

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/042395

発行日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)

(43) 国際公開日 平成25年3月28日 (2013. 3. 28)

(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	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 1 6 I
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 B	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	

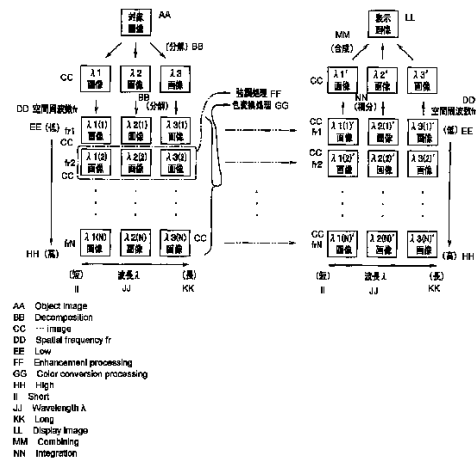
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

出願番号	特願2013-507490 (P2013-507490)	(71) 出願人	304050923
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/059685		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年4月9日 (2012. 4. 9)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(11) 特許番号	特許第5355820号 (P5355820)	(71) 出願人	000000376
(45) 特許公報発行日	平成25年11月27日 (2013. 11. 27)		オリンパス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2011-204953 (P2011-204953)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(32) 優先日	平成23年9月20日 (2011. 9. 20)	(74) 代理人	100076233
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	五十嵐 誠
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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】 画像処理装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システム1は、光源装置4と、CCD2と、ビデオプロセッサ7、観察モニタ5とを有し、ビデオプロセッサ7は、CCD2により撮像された信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部111と、複数の帯域画像の中から選択された帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された特徴空間内における被検体内の観察対象が分布する領域に対して設定された強調量に基づいて、選択された帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部112と、強調された選択された2以上の帯域画像を含む複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部113とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内で撮像された医用画像を入力する画像入力部と、

前記医用画像に対して複数の波長帯域又は複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された 2 以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して設定された強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、

前記強調処理が行われる前の前記複数の帯域画像、あるいは前記強調処理部により強調された前記選択された 2 以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、
を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記特徴空間内における、前記観察対象が分布する領域に対して前記強調量を設定する強調量設定部を有し、

前記強調処理部は、前記強調量設定部により設定された前記強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記強調量設定部は、前記強調量をテーブルにテーブルデータとして格納することにより設定することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記テーブルデータは、各帯域画像の各画素の画素値に対する強調係数であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記強調量設定部は、前記観察対象が分布する領域を複数設定し、

前記テーブルは、設定された領域毎に設けられることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記領域毎に設けられた前記テーブルは、選択可能であることを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記医用画像は、分光推定処理により生成された画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記強調量設定部は、前記特徴空間内に対して 1 又は 2 以上の基準ベクトルを設定し、前記特徴空間内の前記観察対象に対して角度変位量を算出することにより前記強調量を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記観察対象は、生体粘膜の深さ方向に存在する対象物であることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記強調量設定部は、前記特徴空間内において生体内における血管、背景粘膜、及びその他の対象を強調しないように、前記強調量を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記帯域分解処理部における前記分解処理は、空間周波数フィルタリング処理であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部と、

前記照明部により前記被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部と、

前記撮像部により撮像された信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された 2 以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して設定された強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、

10

前記強調処理が行われる前の前記複数の帯域画像、あるいは前記強調処理部により強調された前記選択された 2 以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、

前記強調処理部又は前記色変換処理部から出力された前記帯域画像を表示信号として出力する表示信号出力部と、

前記表示信号出力部からの前記表示信号に基づいて表示を行う表示部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記照明部は、前記複数の波長帯域を有する光を時系列的に又は同時に照射することを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 1 4】

前記特徴空間内における、前記観察対象が分布する領域に対して前記強調量を設定する強調量設定部を有し、

前記強調処理部は、前記強調量設定部により設定された前記強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記医用画像は、分光推定処理により生成された画像であることを特徴とする請求項 1 2 から 1 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、画像処理装置及び内視鏡システムに関し、特に、被検体内で撮像して得られた医用画像を表示するための画像処理装置及び内視鏡システムに関する。

【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。

40

【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、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。

【0004】

最近、狭帯域光も用いて、被検体の生体組織の表面下の毛細血管を表示させる内視鏡装置も開発されている。そのような内視鏡装置は、所定の狭帯域の照明光を当ててその反射光から各狭帯域画像を得、あるいは白色光の照明光を当ててその反射光の画像に対して

50

分光推定処理によって所定の狭帯域画像を得て、毛細血管を表示させている。

【 0 0 0 5 】

また、例えば、日本特開 2 0 0 0 - 1 4 8 9 8 7 号公報に開示のように、粘膜表面の微細構造あるいは微妙な色調変化などを明瞭に観察することができるようにするために、R G B 画像から所望の周波数成分を抽出して、抽出した周波数成分の信号レベルの大きさを変更するようにした画像処理装置も提案されている。

【 0 0 0 6 】

さらにまた、内視鏡装置には、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グリーン (ICG) を薬剤として患者の血中に注入し、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して、内部の血管を観察することができる赤外内視鏡装置も提案されている。

10

【 0 0 0 7 】

しかし、上述した従来のこれらの装置では、生体組織表面下の任意の深さにおける血管等を画像化することができなかった。

生体組織の表面下で画像化したいものには、粘膜の表層近くにある病変近傍の血管、粘膜の深い位置にある比較的太い血管、粘膜下腫瘍、など、種々の深さの血管、病変部等の対象があるが、生体組織表面下の任意の深さの位置におけるこのような対象などを、他の深さの血管等よりも強調して画像化することはできなかった。

【 0 0 0 8 】

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、剥離する内視鏡的粘膜下層剥離術 (以下、ESD (Endoscopic Submucosal Dissection) という) 等では、電気メスなどによって組織中の比較的太い血管を切ってしまうようにするためにも、組織表面から下の任意の位置における生体情報は、重要である。

20

【 0 0 0 9 】

また、上述した赤外内視鏡装置の場合は、インドシアニンググリーン (ICG) を薬剤として患者の血中に注入しなければならず、生体組織の表面下の血管の描画は簡単ではなく、かつ、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。

以上のように、従来の装置では、画像化したい血管等について生体組織の表面下の深さ方向の任意性がなく、所望の深さの血管等だけを強調して画像化することはできなかった。

30

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、生体組織の表面下の所望の深さの画像化したい血管等を強調して画像化することができる画像処理装置及び内視鏡システム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 1 1 】

本発明の一態様の画像処理装置は、被検体内で撮像された医用画像を入力する画像入力部と、前記医用画像に対して複数の波長帯域又は複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された 2 以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して設定された強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、前記強調処理が行われる前の前記複数の帯域画像、あるいは前記強調処理部により強調された前記選択された 2 以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、を備える。

40

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部と、前記照明部により前記被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部と

50

、前記撮像部により撮像された信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された２以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して設定された強調量に基づいて、前記選択された２以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、前記強調処理が行われる前の前記複数の帯域画像、あるいは前記強調処理部により強調された前記選択された２以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、前記強調処理部又は前記色変換処理部から出力された前記帯域画像を表示信号として出力する表示信号出力部と、前記表示信号出力部からの前記表示信号に基づいて表示を行う表示部と、を備える。

10

【図面の簡単な説明】

【００１３】

【図１】本発明の実施の形態に係わる内視鏡システム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回転フィルタ１４の構成を示す図である。

