリックスの逆行列を用いたマトリックス演算により、前記逆直交変換処理を行うことを特徴とする請求項9に記載の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

【請求項11】

前記画像信号処理部は、第1空間フィルタと第2空間フィルタとを有し、前記第1空間フィルタは、前記平均画像から高周波成分を抑制して前記第1画像信号を生成し、前記第2空間フィルタは、前記差分画像から高周波成分を抑制して前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項8から10のいずれか1つに記載の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

20

【請求項12】

前記照明光の出射部から前記撮像部の撮像面に至る光路上に配置され、前記照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも2つの波長帯域を狭めるように制限し、前記被写体の離散的な分光分布の帯域像を前記撮像部の前記撮像面に結像させる帯域制限部を、さらに備えることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

【請求項13】

前記照明部から出射する前記照明光の波長が、可視域の赤色帯域であって、かつヘモグロビン吸光特性が所定量以上減衰する波長帯域であることを特徴とする請求項8に記載の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

30

【請求項14】

前記画像信号処理部は、前記所定の2つの狭帯域波長より短波長帯域の第3画像信号に対して、構造強調処理を実行し、

前記表示部は、前記第3画像信号、及び前記第1画像信号若しくは前記第2画像信号のうちいずれか一方、の画像信号を前記1以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、内視鏡装置及び内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法に関し、特に、粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置及び内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

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

50

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。

【 0 0 0 3 】

内視鏡装置は、内視鏡と、内視鏡に接続された画像処理装置と、観察モニタとを含んで構成される。内視鏡挿入部の先端部に設けられた撮像素子により病変部が撮像され、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。このような赤外内視鏡装置に関しては、日本国特開 2 0 0 0 - 4 1 9 4 2 号公報に開示されているように、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 (例えば、特許文献 1 参照) 。 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。

【 0 0 0 5 】

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

【 0 0 0 6 】

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

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

【 0 0 0 7 】

そこで、本発明は、上述した問題に鑑みて成されたものであり、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭に表示可能な内視鏡装置及び内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法を提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に対して照明光を照明する照射部と、前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも 2 つ以上の狭帯域波長の撮像信号の平均画像から高周波成分を抑制した第 1 画像信号を生成すると共に、所定の 2 つの狭帯域波長の撮像信号の差分画像から高周波成分を抑制した第 2 画像信号を生成する画像信号処理部と、前記第 1 画像信号及び前記第 2 画像信号を 1 以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示を行う表示部と、を備える。

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様の内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法は、照射部により、被検体に対して照明光を照明すること、内視鏡の撮像部により、前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像すること、画像信号処理部により、前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも 2 つ以上の狭帯域波長

10

20

30

40

50

の撮像信号の平均画像から高周波成分を抑制した第1画像信号を生成すること、前記画像信号処理部により、所定の2つの狭帯域波長の撮像信号の差分画像から高周波成分を抑制した第2画像信号を生成すること、表示部により、前記第1画像信号及び前記第2画像信号を1以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示を行うこと、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の第1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】本発明の第1の実施の形態に係わる回転フィルタ14の構成を示す図である。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係わる狭帯域観察における全体の処理の流れを説明するための図である。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係わる画像処理部101の処理の内容を示すブロック図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係わる、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73のそれぞれのフィルタ特性の例を示す図である。

【図6】本発明の第1の実施の形態に係わる、表示された狭帯域画像を説明するための図である。

【図7】本発明の第1の実施の形態の変形例2に係る内視鏡装置1Aの構成を示す構成図である。

【図8】本発明の第1の実施の形態の変形例2に係る画像処理部101Aの構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の第2の実施の形態に係わる回転フィルタの構成を示す図である。

【図10】本発明の第2の実施の形態に係る画像処理部101Bの処理の内容を示すブロック図である。

【図11】本発明の第2の実施の形態に係わる、バンドパスフィルタ72、ローパスフィルタ73及び構造強調部75のそれぞれのフィルタ特性の例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

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)

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

【0012】

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として撮像素子であるCCD2を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示するビデオプロセッサ7とから構成される。内視鏡装置1は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードの2つのモードを有する。なお、以下の説明では、内視鏡装置1の通常光観察モードは、従来の通常光観察モードと同じであるので、通常光観察モードの構成の説明は簡単にして、主として狭帯域光観察モードについて説明する。

【0013】

CCD2は、被検体に照射された照明光の反射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。

光源装置4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

10

20

30

40

50

。

【0014】

図2は、回転フィルタ14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。

【0015】

回転14の内周側には、周方向に沿って、2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14-600、14-630が、第2のフィルタ群として、配置されている

10

【0016】

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

【0017】

本実施の形態においては、狭帯域光としては、可視域の赤色帯域で、かつヘモグロビン吸光特性が急激に減衰する波長600nm付近と波長630nm付近の光を用いている。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

【0018】

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、照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも2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。

【0019】

モータ18には、ラック19aが接続され、ピニオン19bには、図示しないモータが接続され、ラック19aは、ピニオン19bに螺合するように取り付けられている。制御回路17は、ピニオン19bに接続されたモータの回転を制御することによって、回転フィルタ14を矢印dで示す方向に移動することができる。よって、制御回路17は、後述するユーザによるモード切替操作に応じて、第1のフィルタ群又は第2のフィルタ群を選択する。

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。

【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、セレクタ100、画像処理部101、セレクタ102、補正回路26、拡大回路27、強調回路28、セレクタ29、同時化メモリ30、31、32、画像処理回路33、D/A変換器34、35、36、タイミングジェネレータ(以下、T.Gという)37、制御回路200、表示画像生成手段としての合成回路201とを備えて構成される。

40

【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出力するものである。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。

50

【 0 0 2 2 】

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

【 0 0 2 3 】

W . B 2 5 は、A/D変換器 2 4 によりデジタル化された面順次の画像信号に対して、例えば画像信号の G 信号を基準に画像信号の R 信号と画像信号の B 信号の明るさが同等となるようにゲイン調整を行いホワイトバランス処理を実行する。

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

【 0 0 2 4 】

画像処理部 1 0 1 は、前記セクタ 1 0 0 からの通常光観察用の R G B の画像信号又は狭帯域光観察用の 2 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 1 0 1 は、モード信号に基づく制御回路 2 0 0 からの選択信号 SS に応じて、通常光観察モード時及び狭帯域光観察モード時の画像信号を、セクタ 1 0 2 へ出力する。

セクタ 1 0 2 は、画像処理部 1 0 1 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 2 6 及び合成回路 2 0 1 に順次出力する。

【 0 0 2 5 】

補正回路 2 6 は、セクタ 1 0 2 あるいは合成回路 2 0 1 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 2 7 は、補正回路 2 6 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 2 8 は、拡大回路 2 7 にて拡大処理された面順次の画像信号に輪郭強調処理を施す。セクタ 2 9 及び同時化メモリ 3 0、3 1、3 2 は、強調回路 2 8 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。