【図３】本発明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】本発明の実施の形態に係わる、複数の波長画像から複数の周波数帯域の画像を生成して、その生成された複数の周波数帯域の画像に対して、強調処理等をする処理を説明するための図である。

20

【図５】本発明の実施の形態に係わる、強調処理を行う領域を含む特徴空間を説明するための図である。

【図６】本発明の実施の形態に係わる、極座標を用いて設定された強調テーブルの例を示す図である。

【図７】本発明の実施の形態に係わる強調係数テーブルの設定の処理のフローチャートである。

【図８】本発明の実施の形態に係わる、複数の領域を強調する場合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、複数の色変換マトリクスを用いる例を説明するための図である。

30

【図１０】本発明の実施の形態に係わる、所望の深さの血管が強調されることを説明するための図である。

【図１１】本発明の実施の形態に係わる、複数の波長画像から複数の周波数帯域の画像を生成して、その生成された複数の周波数帯域の画像に対して、複数の所望の深さの対象に対して強調処理等する処理を説明するための図である。

【図１２】本発明の実施の形態の変形例に係わる、図５における３軸を２軸に射影して２つの特徴空間を形成した場合を説明するための図である。

【図１３】本発明の実施の形態の変形例３に係わる、図５における３軸を２軸に射影して２つの特徴空間を形成した場合を説明するための図である。

【図１４】本発明の実施の形態の変形例４に係わる、ある波長 λ_1 、 λ_2 の２軸の２次元の特徴空間 CSc における領域 R と、アーチファクト AF を示す図である。

40

【図１５】本発明の実施の形態の変形例４に係わる、図１４の特徴空間 CSc を、別の特徴空間 CSd に射影したときの領域 R とアーチファクト AF を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（構成）

図１は、本実施の形態に係わる内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【００１５】

図１に示すように、本実施の形態の内視鏡システム１は、体腔内に挿入し体腔内組織を

50

撮像する生体画像情報取得手段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。内視鏡システム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、内視鏡システム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。

【0016】

CCD 2は、照明手段により被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部あるいは撮像手段を構成する。

10

光源装置4は、照明部としての照明光（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。

【0017】

なお、図1において点線で示すように、光源装置4を、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540nm付近と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してもよい。

20

【0018】

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。

さらになお、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。よって、光源装置4は、被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部を構成する。

30

【0019】

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。

【0020】

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2つのフィルタ14-540、14-600、14-630が、第2のフィルタ群として、配置されている。

40

【0021】

フィルタ14-540は、狭帯域光として、波長540nm付近の光を透過させるように構成されている。フィルタ14-600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。

なお、フィルタ14-540は、狭帯域光として、波長460nm付近の光、あるいは波長415nm付近の光を透過させるものでもよい。

50

【 0 0 2 2 】

また、フィルタは3つでなく2つでも4つ以上でも良い。2つの場合は、例えば波長540nmと600nmの組合せ、波長540nmと630nmの組合せあるいは波長460nmと600nmの組合せが可能である。4つの場合は、例えば波長460nm、540nm、600nm及び630nmの組合せが可能である。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

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。

【 0 0 2 6 】

画像処理装置としてのビデオプロセッサ7は、CCDドライバであるCCD駆動回路20、アンプ22、プロセス回路23、A/D変換器24、ホワイトバランス回路（以下、W・Bという）25、セクタ100、画像処理部101、セクタ102、γ補正回路26、拡大回路27、強調回路28、セクタ29、同時化メモリ30、31、32、画像処理回路33、D/A変換器34、35、36、タイミングジェネレータ（以下、T・Gという）37、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。

【 0 0 2 7 】

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。

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

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

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

電子内視鏡 3 からの撮像信号を入力して処理する、アンプ 2 2、プロセス回路 2 3、A/D変換器 2 4、W . B 2 5 及びセクタ 1 0 0 が、被検体内で撮像された医用画像を入力する画像入力部を構成する。

【 0 0 3 1 】

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。

10

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 γ 補正回路 2 6 及び合成回路 2 0 1 に順次出力する。

【 0 0 3 2 】

γ 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 γ 補正処理を施す。拡大回路 2 7 は、 γ 補正回路 2 6 にて γ 補正処理された面順次の画像信号を拡大処理する。強調回路 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 3 3 】

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。セクタ 1 0 2 から D/A変換器 3 4、3 5、3 6 までの回路が、画像処理部 1 0 1 から出力された、後述する帯域画像を表示信号として出力する表示信号出力部を構成する。そして、観察モニタ 5 は、その表示信号出力部からの表示信号に基づいて表示を行う表示部を構成する。

20

【 0 0 3 4 】

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。

30

【 0 0 3 5 】

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。

40

【 0 0 3 6 】

(全体の処理の流れ)

次に、本実施の形態における狭帯域観察の全体の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、深さ d の位置を走行する、比較的太い、例えば直径が 1 ~ 2 mm の、血管 6 1 を観察するために、モード切替スイッチ 4 1 を操作して、内視鏡システム 1 を狭帯域観察モードに切り替える。ここでは、血管 6 1 が、観察対象であり、生体粘膜の深さ方向に存在する対象物であ

50

る。

【 0 0 3 7 】

狭帯域観察モード下では、内視鏡システム 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 8 】

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、粘膜層を透過して、粘膜下層及び固有筋層を走行する血管 6 1 に照射される。ここで、照明光発生部 5 1 は、光源装置 4、回転フィルタ 1 4、ライトガイド 1 5 等を含んで構成され、内視鏡挿入部の先端から照明光を出射する。回転フィルタ 1 4 の回転により、波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光及び波長 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 9 】

波長 5 4 0 n m 付近の狭帯域光、波長 6 0 0 n m 付近の狭帯域光及び波長 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、各波長の画像（以下、波長画像という）を保持して、画像処理部 1 0 1 に供給する。ここでは、3 つの波長画像（波長 5 4 0 n m 付近の画像（以下、 $\lambda 1$ 画像という）、波長 6 0 0 n m 付近の画像（以下、 $\lambda 2$ 画像という）及び波長 6 3 0 n m 付近の画像（以下、 $\lambda 3$ 画像という））が、画像処理部 1 0 1 に供給する。

20

画像処理部 1 0 1 で処理された画像信号は、セレクトア 1 0 2 に出力され、その後 γ 補正等の処理がされて、観察モニタ 5 に、被写体像が表示される。

【 0 0 4 0 】

（画像処理部の構成）

画像処理部 1 0 1 は、図 3 に示す帯域分解処理部 1 1 1、強調処理部 1 1 2 及び色変換処理部 1 1 3 を有する。画像処理部 1 0 1 は、ここでは、3 つの波長画像を入力して、帯域分解処理、強調処理及び色変換処理を施して各波長画像を出力する。

30

（ 1 ）帯域分解処理（空間周波数分割処理）

帯域分解処理部 1 1 1 は、空間周波数分割処理により、各波長画像に対して、空間周波数分割処理を行う。図 4 は、複数の波長画像から複数の周波数帯域の画像を生成して、その生成された複数の周波数帯域の画像に対して、強調処理等をする処理を説明するための図である。

【 0 0 4 1 】

帯域分解処理部 1 1 1 は、図 4 に示すように、 $\lambda 1$ 画像を、空間周波数解析により、例えば空間周波数分割処理により、 N 個（ N は、1 以上の自然数）の空間周波数帯域の画像（以下、帯域画像という）に分割する。同様に、帯域分解処理部 1 1 1 は、 $\lambda 2$ 画像と $\lambda 3$ 画像も、それぞれ N 個の帯域画像に分割する。すなわち、帯域分解処理部 1 1 1 は、 m 個（ m は、2 以上の自然数）の波長画像のそれぞれについて、1 又は 2 以上の N 個の帯域画像を生成する。ここでは、 m は 3 であり、 $\lambda 1$ 画像、 $\lambda 2$ 画像と $\lambda 3$ 画像の 3 つの狭帯域画像から、 $3 \times N$ 個の帯域画像が生成される。

40

なお、 N が 1 の場合は、3 つの帯域画像が生成される。このときは、波長画像をそのまま帯域画像として、次の強調処理が施されるようにしてもよい。

【 0 0 4 2 】

従って、帯域分解処理部 1 1 1 は、医用画像に対して複数の波長帯域に分解処理を行い、又は医用画像の波長帯域毎に複数の空間周波数帯域に分解処理を行って、複数の帯域画像を生成する帯域分解処理手段あるいは空間周波数分割処理手段を構成する。

【 0 0 4 3 】

50

N個の空間周波数帯域は、ここでは、空間周波数 f_{r1} 、 f_{r2} 、 $\dots$ 、 f_{rN} の帯域である。以下、 λ_1 画像の空間周波数 f_{r1} の帯域画像を $\lambda_1(1)$ 画像と、 λ_1 画像の空間周波数 f_{r2} の帯域画像を $\lambda_1(2)$ 画像と、いうように、 λ_m 画像の空間周波数 f_{rk} (k は、 $1 \sim N$ のいずれか) の帯域画像を、 $\lambda_m(k)$ 画像という。

各帯域画像は、例えば、各波長画像に対して、各空間周波数 f_{rk} に対応するマスクを用いた空間周波数フィルタリング処理を行うことにより生成される。

【0044】

(2) 強調処理

強調処理部 112 は、帯域分解処理部 111 において生成された複数の帯域画像の中から選択された 1 又は 2 以上の帯域画像に対して、強調処理を実行する。図 4 は、一点鎖線の枠で囲った帯域画像 $\lambda_1(2)$ 、 $\lambda_2(2)$ 及び $\lambda_3(2)$ が選択されて強調処理が行われることを示している。

10

【0045】

強調処理は、選択された各帯域画像を強調する処理であり、各帯域画像の各画素の画素値に、所定の強調係数を乗算する等の処理により行われる。ここでは、各画素値に対する強調係数を保持するテーブル TBL (図 1 参照) を用いて、そのテーブルデータに基づき、各帯域画像は強調される。

【0046】

図 5 は、強調処理を行う領域を含む特徴空間を説明するための図である。

なお、ここでは、3つの狭帯域光の波長軸により形成された特徴空間 CS の例を説明するが、特徴空間は、複数の狭帯域光の中から選択した、2つの波長軸の特徴空間、あるいは、後述する図 11 に示すように 4 以上の波長軸の特徴空間でもよい。さらに、特徴空間は、狭帯域光の波長軸に空間周波数軸を加えた多軸の特徴空間、あるいは複数の空間周波数軸のみからなる特徴空間でもよい。

20

【0047】

図 5 において、点線で示す領域 R は、各波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の 3つの軸からなる特徴空間 CS における、所望の深さの血管画像の画素分布を示している。所望の深さの血管が、観察したい対象であり、生体粘膜の深さ方向に存在する対象物である。すなわち、図 5 に示す特徴空間 CS の領域 R 内に存在する画素値の画像が、ある所望の深さ d の血管の画像に対応する。そして、その血管を強調表示するための、領域 R 内に存在する画素に対する強調係数は、特徴空間 CS 内の位置によって異なっている。

30

【0048】

図 5 において、点 i は、領域 R 内の、ある画素値データに対応する点を示し、点 i の原点からのベクトルが、点ベクトル IV として示されている。各強調係数 α は、例えば、特徴空間 CS 内の領域 R に対応する基準ベクトル RV に対する点ベクトル IV のなす角度 θ に応じて異なるように、予め設定されている。領域 R の画素を強調するために、基準ベクトル RV との成す角度 θ が大きいほど強調係数が小さくなるように、各強調係数 α は、設定される。すなわち、特徴空間 CS 内の所定の分布データに対して基準ベクトル RV を設定し、特徴空間 CS 内の観察対象に対して角度変位量を算出することにより強調量が設定される。

40

【0049】

強調係数の設定は、制御回路 200 により設定される。ここでは、制御回路 200 は、図示しないプロセッサ 7 の操作パネルあるいはキーボード等への入力に基づいて、強調量である強調係数データを、画像処理部 101 のテーブル TBL にテーブルデータとして格納することにより設定する。強調係数データは、ユーザにより決定される。

【0050】

よって、制御回路 200 及び操作パネルは、特徴空間内における、所望の深さの観察対象が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部を構成する。そして、その強調量設定部により設定された強調量に基づいて、選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理が行われる。

50

【 0 0 5 1 】

なお、各波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の 3 つの軸からなる特徴空間 CS 内の点の座標を極座標変換して、強調係数 α を、極座標で規定するようにしてもよい。その場合、図 5 において、極座標は、天頂角 θ と、方位角 φ により規定される。

【 0 0 5 2 】

図 6 は、極座標を用いて設定された強調テーブルの例を示す図である。強調係数テーブル TBL は、基準ベクトル RV に対する画素値の位置についての極座標に基づくテーブルである。テーブル TBL は、極座標である、天頂角 θ と方位角 φ によって決まる強調量のデータを保持している。図 6 において、 $\alpha(x, y)$ は、方位角 φ x と天頂角 θ y に対応する強調係数を示している。

10

【 0 0 5 3 】

図 4 の場合、帯域画像 $\lambda_1(2)$ 、 $\lambda_2(2)$ 、 $\lambda_3(2)$ が選択されて強調処理が施される。

帯域画像 $\lambda_1(2)$ 、 $\lambda_2(2)$ 、 $\lambda_3(2)$ の各画像フレーム内の各画素は、図 5 の特徴空間 CS 内のいずれかの位置にマッピングされる。例えば、特徴空間 CS 内にマッピングされたある画素に対応する点 i のベクトル IV と、基準ベクトル RV とのなす角度 θ とした場合、各帯域画像の画素に対して、強調する角度範囲は、 $0 \leq \theta \leq (\pi/2)$ であって特に領域 R 内の画素を含む範囲とし、その範囲以外及び $\theta \geq (\pi/2)$ の領域では強調しないように、強調係数 α は設定される。すなわち、図 5 において、基準ベクトル RV に直交する平面を RP とすると、特徴空間内の平面 RP に対して基準ベクトル RV 側の画素に対しては、強調処理を行い、特徴空間内の平面 RP に対して基準ベクトル RV 側でない画素に対しては、強調処理を行わない。

20

【 0 0 5 4 】

強調処理に用いられる画素に対する強調係数 α は、例えば次の式により決定される。 α_i は、特徴空間内の点 i についての、強調係数を示す。

$$\alpha_i = ((\pi/2) - \theta)^r \cdots \text{式}(1)$$

ここで、 r は、任意の実数である。

【 0 0 5 5 】

特徴空間 CS 内の領域 R 内の各点に対する強調係数 α は、強調処理時に、点毎に式 (1) から演算により求めて、点 i に対応する画素の画素値に乗算等するようにしてもよいが、ここでは、上述したように、強調処理を高速に行うようにするために、強調係数 α を特徴空間 CS 内の点毎に上記式 (1) から予め算出して、画像処理部 101 内のメモリ内に強調係数テーブル TBL として格納しておき、画像処理部 101 の強調処理部 112 は、強調処理を行うときにその強調係数テーブル TBL のデータを用いて画素値に乗算等を行う。