【 0 0 2 6 】

画像処理回路 3 3 は、同時化メモリ 3 0、3 1、3 2 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 3 4、3 5、3 6 は、画像処理回路 3 3 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 . G 3 7 は、光源装置 4 の制御回路 1 7 から、回転フィルタ 1 4 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。

【 0 0 2 7 】

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 4 1 が設けられており、このモード切替スイッチ 4 1 の出力がビデオプロセッサ 7 内のモード切替回路 4 2 に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ 7 のモード切替回路 4 2 は、制御信号を調光制御パラメータ切替回路 4 4 及び制御回路 2 0 0 に出力するようになっている。調光回路 4 3 は、調光制御パラメータ切替回路 4 4 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 の絞り装置 1 3 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 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

次に、本実施の形態における狭帯域観察の全体の大まかな流れを簡単に説明する。

図 3 は、本実施の形態における狭帯域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、通常観察モード下で、内視鏡挿入部の先端部を病変部近傍に位置させる。術者は、処置対象の病変部を確認すると、粘膜下層から固有筋層を走行する、比較的太い、例えば直径が 1 ~ 2 mm の、血管を観察するために、モード切替スイッチ 4 1 を操作して、内視鏡装置 1 を狭帯域観察モードに切り替える。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

狭帯域観察モード下では、内視鏡装置 1 の制御回路 1 7 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 1 9 b に接続されたモータを制御して、回転フィルタ 1 4 の位置を移動させる。さらに、制御回路 2 0 0 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。

【 0 0 3 1 】

図 3 に示すように、狭帯域モードでは、照明光発生部 5 1 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 6 1 を透過して、粘膜下層 6 2 及び固有筋層 6 3 を走行する血管 6 4 に照射される。ここで、照明光発生部 5 1 は、光源装置 4 、回転フィルタ 1 4 、ライトガイド 1 5 等を含んで構成され、内視鏡挿入部の先端から照明光を出射する。回転フィルタ 1 4 の回転により、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光と波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光が、交互に、光源装置 4 から出射されて、被写体に照射される。

10

【 0 0 3 2 】

波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光と波長 6 3 0 n m 付近の狭帯域光の反射光は、それぞれ CCD 2 である反射光受光部 5 2 により受光される。CCD 2 は、それぞれの反射光の撮像信号を出力し、アンプ 2 2 等を介して、セレクトア 1 0 0 へ供給される。セレクトア 1 0 0 は、T . G 3 7 からの所定のタイミングに応じて、波長 6 0 0 n m 付近の第 1 の画像 P1 と波長 6 3 0 n m 付近の第 2 の画像 P2 を保持して、画像処理部 1 0 1 に供給する。

【 0 0 3 3 】

図 1 の画像処理部 1 0 1 は、後述する画像処理を行い、画像処理して得られた各画像信号を、セレクトア 1 0 2 等を介して観察モニタ 5 の RGB の各チャンネルに供給する。その結果、観察モニタ 5 の画面 5 a 上には、粘膜深部の 1 ~ 2 mm の比較的太い血管 6 4 が、高いコントラストで表示される。術者は、観察モニタ 5 に表示された、粘膜下層 6 2 及び固有筋層 6 3 を走行する 1 ~ 2 mm の血管 6 4 に注意しながら、病変部に ESD を施すことができる。

20

【 0 0 3 4 】

図 4 は、画像処理部 1 0 1 の処理の内容を示すブロック図である。画像処理部 1 0 1 には、波長 6 0 0 n m 付近の第 1 の画像 P1 と波長 6 3 0 n m 付近の第 2 の画像 P2 が入力され、直交変換部 7 1 において、2 つの画像 P1 と P2 の画像に対して、所定の直交変換処理が施される。なお、ここでは、通常観察モード時の処理回路は省略し、狭帯域モード時の処理回路について説明する。

30

【 0 0 3 5 】

直交変換部 7 1 は、次の式 (1) に示す直交変換を、第 1 及び第 2 の画像 P1, P2 に対して実行する。第 1 及び第 2 の画像 P1, P2 の対応する画素毎に、次の式 (1) の直交変換が行われ、直交変換部 7 1 は、平均画像 PA と差分画像 PS を生成する。

【 数 1 】

$$AX=Y \quad \dots \quad \text{式(1)}$$

40

【 0 0 3 6 】

ここで、A は、次の式 (2) で示される係数マトリックスである。

【 数 2 】

$$A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 \\ a_3 & a_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.6 & 0.4 \\ 0.4 & -0.6 \end{pmatrix} \quad \dots \quad \text{式(2)}$$

【 0 0 3 7 】

また、X は、第 1 の画像 P1 と第 2 の画像 P2 中の対応する同じ位置の各画素値 x_1, x_2 のマ

50

トリックスである。

【数 3】

$$X = \begin{pmatrix} x1 \\ x2 \end{pmatrix} \quad \dots \quad \text{式(3)}$$

【0038】

また、Yは、平均画像PAと差分画像PSにおける、対応する同じ位置の各画素値 y_1, y_2 のマトリックスである。

【数 4】

$$Y = \begin{pmatrix} y1 \\ y2 \end{pmatrix} \quad \dots \quad \text{式(4)}$$

10

【0039】

すなわち、係数マトリックスAは、第1の画像P1と第2の画像P2から、平均画像PAと差分画像PSを生成するためのマトリックスである。ここでは、例として、各係数 a_1, a_2, a_3, a_4 が、0.6, 0.4, 0.4, -0.6である。平均画像PAの各画素 y_1 は、第1の画像P1と第2の画像P2のそれぞれの画素の単純平均ではなく、重み付けされた画素値の平均値である。同様に、差分画像PSの各画素 y_2 も、第1の画像P1と第2の画像P2のそれぞれの画素の単なる差ではなく、重み付けされた画素値の差分値である。

20

【0040】

係数マトリックスAの各係数を調整することによって、直交変換部71は、種々の平均画像と、種々の差分画像を生成することができる。

【0041】

直交変換部71は、上記の式(1)の演算を実行し、第1の画像P1と第2の画像P2から平均画像PAと差分画像PSを生成して、それぞれバンドパスフィルタ(BPF)72とローパスフィルタ(LPF)73へ出力する。すなわち、平均画像PAは、バンドパスフィルタ72により空間フィルタリングされ、差分画像PSは、ローパスフィルタ73により空間フィルタリングされる。

【0042】

バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73は、それぞれ図5に示すような特性の空間フィルタリング処理を行う空間フィルタである。