30

【 0 0 5 6 】

ここで、強調係数テーブル TBL の設定について説明する。

図 7 は、強調係数テーブルの設定の処理のフローチャートである。ユーザは、組織表面の深さに応じて、特徴空間 CS の 2 以上の軸と、領域を設定すなわち選択する ($S1$)。図 5 の例では、 λ_1 画像の波長 540 nm の波長 λ_1 と、 λ_2 画像の波長 600 nm の波長 λ_2 と、 λ_3 画像の波長 630 nm の波長 λ_3 の軸と、3 つの軸により形成される特徴空間 CS 内の領域 R が設定される。特徴空間 CS の軸の設定は、生体組織表面下の所望の深さ d の観察対象に応じて異なっている。

40

【 0 0 5 7 】

よって、 $S1$ の処理は、帯域分解処理部 111 により複数に分解された波長帯域又は複数の空間周波数帯域について、被検体内の観察対象に応じて複数の帯域から任意の帯域を選択して特徴空間を形成する特徴空間形成手段を構成する。

【 0 0 5 8 】

ユーザは、設定した領域についての強調係数を決定する ($S2$)。図 5 の例では、領域 R 内の各点における強調量が、上述した式 (1) に基づき算出され、決定される。

50

ユーザは、S 2 において算出されて決定された各強調係数を、強調係数テーブル T B L に格納して設定する (S 3)。

【 0 0 5 9 】

以上の処理は、ユーザにより特徴空間と強調処理を行う領域が指定されると、ユーザは、パーソナルコンピュータなどを用いて、S 1 ~ S 3 の処理を実行することにより、強調係数を決定して強調係数テーブル T B L に設定することができる。

以上のようにして、各画素についての強調量が、強調係数テーブル T B L に設定される。

【 0 0 6 0 】

設定された強調係数テーブル T B L を用いて、図 4 の場合、所望の深さの血管等を強調するために選択された帯域画像 $\lambda 1 (2)$ 、 $\lambda 2 (2)$ 及び $\lambda 3 (2)$ における、上記特徴空間 C S 内の領域 R の画素について、強調処理が施される。

【 0 0 6 1 】

3 つの波長画像 ($\lambda 1$ 画像、 $\lambda 2$ 画像、 $\lambda 3$ 画像) には、アーチファクト A F や背景粘膜 B M の画像も含まれるが、上述したように、所望の領域の画像のみを強調するので、アーチファクト A F や背景粘膜 B M の画像は、強調されない。図 5 には、アーチファクト A F の領域が示されている。例えば、アーチファクト A F は、組織を切開し剥離の際に生じた組織損傷部 (黒色領域など) の領域である。

【 0 0 6 2 】

すなわち、このようなアーチファクト A F や背景粘膜 B M 等の領域を除いて、領域 R のみを強調するように、領域 R に対応する強調係数テーブル T B L が作成されることによって、帯域画像 $\lambda 1 (2)$ 、 $\lambda 2 (2)$ 及び $\lambda 3 (2)$ が強調される。

【 0 0 6 3 】

さらになお、図 5 の例では、領域 R のみを強調するように、強調係数テーブル T B L が作成されているが、上記の特徴空間 C S 内の複数の領域を強調するように、複数の強調係数テーブルを作成してもよい。

【 0 0 6 4 】

図 8 は、複数の領域を強調する場合を説明するための図である。図 8 では、2 つの領域 R 1 , R 2 が設定され、その 2 つの領域 R 1 , R 2 について強調係数が設定される。図 8 では、2 つの領域 R 1 , R 2 のそれぞれに基準ベクトル R V 1 , R V 2 が設定されている。それぞれの領域において、強調係数が決定されて、強調係数テーブル T B L 1 , T B L 2 に予め設定される。

【 0 0 6 5 】

図 8 に示すように、領域 R 1 と R 2 のみが強調され、2 つの基準ベクトル R V 1、R V 2 に対する角度が大きくなる画素値ほど、強調係数は小さくなるので、アーチファクトの画像の領域 A F や、背景粘膜の画像の領域 B M の強調は弱くなる。

【 0 0 6 6 】

また、アーチファクトを複数設定して、領域 R の強調係数を設定するようにしてもよい。図 8 に示すように、2 つのアーチファクト A F , A F 1 が設定され、そのようなアーチファクトを強調しないように強調係数が設定可能であることが示されている。図 8 で、アーチファクト A F 1 は、例えば、インジゴカルミン等の色素の領域である。

【 0 0 6 7 】

図 5 及び図 8 にした特徴空間 C S 及び領域 R , R 1 , R 2 は、それぞれ粘膜下の所望の深さにおける血管等に応じて、異なる観察対象によって決定される。よって、ユーザは、粘膜下における任意の深さの血管等を強調することができるよう、強調したい粘膜下の所望の深さにおける血管等に応じて、特徴空間及び領域に対応する強調係数テーブルを予め作成しておく。そのようにすれば、ユーザは、粘膜下における強調したい深さの血管等を指定すると、対応する強調テーブルが選択されて、所望の深さの血管等を強調する強調処理が行われるようにすることができる。

そして、強調量は、特徴空間 C S 内において生体内における血管、背景粘膜、及びその

10

20

30

40

50

他の対象を強調しないように、設定される。

【0068】

以上のように、強調処理部112は、帯域分解処理部111により生成された複数の帯域画像の中から選択された2以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された特徴空間内における被検体内の観察対象が分布する領域に対して設定された強調量に基づいて、選択された2以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理手段を構成する。

【0069】

(3) 色変換処理

色変換処理部113は、選択された帯域画像に対して強調処理が行われた後に、 $3 \times N$ 個の帯域画像（強調処理の対象となった帯域画像も含む）に対して、色変換処理を施す処理である。色変換処理部113における色変換処理は、ここでは、色調を調整する処理であり、通常観察モードにおいて白色光下で表示される白色光観察画像の全体色調に類似する色調になるように、各帯域画像の色調を調整する。

また、任意の対象を背景粘膜に対してコントラストを向上させるような色調整をしても良い。

【0070】

加えて、色変換処理部113における色変換処理は、例えば、色変換マトリックスを用いて行う。なお、色変換テーブルを用いて行ってもよい。

【0071】

また、色変換処理部113は、複数の色変換マトリックスを用いて、色変換を行うようにしてもよい。図9は、複数の色変換マトリックスを用いる例を説明するための図である。

図9は、各波長画像を6つの周波数帯域に分割して、複数の色変換マトリックスを用いる例を示す図である。例えば、空間周波数 f_{r1} の帯域画像群（帯域画像 $\lambda_1(1)$ 、 $\lambda_2(1)$ 及び $\lambda_3(1)$ ）については、低い空間周波数のための色変換マトリックス1を用いて色調を変換し、空間周波数 f_{r2} と f_{r3} の帯域画像群（帯域画像 $\lambda_1(2)$ 、 $\lambda_2(2)$ 、 $\dots$ 、 $\lambda_3(3)$ ）については、中間の空間周波数のための色変換マトリックス2を用いて色調を変換し、その他の帯域画像群（帯域画像 $\lambda_1(4)$ 、 $\lambda_2(4)$ 、 $\dots$ 、 $\lambda_3(6)$ ）については、高い空間周波数のための色変換マトリックス3を用いて色調を変換するなど、複数の色変換マトリックスを用いてもよい。

なお、色変換マトリックスは、例えば、 3×3 の正方行列であり、例えば、日本特許第3607857号公報などに開示されている。

【0072】

従って、各帯域画像は、強調処理された後に色変換処理がされ、あるいは強調処理がされないで、色変換処理がされる。その結果、色変換処理（及び強調処理と色変換処理）がされた、 $3 \times N$ 個の帯域画像（以下、処理後帯域画像という）が生成される。

【0073】

図4では、色変換処理等がされた $\lambda_1(1)$ 画像を $\lambda_1(1)'$ 画像と、色変換された λ_1 画像を $\lambda_1(2)'$ 画像と、いうように、色変換処理がされた $\lambda_m(k)$ 画像を、 $\lambda_m(k)'$ 画像として示している。

【0074】

そして、波長画像毎に、処理後帯域画像を積分して、3つの波長画像（以下、積分波長画像という）を生成する。波長540nm付近の画像である λ_1 画像の積分波長画像（以下、 λ_1' 画像という）、波長600nm付近の画像である λ_2 画像の積分波長画像（以下、 λ_2' 画像という）、及び波長630nm付近の画像である λ_3 画像の積分波長画像（以下、 λ_3' 画像という）が、生成される。

すなわち、画像処理部101は、 $3 \times N$ 個の処理後帯域画像から、波長毎に加算、すなわち積分した λ_1' 画像、 λ_2' 画像及び λ_3' 画像を生成する。

【0075】

3つの画像（ λ_1' 画像、 λ_2' 画像及び λ_3' 画像）は、セレクタ102等を介して

10

20

30

40

50

観察モニタ 5 の RGB の各チャンネルに供給される。その結果、観察モニタ 5 の画面上には、所望の深さの血管等が強調された表示画像が表示される。

【 0 0 7 6 】

図 1 0 は、所望の深さの血管が強調されることを説明するための図である。図 1 0 に示すように、生体組織表面下の深部の血管は、従来では、画像 D S 1 のように不明瞭であったが、上述した内視鏡システムによれば、画像 D S 2 のように、その血管が強調されて明瞭に表示される。

【 0 0 7 7 】

なお、以上の例では、選択された帯域画像に対して強調処理をした後に、色変換処理をおこなっているが、全ての帯域画像に対して色変換処理をした後に、選択された帯域画像に対して強調処理をして、処理後帯域画像を生成するようにしてもよい。よって、色変換処理部 1 1 3 は、強調処理が行われる前の複数の帯域画像、あるいは強調処理手段により強調された選択された 2 以上の帯域画像を含む複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理手段を構成する。

【 0 0 7 8 】

以上のような画像処理を行うことにより、生体組織の表面下の所望の深さの画像化したい血管等を強調して画像化することができる画像処理装置及び内視鏡システムを提供することができる。

【 0 0 7 9 】

以上は、3 つの波長画像から N 個の帯域画像を生成して、1 つの対象を強調表示する例を説明したが、次のように特徴空間と領域を設定することによって、種々の所望の深さの対象を選択して強調表示することも可能である。

【 0 0 8 0 】

図 1 1 は、複数の波長画像から複数の周波数帯域の画像を生成して、その生成された複数の周波数帯域の画像に対して、複数の所望の深さの対象に対して強調処理等する処理を説明するための図である。

【 0 0 8 1 】

図 1 1 に示すように、帯域分解処理部 1 1 1 は、 $\lambda 1$ 画像を、空間周波数解析により、例えば空間周波数分割により、N 個 (N は、1 以上の自然数) の空間周波数帯域の画像 (以下、帯域画像という) に分割する。同様に、帯域分解処理部 1 1 1 は、 $\lambda 2$ 画像から λM 画像 (M は、2 以上の自然数) を、それぞれ N 個の帯域画像に分割する。すなわち、帯域分解処理部 1 1 1 は、M 個の波長の画像のそれぞれについて、N 個の帯域画像を生成する。

【 0 0 8 2 】

このように、 $M \times N$ 個の帯域画像の中から、強調表示させたい深さの 3 つの対象があるとする。例えば、粘膜の表面下の深部の血管、粘膜表層のピットパターン、及び粘膜表層の毛細血管を強調表示させたいとする。

【 0 0 8 3 】

深部の血管は、一点鎖線で示す帯域画像 $\lambda 2 (2) \sim \lambda M (2)$ の画像群 T G 1 に対して所定の強調係数を乗算する処理を行うことによって、強調表示することができ、粘膜表層のピットパターンは、一点鎖線で示す帯域画像 $\lambda 3 (N) \sim \lambda M (N)$ の画像群 T G 2 に対して所定の強調係数を乗算する処理を行うことによって、強調表示することができ、粘膜表層の毛細血管は、一点鎖線で示す帯域画像 $\lambda 1 (N)$ と $\lambda 2 (N)$ の画像群 T G 3 に対して所定の強調係数を乗算する処理を行うことによって、強調表示することができるとする。

【 0 0 8 4 】

ユーザは、対象毎の複数の帯域画像について特徴空間と、各特徴空間内の領域を設定し、さらに上述したように、各領域における強調係数テーブルを作成する。例えば、ユーザは、深部の血管を強調表示するための特徴空間を、画像群 T G 1 で示す帯域画像 $\lambda 2 (2) \sim \lambda M (2)$ に対応する (M - 1) 軸の多次元空間とし、その多次元空間内における、

10

20

30

40

50

深部の血管の領域を設定する。そして、その領域についての強調係数テーブル T B L 1 を作成する。

【 0 0 8 5 】

同様に、ユーザは、粘膜表層のピットパターンを強調表示するための特徴空間を、画像群 T G 2 で示す帯域画像 $\lambda 3(N) \sim \lambda M(N)$ に対応する $(M - 2)$ 軸の多次元空間とし、その多次元空間内における、粘膜表層のピットパターンの領域を設定する。そして、その領域についての強調係数テーブル T B L 2 を作成する。

【 0 0 8 6 】

同様に、ユーザは、粘膜表層の毛細血管を強調表示するための特徴空間を、画像群 T G 3 で示す帯域画像 $\lambda 1(N)$ と $\lambda 2(N)$ に対応する 2 軸の 2 次元空間とし、その 2 次元空間内における、粘膜表層の毛細血管の領域を設定する。そして、その領域についての強調係数テーブル T B L 3 を作成する。

10

【 0 0 8 7 】

以上のようにして、ユーザは、所望の対象についての特徴空間と帯域画像を予め設定し、対応する強調係数テーブルを、予め作成しておく。そして、3つの強調係数テーブルが、画像処理部 1 0 1 のメモリに格納される。尚、テーブル T B L 1 ~ T B L 3 をまとめて 1 つのテーブルにしても良い。

【 0 0 8 8 】

ユーザは、強調表示させたい対象を選択して強調表示を指示すると、制御回路 2 0 0 から、強調表示させたい対象に対応する強調係数テーブルの選択信号を含む選択信号 S S が画像処理部 1 0 1 に供給され、画像処理部 1 0 1 において、上述したような処理が実行されて、その強調させたい対象が、観察モニタ 5 の画面上に強調表示される。