図5は、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73のそれぞれのフィルタ特性の例を示す図である。図5において実線が、ローパスフィルタ(LPF)のフィルタ特性を示し、点線がバンドパスフィルタ(BPF)のフィルタ特性を示す。図5は、縦軸が強度(intensity)の軸であり、横軸が空間周波数の軸であるグラフである。図5では、横軸の空間周波数が0から大きくなるにつれて(すなわち、図5の横軸の右側に向かって)、空間周波数はより高くなる。縦軸上の値が0よりも大きくなるにつれて(すなわち、図5の縦軸上の0より上側に向かって)、信号は、より増大され、0よりも小さくなるにつれて(すなわち、図5の縦軸上の0より下側に向かって)、信号は、より減少される。

30

40

【0043】

バンドパスフィルタ72は、点線で示すように、矢印AR1で示す1~2mmの血管に対応する空間周波数付近の信号はより強調するが、その空間周波数よりも低い及びその空間周波数よりも高い信号は、抑制する特性を有するフィルタである。例えば、矢印AR2で示す空間周波数の信号は、矢印AR1で示す空間周波数付近の信号よりも抑制されている。

【0044】

ローパスフィルタ73も、実線で示すように、矢印AR1で示す1~2mmの血管に対応する空間周波数付近の信号よりも、その空間周波数よりも高い、矢印AR2で示す空間周波数の信号が、より抑制される特性を有する。

【0045】

50

すなわち、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73により、波長600nm付近と波長630nm付近の平均画像PAと差分画像PSのそれぞれ中の、1~2mmの太い血管の画像が強調され、毛細血管等の細い血管の画像が抑制される。

【0046】

なお、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73のそれぞれのフィルタ特性は、図5に示すような特性に限られず、上述したように、1~2mmの太い血管の画像を強調し、毛細血管等の細い血管の画像を抑制するような特性であればよい。

【0047】

以上のように、画像処理部101は、2つの空間フィルタを有し、バンドパスフィルタ72は、平均画像から高周波成分を抑制して第1画像信号を生成し、ローパスフィルタ73は、差分画像から高周波成分を抑制して第2画像信号を生成する。すなわち、画像処理部101は、CCD2により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長の撮像信号の平均画像から高周波成分を抑制した第1画像信号を生成すると共に、所定の2つの狭帯域波長の撮像信号の差分画像から高周波成分を抑制した第2画像信号を生成する。

【0048】

バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73により処理されたそれぞれの画像が逆直交変換部74に供給され、逆直交変換部74は、それぞれの画像に対する逆直交変換処理を実行する。

【0049】

逆直交変換部74における逆直交変換は、次の式(5)を用いて実行され、逆直交変換部74は、波長600nm付近の第1の画像P11と波長630nm付近の第2の画像P12を生成する。逆直交変換部74では、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73により処理されたそれぞれの画像の対応する画素毎に、次の式(5)の逆直交変換が行われ、逆直交変換部74は、波長600nm付近の第1の画像P11と波長630nm付近の第2の画像P12を生成する。

【数5】

$$X=BY=A^{-1}Y \quad \dots \quad \text{式(5)}$$

【0050】

ここで、Bは、Aの逆行列である。

【0051】

以上のように、画像処理部101は、少なくとも2つ以上の狭帯域波長のそれぞれの画像信号に対する直交変換処理により平均画像と差分画像を生成し、平均画像と差分画像のそれぞれの画像信号に対する逆直交変換処理により第1画像信号と第2画像信号を生成する。そして、画像処理部101は、直交変換部71と逆直交変換部74を有し、直交変換部71が、係数マトリックスを用いたマトリックス演算により、直交変換処理を行い、逆直交変換部74が、係数マトリックスの逆行列を用いたマトリックス演算により、逆直交変換処理を行う。

【0052】

逆直交変換部74は、生成された波長600nm付近の画像P11を、GとBのチャンネルに割り当て、波長630nm付近の画像P12をRチャンネル付けに割り当てて出力する。

【0053】

画像処理部101で処理された各画像は、補正等が施された後に、RGBの対応する各チャンネルの同時化メモリ30, 31, 32に記憶されてから、D/A変換されて観察用モニタ5に出力される。

セレクタ102及び観察モニタ5が、第1画像信号及び第2画像信号を1以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示を行う表示部を構成する。

【0054】

10

20

30

40

50

図6は、表示された狭帯域画像を説明するための図である。図6に示すように、観察モニタ5の画面5a内には、被写体像が表示され、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、血管が、高いコントラストで表示される。例えば、図6において、狭帯域画像81中の領域82中の血管像84は、従来のぼやっとした血管像83よりも、くっきりした画像となる。

【0055】

ここでは、波長630nm付近の画像を、Rチャンネルに割り当て、波長600nm付近の画像をGとBのチャンネルに割り当てているので、観察モニタ5に表示される画像は、血管は赤く表示され、疑似カラー表示に近い色になる。よって、術者にとっては、観察モニタ5に表示される画像は自然な色の画像に見える。

10

【0056】

従って、上述した本実施の形態に係る内視鏡装置によれば、観察モニタ5には、粘膜下層から固有筋層を走行する比較的太い血管が高いコントラストで表示されるので、術者は、そのような血管の位置を正確に把握して、ESD等の手術を施すことができる。

【0057】

特に、ESDの場合、癌細胞などの病変部の周囲部を電気メスで、切開し、剥離して、病変部が取り除かれるが、従来の内視鏡画像では、粘膜下層から固有筋層を走行する比較的太い血管の視認性は、良くなかった。波長415nmあるいは540nmの狭帯域光を用いた内視鏡装置も従来よりあるが、深さ1~2mmの血管を撮像することはできない。また、近赤外光では、血管の画像はぼやっとして、コントラストが良くない。

20

【0058】

粘膜下層から固有筋層を走行する比較的太い、直径が1~2mmの血管を切ると、大出血に繋がるおそれがある。そのため、ESDの手術時間も長くなり、術者のストレスも大きい。

これに対して、本実施の形態の内視鏡装置によれば、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が明瞭に表示される。その結果、粘膜下層から固有筋層を走行する比較的太い、直径が1~2mmの血管の視認性が高くなるので、手術時間の短時間化、及び術者のストレスの軽減を図ることができる。

【0059】

次に、本実施の形態の変形例について説明する。

30

(変形例1)

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、本変形例1の内視鏡装置においては、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を含むようにして構成される。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。

【0060】

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。

40

本変形例1の光源装置を用いて、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。

【0061】

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。

50

【 0 0 6 2 】

また、光源としてLED等を用い、撮像手段としてCMOSセンサ等を用いることで、通常光観察モードの画像と、狭帯域光観察モードの画像を、観察モニタ5の画面5a上に並列表示させるようにすることができる。つまり、ユーザは、モード切替スイッチ41による切替操作を要せずに、狭帯域光観察モードの画像を観察することができる。

【 0 0 6 3 】

(変形例2)

上述した実施の形態及び変形例1では、所定の狭帯域光は、回転フィルタ14あるいは所定の発光ダイオードなどの発光素子により生成されているが、本変形例2の内視鏡装置1Aにおいては、光源からの照明光に白色光を用い、分光推定処理によって所定の狭帯域光の分光画像を得、その分光画像に対して、上述した画像処理を実行する。