20

【 0 0 8 9 】

例えば、深部の血管の強調表示が指示されると、帯域分解処理部 1 1 1 において、 $\lambda 1 \sim \lambda M$ 画像が、それぞれ N 個の帯域画像に分割される。強調処理部 1 1 2 は、強調係数テーブル T B L 1 を参照して、深部の血管の強調表示が指示に応じて選択された画像群 T G 1 で示す帯域画像 $\lambda 2(2) \sim \lambda M(2)$ に対して強調処理を実行する。色変換処理部 1 1 3 は、強調処理された帯域画像 $\lambda 2(2) \sim \lambda M(2)$ を含めて $N \times M$ 個の帯域画像に対して、色調を調整する色変換処理を実行し、波長毎に積分した $\lambda 1'$ 画像、 $\lambda 2'$ 画像、 $\dots$ 、 $\lambda M'$ 画像を出力する。

30

【 0 0 9 0 】

また、粘膜表層のピットパターンの強調表示が指示されると、帯域分解処理部 1 1 1 において、 $\lambda 1 \sim \lambda M$ 画像が、それぞれ N 個の帯域画像に分割される。強調処理部 1 1 2 は、強調係数テーブル T B L 2 を参照して、粘膜表層のピットパターンの強調表示が指示に応じて選択された画像群 T G 2 で示す帯域画像 $\lambda 3(N) \sim \lambda M(N)$ に対して強調処理を実行する。色変換処理部 1 1 3 は、強調処理された帯域画像 $\lambda 3(N) \sim \lambda M(N)$ を含めて $N \times M$ 個の帯域画像に対して、色調を調整する色変換処理を実行し、波長毎に積分した $\lambda 1'$ 画像、 $\lambda 2'$ 画像、 $\dots$ 、 $\lambda M'$ 画像を出力する。

【 0 0 9 1 】

さらにまた、粘膜表層の毛細血管の強調表示が指示されると、帯域分解処理部 1 1 1 において、 $\lambda 1 \sim \lambda M$ 画像が、それぞれ N 個の帯域画像に分割される。強調処理部 1 1 2 は、強調係数テーブル T B L 3 を参照して、粘膜表層の毛細血管の強調表示が指示に応じて選択された画像群 T G 3 で示す帯域画像 $\lambda 1(N)$ と $\lambda 2(N)$ に対して強調処理を実行する。色変換処理部 1 1 3 は、強調処理された帯域画像 $\lambda 1(N)$ と $\lambda 2(N)$ を含めて $N \times M$ 個の帯域画像に対して、色調を調整する色変換処理を実行し、波長毎に積分した $\lambda 1'$ 画像、 $\lambda 2'$ 画像、 $\dots$ 、 $\lambda M'$ 画像を出力する。尚、深部血管ピットパターン、表層血管すべてを強調したい場合は、テーブル T B L 1 ~ T B L 3 の全てを利用することができる。

40

【 0 0 9 2 】

以上のように、複数の波長画像のそれぞれを複数の帯域画像に分解して、所望の対象に

50

応じて、特徴空間を設定し、かつ対象の領域を設定し、各領域についての強調係数を設定しておく。そして、所望の対象を指定あるいは選択することによって、その対象だけを強調して観察モニタ 5 上に表示させることができる。

【0093】

そして、生体組織の表面下で画像化したいものには、粘膜の表層近くにある病変近傍の血管、粘膜の深い位置にある比較的太い血管、粘膜下腫瘍、など、種々の深さの血管、病変部等、生体組織表面下の種々の深さの位置におけるこのような対象などを、他の深さの血管等よりも強調して画像化することはでき、さらには、拡大内視鏡を組み合わせた観察により腺開口部のコントラスト向上も図ることができる。結果として、術者による手術時間の短縮にも繋がる。

10

【0094】

次に、本実施の形態の変形例について説明する。

(変形例 1)

上述した実施の形態では、複数の狭帯域光の反射光を得るために、複数の狭帯域光を出射する光源装置を用いているが、白色光を被写体に照射し、その反射光から分光推定処理により、複数の波長画像を得るようにしてもよい。例えば、図 4 の例では、 $\lambda 1$ 画像、 $\lambda 2$ 画像及び $\lambda 3$ 画像は、分光推定処理により生成するようにしてもよい。

【0095】

(変形例 2)

上述した実施の形態では、光源装置が複数の狭帯域光を順番に出射しているが、光源装置が白色光の光源ランプからの光を所定の干渉フィルタを介して、所定の複数の狭帯域光を出射するようにして、複数の狭帯域光を被検体に同時に照明し、被写体からの反射光を撮像素子の受光面に設けたカラーフィルタを介して同時に撮像して、撮像素子の出力において複数の波長画像を得るようにしてもよい。

20

【0096】

(変形例 3)

上述した実施の形態では、図 5 に示すように、3 軸の特徴空間内における領域 R と基準ベクトル R V の設定をして、その特徴空間内において強調係数を設定しているが、3 次元の特徴空間を、例えば 2 次元の特徴空間に射影して、その 2 次元の特徴空間において領域と基準ベクトルを設定するようにしてもよい。

30

【0097】

図 1 2 と図 1 3 は、図 5 における 3 軸を 2 軸に射影して 2 つの特徴空間を形成した場合を説明するための図である。図 1 2 は、領域 R と基準ベクトル R V を、波長 $\lambda 1$ と $\lambda 2$ を軸とする特徴空間に設定した場合を示す図である。図 1 3 は、領域 R と基準ベクトル R V を、波長 $\lambda 2$ と $\lambda 3$ を軸とする特徴空間に設定した場合を示す図である。

【0098】

3 次元の特徴空間を、2 つの特徴空間に射影して 2 つの特徴空間に分割し、分割された 2 つの特徴空間のそれぞれにおいて基準ベクトルが設定される。そして、設定された基準ベクトルに対して強調係数を設定し、特徴空間 C S a 内の任意の点 i についてのベクトル I V a と基準ベクトル R V a との成す角度 θa で、特徴空間 C S b 内の同じ点 i についてのベクトル I V b と基準ベクトル R V b との成す角度 θb としたときに、強調係数 αi を次の式 (2) で設定するようにしてもよい。

40

【0099】

$$\alpha i = (((\pi / 2) - \theta a) ((\pi / 2) - \theta b))^r \quad \cdots \text{式 (2)}$$

(変形例 4)

上述した実施の形態では、複数の波長あるいは周波数帯域の軸の空間内で領域 R を設定し、基準ベクトル R V に対する強調量が設定されているが、その空間を別な空間に射影して、射影された空間で、強調係数を設定するようにしてもよい。

【0100】

図 1 4 は、ある波長 $\lambda 1$, $\lambda 2$ の 2 軸の 2 次元の特徴空間 C S c における領域 R と、ア

50

ーチファクトAFを示す図である。図15は、図14の特徴空間CS_cを、別の特徴空間CS_dに射影したときの領域RとアーチファクトAFを示す図である。

【0101】

図14では、領域RとアーチファクトAFは重なりあって、強調係数が設定しづらいが、図15において、基準ベクトルRVに直交する軸CA₁と、基準ベクトルRVに平行な軸CA₂とにより形成された空間に射影した特徴空間CS_dでは、観察対象の領域Rの分布とアーチファクトAFの分布とは互いに異なった領域に分布し、強調係数が設定し易い。

よって、波長軸の空間、あるいは帯域周波数軸の空間とは異なる特徴空間に射影した特徴空間において、強調量を設定するようにしてもよい。

【0102】

以上説明したように、上述した実施の形態及び各変形例によれば、生体組織の表面下の所望の深さの画像化したい血管等を強調して画像化することができる画像処理装置及び内視鏡システムを提供することができる。結果として、治療時間の短縮にも繋がる。

さらに、白色光観察では、視認困難な粘膜下腫瘍、の発見率の向上にも繋がるものである。

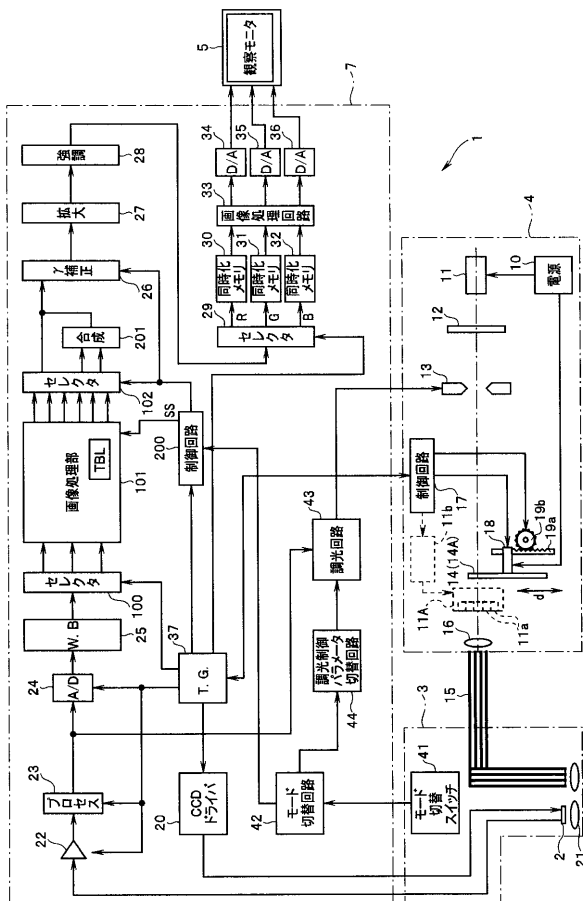
【0103】

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。

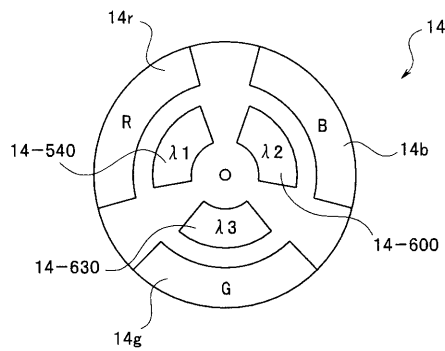
【0104】

本出願は、2011年9月20日に日本国に出願された特願2011-204953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。