10

図7は、本変形例2に係る内視鏡装置1Aの構成を示す構成図である。図7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。

【 0 0 6 4 】

図7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。

【 0 0 6 5 】

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。被写体からの反射光は、波長帯域制限手段である、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。

20

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、狭帯域光観察のときは、波長600nm付近の画像信号と波長630nm付近の画像信号を出力する。

【 0 0 6 6 】

図8は、画像処理部101Aの構成を示すブロック図である。画像処理部101Aは、分光推定部91と抽出部92を含み、分光推定処理によって得られた分光画像から任意の波長成分の分光画像を抽出して出力する。ここでは、RGBの3つの画像から、波長600nm付近の第1の画像と、波長630nm付近の第2の画像とが抽出されて、Rチャンネルに第2の画像を割り当て、GとBのチャンネルに第1の画像を割り当てる。

30

【 0 0 6 7 】

分光推定部101Aは、3入力に基づいて、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次元の分光画像を出力する。分光推定部101Aは、マトリックス演算において、波長600nm付近の画像信号と波長630nm付近の画像信号とを含むn個の画像信号を算出して出力するように構成されている。

【 0 0 6 8 】

分光推定部101Aからのn個の画像信号は、抽出部92に供給される。抽出部92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、n個の画像信号から、波長600nm付近の画像信号と波長630nm付近の画像信号とを選択して、上述したようにRGBの各チャンネルに割り当てる。

40

【 0 0 6 9 】

画像処理部101Aから出力された第1及び第2の画像についてのその後の処理は、上述した処理と同様である。

【 0 0 7 0 】

よって、本変形例2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。

【 0 0 7 1 】

(第2の実施の形態)

次に、第2の実施の形態に係る内視鏡装置について説明する。

50

第1の実施の形態及びその2つの変形例に係る内視鏡装置においては、狭帯域光として、波長600nm付近と波長630nm付近の2つの狭帯域光を用いているが、本第2の実施の形態の内視鏡装置は、3つの狭帯域光を生成して、RGBの各チャンネルへ割り当てる点が、第1の実施の形態と異なっている。

【0072】

本実施の形態の内視鏡装置1Bの構成は、第1の実施の形態の内視鏡装置1と略同様であるので、第1の実施の形態の内視鏡装置1と異なる点を説明する。図1の構成において、本実施の形態の内視鏡装置の構成は、回転フィルタの構成が異なっている。図9は、本実施の形態に回転フィルタの構成を示す図である。波長帯域制限手段としての回転フィルタ14Aは、図9に示すように、円盤状に構成され、図2の回転フィルタ14と同様に、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、図2の回転フィルタ14と同様に、周方向に沿って、通常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フィルタ部14r、Gフィルタ部14g、Bフィルタ部14bが、第1のフィルタ群として、配置されている。

10

【0073】

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。

【0074】

第2のフィルタ群は、フィルタ14-600とフィルタ14-630に加えて、フィルタ14-540を含む。フィルタ14-540は、狭帯域光として、540nm付近の波長の光を透過させるように構成されている。

20

【0075】

回転フィルタ14Aは、狭帯域光観察モード時に、狭帯域光として、540nm付近の波長の光、600nm付近の波長の光、及び630nm付近の波長の光を順番に出射する。

【0076】

図10は、第2の実施の形態に係る画像処理部101Bの処理の内容を示すブロック図である。画像処理部101Bは、直交変換部71、バンドパスフィルタ72、ローパスフィルタ73、逆直交変換部74、及び構造強調部75を含んで構成されている。

30

直交変換部71、バンドパスフィルタ72、ローパスフィルタ73、及び逆直交変換部74の処理は、第1の実施の形態における処理と同様であるが、逆直交変換部74の2つの生成した画像のうち、波長600nm付近の第1の画像P11のみが、色チャンネルに割り当てられる点が、第1の実施の形態と異なる。

【0077】

構造強調部75は、波長540nm付近の画像信号に対して、構造強調処理を施す。波長540nm付近の画像は、構造強調処理により、シャープさが高まる。構造強調部75は、構造強調処理された波長540nm付近の画像信号を生成する。画像処理部101Bの構造強調部75は、2つの狭帯域波長（波長600nm付近と波長630nm付近）より短波長帯域の第3画像信号に対して、構造強調処理を実行する。

40

【0078】

図11は、バンドパスフィルタ72、ローパスフィルタ73及び構造強調部75のそれぞれのフィルタ特性の例を示す図である。図11において、実線が、ローパスフィルタ（LPF）のフィルタ特性を示し、点線がバンドパスフィルタ（BPF）のフィルタ特性を示し、一点鎖線が構造強調部75のフィルタ特性を示す。

【0079】

ここでは、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73のそれぞれのフィルタ特性は、図5の特性と同じである。構造強調部75のフィルタ特性は、一点鎖線（SEA1）を示すように、矢印AR1で示す直径が1～2mmの血管に対応する空間周波数付近の信号は、より強調するが、その空間周波数よりも低い及びその空間周波数よりも高い信号に対し

50

ては、その強調度合いは、直径が1～2mmの血管に対応する空間周波数付近の信号よりも低い特性を有する。例えば、矢印AR2で示す空間周波数の信号は、矢印AR1で示す空間周波数付近の信号よりも、強調の度合いは、低い。

【0080】

画像処理部101Bには、波長600nm付近の第1の画像P1と波長630nm付近の第2の画像P2が入力され、直交変換部71において、2つの画像P1とP2の画像に対して、所定の直交変換処理が施される。

【0081】

直交変換部71により生成された平均画像PAと差分画像PSは、それぞれバンドパスフィルタ(BPF)72とローパスフィルタ(LPF)73へ出力されて、バンドパスフィルタ72とローパスフィルタ73により処理されたそれぞれの画像が逆直交変換部74に供給され、逆直交変換部74は、それぞれの画像に対する逆直交変換処理を実行する。

10

【0082】

逆直交変換部74は、波長600nm付近の第1の画像P11と波長630nm付近の第2の画像P12を生成する。直交変換部71、バンドパスフィルタ72、ローパスフィルタ73及び逆直交変換部74の処理内容は、第1の実施の形態における処理と同様である。

【0083】

以上のように、セレクタ102及び観察モニタ5により構成される表示部は、第3画像信号としての波長540nm付近の画像信号、及び第1画像信号若しくは第2画像信号のうちいずれか一方、の画像信号を、1以上の所定の色チャンネルに割り当てて表示する。具体的には、セレクタ102及び観察モニタ5において、逆直交変換部74において生成された波長600nm付近の第1の画像P11は、Rチャンネルに割り当てられ、構造強調部75において構造強調された波長540nm付近の画像は、G及びBのチャンネルに割り当てられる。

20

【0084】

上述した本実施の形態に係る内視鏡装置1Bによっても、薬剤投与という煩雑な作業をすることなく、観察モニタ5には、粘膜下層から固有筋層を走行する比較的太い血管が高いコントラストで表示されるので、術者は、そのような血管の位置を正確に把握して、ESD等の手術を施すことができる。

【0085】

なお、波長540nm付近、波長600nm付近、及び波長630nm付近の各波長で撮像したモノクロ画像を、それぞれB,G,及びRのチャンネルに割り当ててもよい。すなわち、波長540nm付近の画像をBチャンネルに、波長600nm付近の画像をGチャンネルに、そして、波長630nm付近の画像をRチャンネルに割り当てた画像を表示するようにしてもよい。

30

さらになお、これらのモノクロ画像のそれぞれに対して、構造強調処理、所定のバンド間演算を実施した後に、各画像に対応するチャンネルに割り当てるようにしてもよい。

【0086】

また、第1の実施の形態で説明した2つの変形例も、本第2の実施の形態の内視鏡装置にも適用できる。すなわち、光源としては、LEDなどの発光素子を用いて、3つの狭帯域光を生成することも可能である。また、分光推定部により、3つの狭帯域光を生成するようにしてもよい。

40

【0087】

従って、上述した各実施の形態およびそれらの各変形例に係る内視鏡装置によれば、粘膜下層から固有筋層を走行する比較的太い血管が高いコントラストで表示されるので、術者は、そのような血管の位置を正確に把握して、ESD等の手術を施すことができる。観察モニタには、粘膜下層から固有筋層を走行する1から2mmの径の血管が視認性良く表示されるので、術者は、そのような血管に注意しながら、電気メスで病変部の周囲部を切開することができる。よって、ESD等の手術のときに、術者がこのような血管を誤って切ってしまうことを防止することができ、従来より手術時の出血リスクを大幅に低減すること

50

に繋がる。

【0088】

以上のように、上述した下記実施の形態及び各変形例によれば、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及び内視鏡を用いた被写体画像を表示する方法を実現することができる。

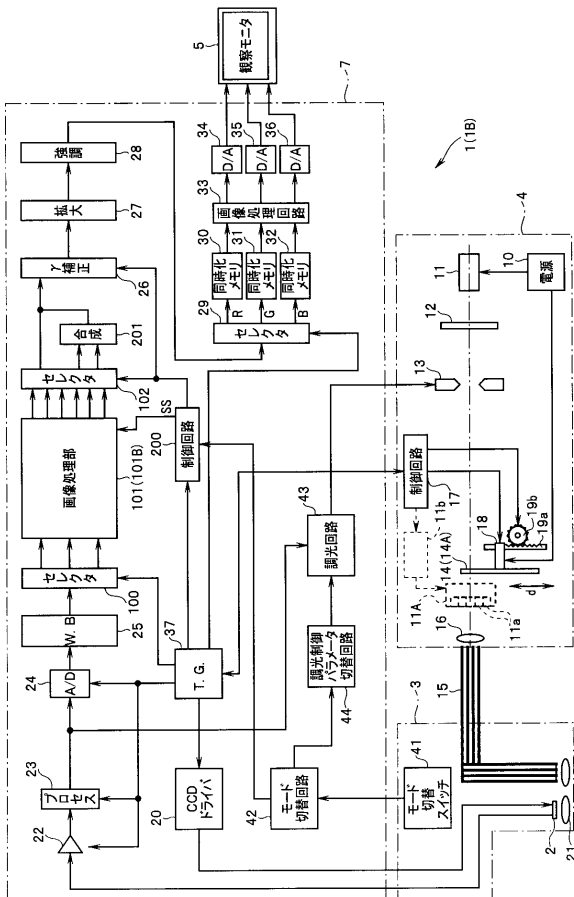
【0089】

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。

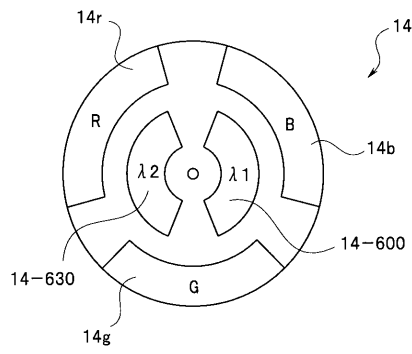
【0090】

本出願は、2010年12月17日に日本国に出願された特願2010-282170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。

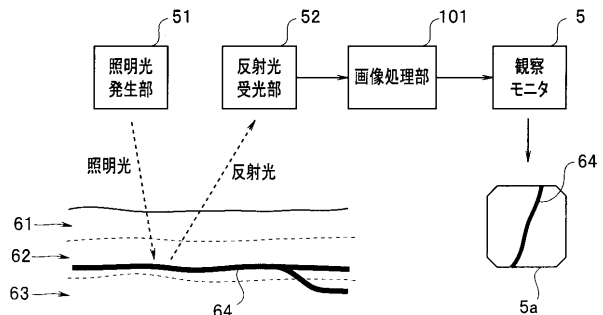
【図1】



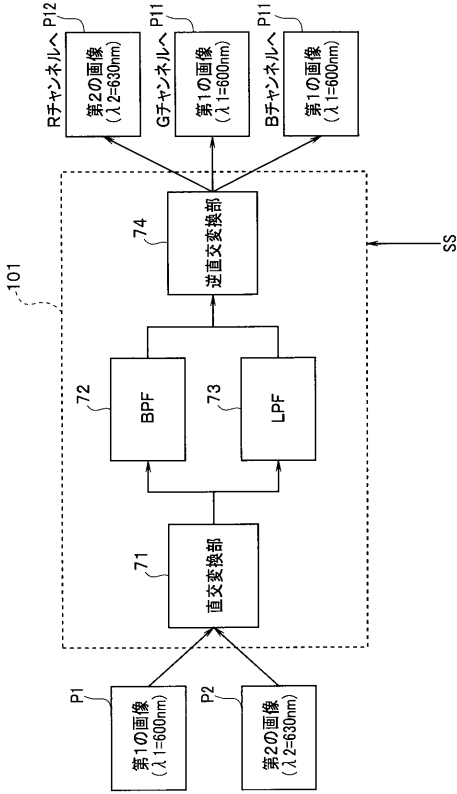
【図2】



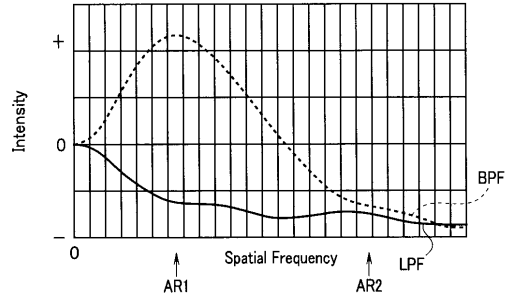
【図3】



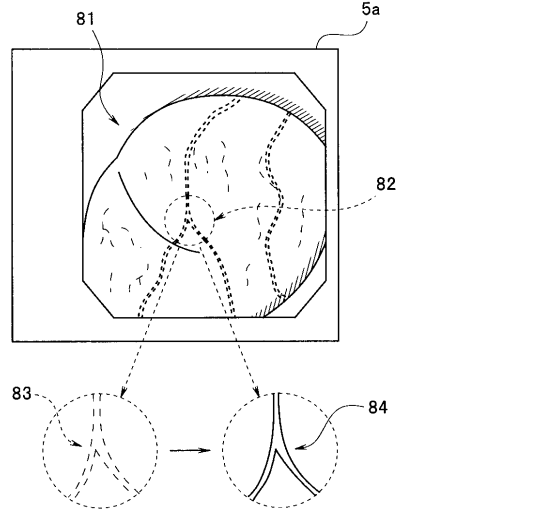
【図4】



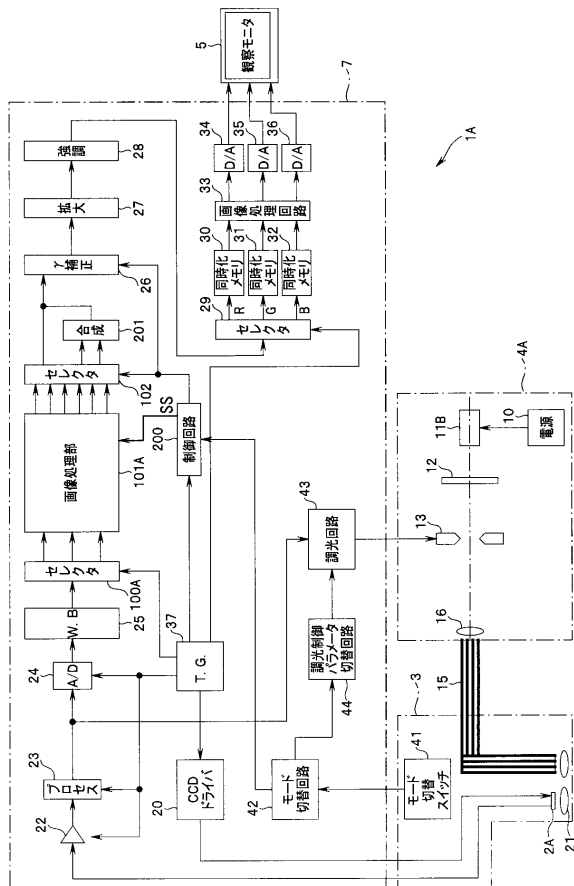
【図5】



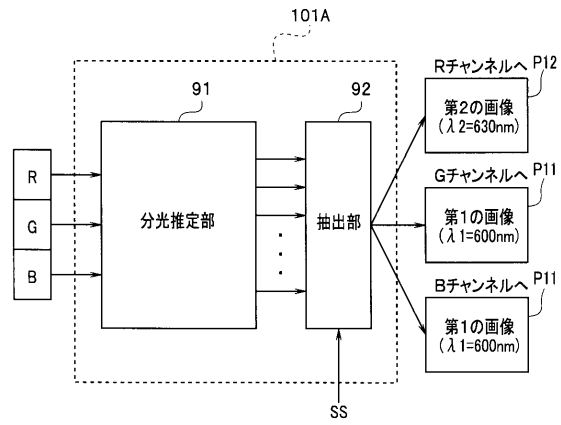
【図6】



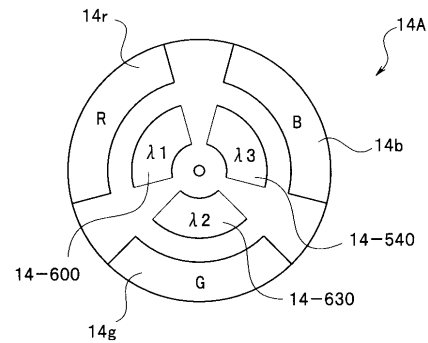
【図7】



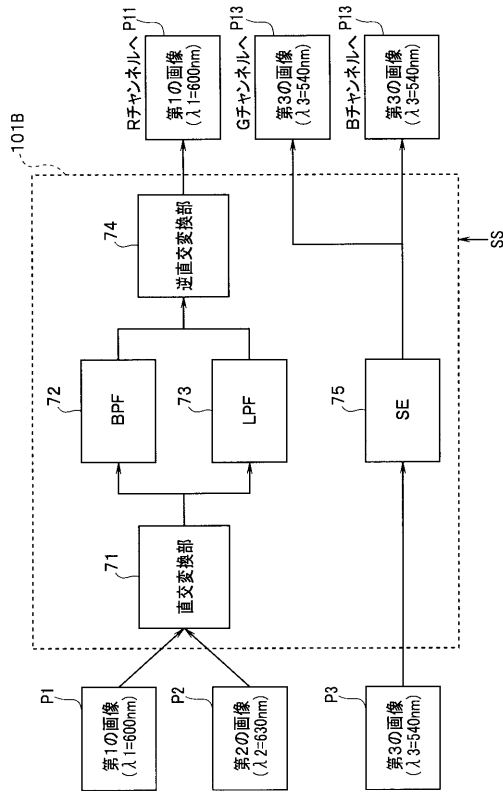
【図8】



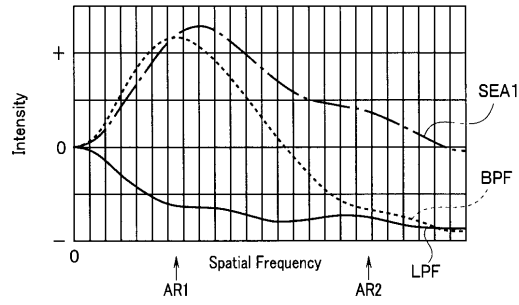
【図9】



【図 1 0】



【図 1 1】



【手続補正書】

【提出日】平成24年6月18日(2012.6.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 8】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に対して照明光を照明する照射部と、前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長の撮像信号から重み付けされた画素値の平均値である平均画像信号を生成するとともに当該平均画像信号に対して高周波成分を抑制した第1画像信号を生成し、所定の2つの狭帯域波長の撮像信号から重み付けされた画素値の差分値である差分画像信号を生成するとともに当該差分画像信号に対して高周波成分を抑制した第2画像信号を生成する画像信号処理部と、前記第1画像信号及び前記第2画像信号を所定の色チャンネルに割り当てて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】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 9

【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】

被検体に対して照明光を照明する照射部と、

前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、

前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長の撮像信号から重み付けされた画素値の平均値である平均画像信号を生成するとともに当該平均画像信号に対して高周波成分を抑制した第1画像信号を生成し、所定の2つの狭帯域波長の撮像信号から重み付けされた画素値の差分値である差分画像信号を生成するとともに当該差分画像信号に対して高周波成分を抑制した第2画像信号を生成する画像信号処理部と、

前記第1画像信号及び前記第2画像信号を所定の色チャンネルに割り当てて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】

前記画像信号処理部は、前記少なくとも2つ以上の狭帯域波長のそれぞれの画像信号に対する直交変換処理により前記平均画像信号と前記差分画像信号を生成し、前記平均画像信号と前記差分画像信号のそれぞれの画像信号に対する逆直交変換処理により前記第1画像信号と前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像信号処理部は、直交変換部と逆直交変換部を有し、前記直交変換部は、係数マトリックスを用いたマトリックス演算により、前記直交変換処理を行い、前記逆直交変換部は、前記係数マトリックスの逆行列を用いたマトリックス演算により、前記逆直交変換処理を行う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】

前記画像信号処理部は、第1空間フィルタと第2空間フィルタとを有し、前記第1空間フィルタは、前記平均画像信号から高周波成分を抑制して前記第1画像信号を生成し、前記第2空間フィルタは、前記差分画像信号から高周波成分を抑制して前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記照明光の出射部から前記撮像部の撮像面に至る光路上に配置され、前記照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも2つの波長帯域を狭めるように制限し、前記被写体の離散的な分光分布の帯域像を前記撮像部の前記撮像面に結像させる帯域制限部を、さら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 6】

前記照明部から出射する前記照明光の波長が、可視域の赤色帯域であって、かつヘモグロビン吸光特性が所定量以上減衰す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 7】

前記画像信号処理部は、前記所定の2つの狭帯域波長より短波長帯域の第3画像信号に対して、構造強調処理を実行し、

前記表示部は、前記第3画像信号、及び前記第1画像信号若しくは前記第2画像信号のうちいずれか一方、の画像信号を前記所定の色チャンネルに割り当てて表示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24年10月1日(2012.10.1)

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 8

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に対して照明光を照明する照射部と、前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の平均値である平均画像信号を生成するとともに当該平均画像信号に対して高周波成分を抑制した画像信号と、所定の2つの狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の差分値である差分画像信号を生成するとともに当該差分画像信号に対して高周波成分を抑制した画像信号と、のそれぞれの画像信号に対する変換処理により所定波長成分に対応する第1画像信号及び第2画像信号を生成する画像信号処理部と、を備える。

【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】

被検体に対して照明光を照明する照射部と、
前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、

前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、少なくとも2つ以上の狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の平均値である平均画像信号を生成するとともに当該平均画像信号に対して高周波成分を抑制した画像信号と、所定の2つの狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の差分値である差分画像信号を生成するとともに当該差分画像信号に対して高周波成分を抑制した画像信号と、のそれぞれの画像信号に対する変換処理により所定波長成分に対応する第1画像信号及び第2画像信号を生成する画像信号処理部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記画像信号処理部は、前記少なくとも2つ以上の狭帯域波長のそれぞれの画像信号に対する直交変換処理により前記平均画像信号及び前記差分画像信号を生成し、前記平均画像信号に対して高周波成分を抑制した画像信号及び前記差分画像信号に対して高周波成分を抑制した画像信号のそれぞれの画像信号に対する逆直交変換処理により前記第1画像信号及び前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記第1画像信号を緑色及び青色の色チャンネルに割り当てるとともに、前記第2画像信号を赤色の色チャンネルに割り当てて表示を行う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4】

前記画像信号処理部は、直交変換部と逆直交変換部を有し、前記直交変換部は、係数マトリックスを用いたマトリックス演算により、前記直交変換処理を行い、前記逆直交変換部は、前記係数マトリックスの逆行列を用いたマトリックス演算により、前記逆直交変換処理を行うことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記画像信号処理部は、第1空間フィルタと第2空間フィルタとを有し、前記第1空間フィルタは、前記平均画像信号から高周波成分を抑制した画像信号を生成し、前記第2空間フィルタは、前記差分画像信号から高周波成分を抑制した画像信号を生成することを特

徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記照明光の出射部から前記撮像部の撮像面に至る光路上に配置され、前記照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも 2 つの波長帯域を狭めるように制限し、前記被写体の離散的な分光分布の帯域像を前記撮像部の前記撮像面に結像させる帯域制限部を、さら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 7】

前記照明部から出射する前記照明光の波長が、可視域の赤色帯域であって、かつヘモグロビン吸光特性が所定量以上減衰す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】

前記画像信号処理部は、前記所定の 2 つの狭帯域波長より短波長帯域の第 3 画像信号に対して、構造強調処理を実行し、

前記表示部は、前記第 3 画像信号、及び前記第 1 画像信号若しくは前記第 2 画像信号のうちいずれか一方、の画像信号を前記所定の色チャンネルに割り当てて表示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 1 月 15 日 (2013.1.15)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 8】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に対して可視域の赤色帯域であって、かつヘモグロビン吸収特性が所定量以上減衰する波長帯域である照明光を照明する照明部と、前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、前記照明部により照明された波長帯域のうち少なくとも 2 つ以上の狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の平均値である平均画像信号を生成するとともに当該平均画像信号に対して前記被検体内における所定の太さの血管に対応する周波数成分を強調しつつ当該周波数成分より高い高周波成分を抑制した画像信号と、所定の 2 つの狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の差分値である差分画像信号を生成するとともに当該差分画像信号に対して前記所定の太さの血管に対応する前記周波数成分よりも高い高周波成分を抑制した画像信号と、それぞれの画像信号に対する変換処理により所定波長成分に対応する第 1 画像信号及び第 2 画像信号を生成する画像信号処理部と、を備える。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して可視域の赤色帯域であって、かつヘモグロビン吸収特性が所定量以上減衰する波長帯域である照明光を照明する照明部と、

前記照明部により前記被検体に照射された前記照明光の反射光を受光して前記被検体を撮像する撮像部と、

前記撮像部により得られた撮像信号に基づいて、前記照明部により照明された波長帯域のうち少なくとも 2 つ以上の狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付

けされた画素値の平均値である平均画像信号を生成するとともに当該平均画像信号に対して前記被検体内における所定の太さの血管に対応する周波数成分を強調しつつ当該周波数成分より高い高周波成分を抑制した画像信号と、所定の2つの狭帯域波長に対応する撮像信号の各々を変換処理して重み付けされた画素値の差分値である差分画像信号を生成するとともに当該差分画像信号に対して前記所定の太さの血管に対応する前記周波数成分よりも高い高周波成分を抑制した画像信号と、のそれぞれの画像信号に対する変換処理により所定波長成分に対応する第1画像信号及び第2画像信号を生成する画像信号処理部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記第1画像信号を緑色及び青色の色チャンネルに割り当てるとともに、前記第2画像信号を赤色の色チャンネルに割り当てて表示を行う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3】

前記画像信号処理部は、第1空間フィルタと第2空間フィルタとを有し、前記第1空間フィルタは、前記平均画像信号から前記所定の太さの血管に対応する前記周波数成分を強調しつつ高周波成分を抑制した画像信号を生成し、前記第2空間フィルタは、前記差分画像信号から前記所定の太さの血管に対応する前記周波数成分よりも高い高周波成分を抑制した画像信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記照明光の出射部から前記撮像部の撮像面に至る光路上に配置され、前記照明光の複数の波長帯域のうち少なくとも2つの波長帯域を狭めるように制限し、前記被写体の離散的な分光分布の帯域像を前記撮像部の前記撮像面に結像させる帯域制限部を、さら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5】

前記画像信号処理部は、前記所定の2つの狭帯域波長より短波長帯域の第3画像信号に対して、構造強調処理を実行し、

前記表示部は、前記第3画像信号、及び前記第1画像信号若しくは前記第2画像信号のうちいずれか一方、の画像信号を前記所定の色チャンネルに割り当てて表示することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記照明部は、600nm及び630nmの狭帯域光を前記照明光として出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7】

前記周波数成分よりも高い高周波成分は、前記所定の太さの血管より細い血管に対応する周波数成分であ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/JP2011/073110
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, H04N7/18(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, H04N7/18 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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011 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.
Y A	JP 2006-61621 A (Olympus Corp.), 09 March 2006 (09.03.2006), paragraphs [0002], [0017], [0020] to [0026], [0030], [0031], [0048] to [0050]; fig. 1, 10 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	1-6 7
Y	JP 2006-95330 A (Olympus Corp.), 13 April 2006 (13.04.2006), paragraph [0092]; fig. 7 (Family: none)	1-6
<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 13 December, 2011 (13.12.11)		Date of mailing of the international search report 27 December, 2011 (27.12.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.
Facsimile No.		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073110

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-36035 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 February 2008 (21.02.2008), paragraphs [0054], [0055]; fig. 1 & US 2009/0141125 A1 & EP 2047792 A1 & WO 2008/015826 A1	2, 3
A	JP 5-244608 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 September 1993 (21.09.1993), fig. 1, 31 & US 5485203 A	1-6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073110

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 8-14
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 8-14 pertain to method for treatment of a human body by surgical operation since the claims involve a step of irradiating a subject to be photographed with an illumination light, a step of displaying an image of the subject and so on (continued to extra sheet)
2. 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:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. 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.:
4. 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.:

- Remark on Protest**
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- 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.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/073110

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

during use of an endoscope in the human body by a doctor, and thus relate to a subject matter on which it is not required to carry out an international search under the provision of PCT Rule 39.1 (iv) .

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/073110									
<p>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, H04N7/18(2006.01)i</p>											
<p>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, H04N7/18</p>											
<p>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</p> <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>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011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	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011年										
<p>国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）</p>											
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th style="text-align: center;">引用文献の カテゴリー*</th> <th style="text-align: center;">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</th> <th style="text-align: center;">関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">Y A</td> <td>JP 2006-61621 A（オリンパス株式会社）2006.03.09, 段落【0002】、【0017】、【0020】－【0026】、【0030】、【0031】、【0048】－【0050】、図1、10 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A</td> <td style="text-align: center;">1-6 7</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	Y A	JP 2006-61621 A（オリンパス株式会社）2006.03.09, 段落【0002】、【0017】、【0020】－【0026】、【0030】、【0031】、【0048】－【0050】、図1、10 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	1-6 7		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y A	JP 2006-61621 A（オリンパス株式会社）2006.03.09, 段落【0002】、【0017】、【0020】－【0026】、【0030】、【0031】、【0048】－【0050】、図1、10 & US 2007/0153542 A1 & EP 1787577 A1 & WO 2006/025334 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A & KR 10-2008-0104393 A & CN 101822525 A	1-6 7									
<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。									
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p>		<p>の日の後に公表された文献</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「&」同一パテントファミリー文献</p>									
<p>国際調査を完了した日</p> <p style="text-align: center;">13.12.2011</p>		<p>国際調査報告の発送日</p> <p style="text-align: center;">27.12.2011</p>									
<p>国際調査機関の名称及びあて先</p> <p style="text-align: center;">日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号</p>		<p>特許庁審査官（権限のある職員）</p> <p style="text-align: center;">樋熊 政一</p> <p>電話番号 03-3581-1101 内線 3292</p>									
		2Q	4460								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/073110
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-95330 A (オリンパス株式会社) 2006.04.13, 段落【0092】、図7 (ファミリーなし)	1-6
Y	JP 2008-36035 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.02.21, 段落【0054】、【0055】、図1 & US 2009/0141125 A1 & EP 2047792 A1 & WO 2008/015826 A1	2,3
A	JP 5-244608 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.09.21, 図1、31 & US 5485203 A	1-6

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2011/073110

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 8-14 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、請求項8-14は、医師が人体内で内視鏡装置を使用中に、被写体に対して照明光を照射する工程や、被写体画像を表示する工程等を含み得ることから、手術による人体の処置方法に関するものであって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査を行うことを要しない対象に係るものである
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査を行う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この国際調査機関は認めた。

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。

フロントページの続き

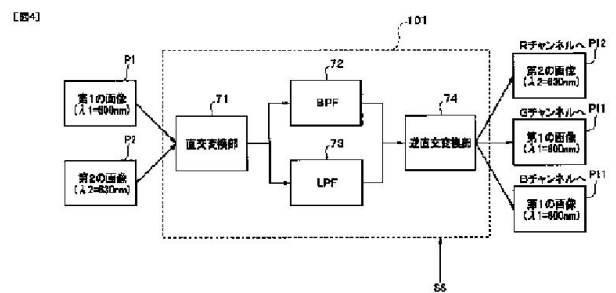
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, 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, H U, 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

(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	JPWO2012081297A1	公开(公告)日	2014-05-22
申请号	JP2012528174	申请日	2011-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	五十嵐誠 山崎健二		
发明人	五十嵐 誠 山崎 健二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/04 A61B1/0638 A61B1/0646 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.362		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB08 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/RR04 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/WW20		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010282170 2010-12-17 JP		
其他公开文献	JP5215506B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜设备1包括：光源装置4，其利用照明光照射被检体；CCD 2，其接收照射到被检体的照明光的反射光，并拍摄被检体的图像。图像处理部分101，其基于由CCD 2获得的图像拾取信号，从至少两个或更多个窄带波长的图像拾取信号的平均图像中生成具有被抑制的高频分量的第一图像信号，并且，从预定的两个窄带波长的摄像信号的差分图像生成观察到的高频分量被抑制的第二图像信号，以及将第一图像信号和第二图像信号分配给一个或多个预定的观察监视器5 彩色通道并执行显示。



- 71 Orthogonal conversion unit
- 72 BPF
- 73 LPF
- 74 Inverse orthogonal conversion unit
- P1 First image
- P2 Second image
- P11 To G channel; First image
- To B channel; First image
- P12 To R channel; Second image