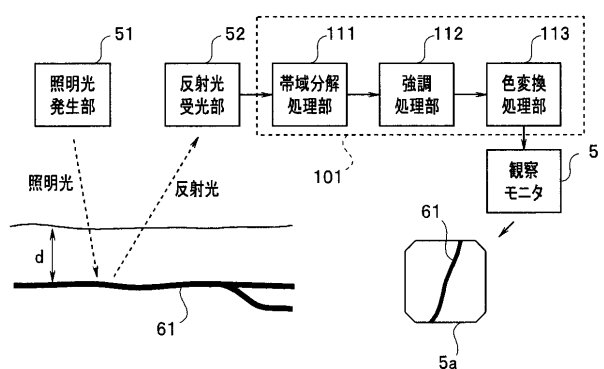
【図1】



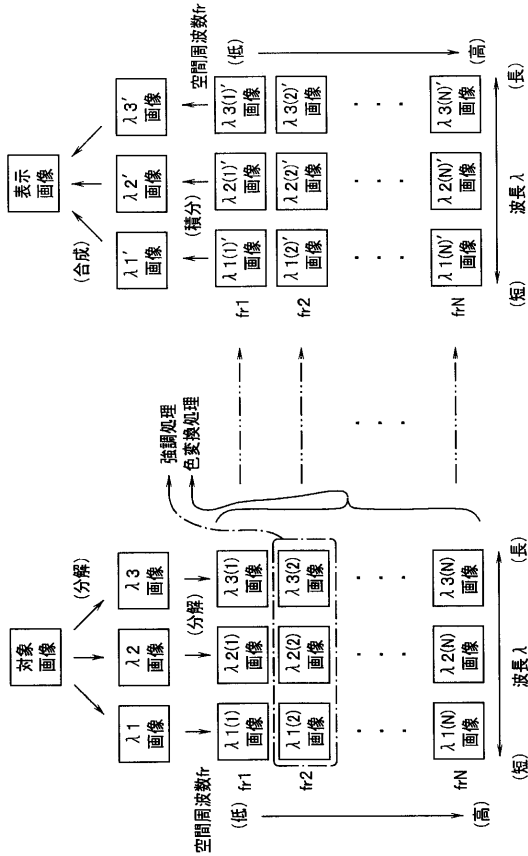
【図2】



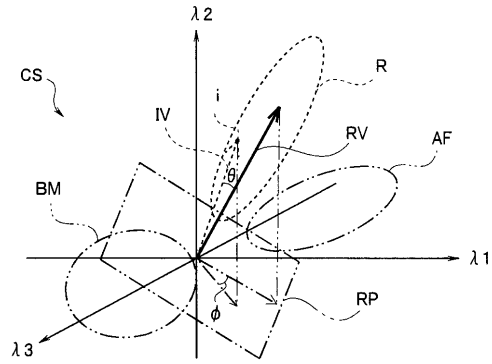
【図3】



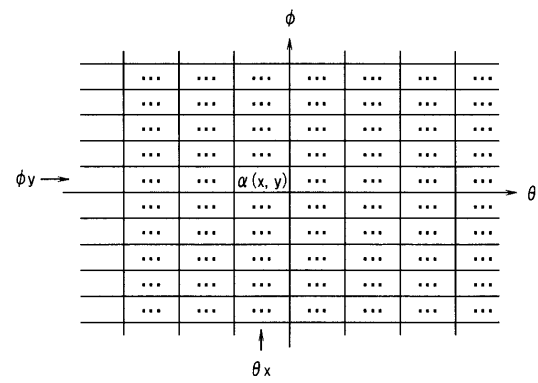
【図 4】



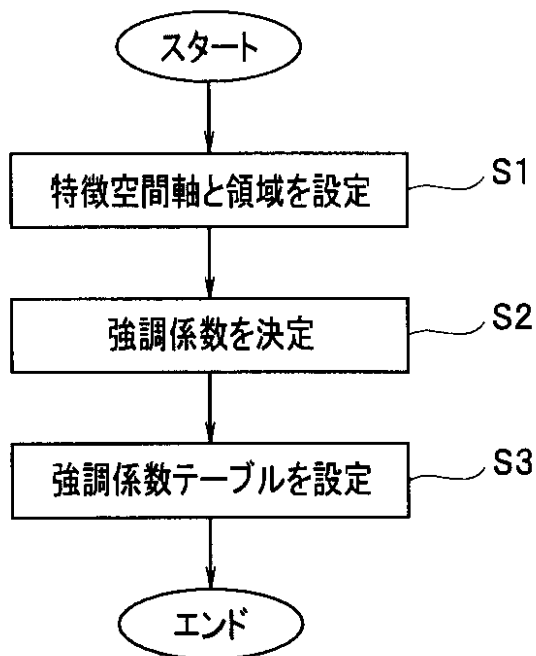
【図 5】



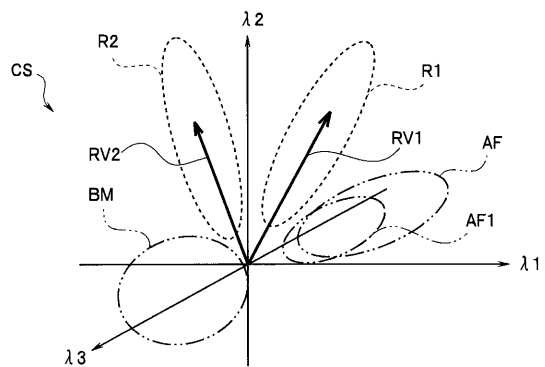
【図 6】



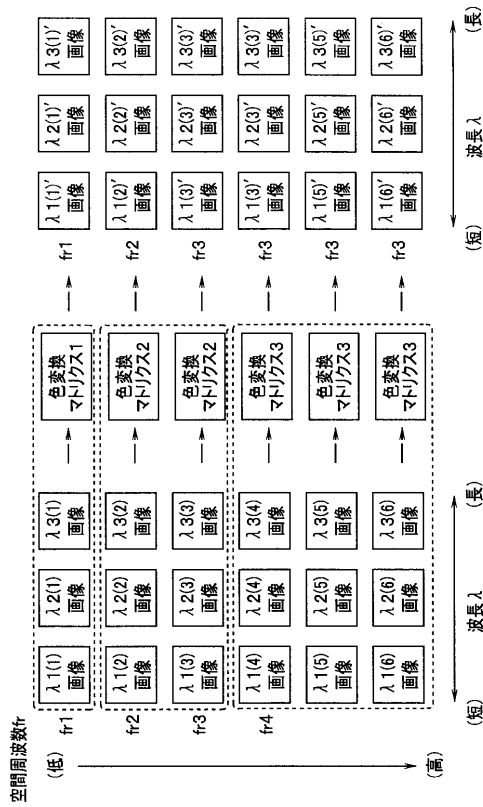
【図 7】



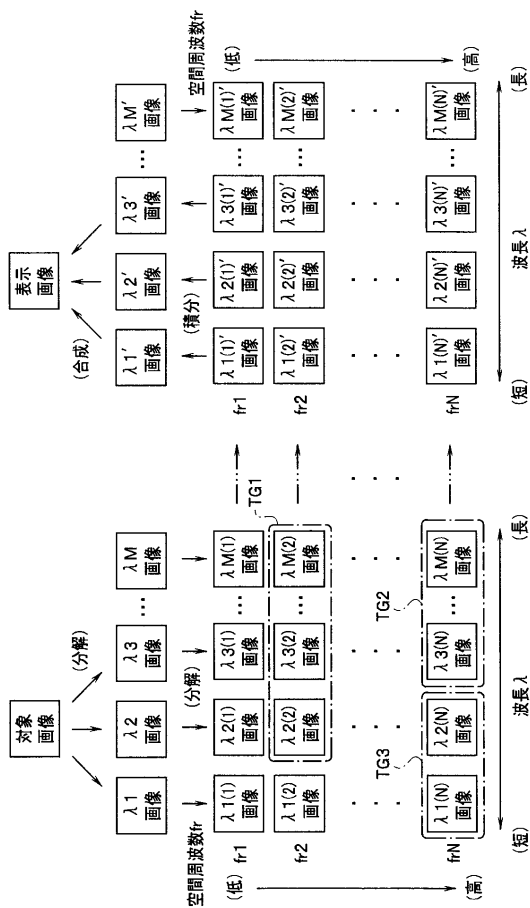
【図 8】



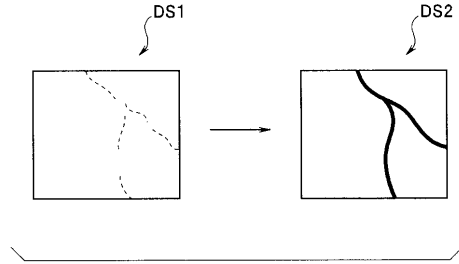
【図 9】



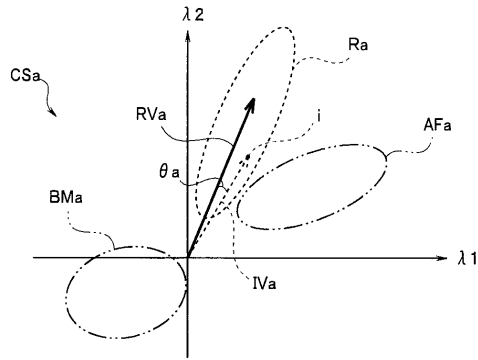
【図 11】



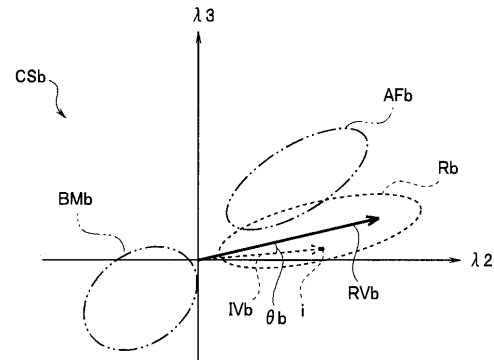
【図 10】



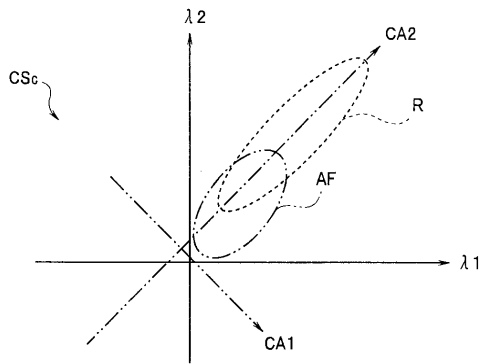
【図 12】



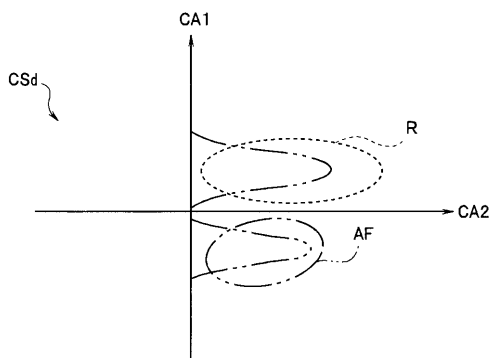
【図 13】



【図 1 4】



【図 1 5】



【手続補正書】

【提出日】平成25年2月14日(2013.2.14)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 1】

本発明の一態様の画像処理装置は、被検体内で撮像された医用画像を入力する画像入力部と、前記医用画像に対して複数の波長帯域画像のそれぞれについて複数の空間周波数帯域画像に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から前記被検体内の観察対象に応じて選択された2以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された2以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、前記強調処理部により強調された前記選択された2以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、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】0 0 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部と、前記照明部により前記被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された２以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の生体粘膜の深さ方向に存在する血管が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された２以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、前記強調処理部により強調された前記選択された２以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部から出力された積分画像を表示信号として出力する表示信号出力部と、前記表示信号出力部からの前記表示信号に基づいて表示を行う表示部と、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 】

被検体内で撮像された医用画像を入力する画像入力部と、

前記医用画像に対して複数の波長帯域画像のそれぞれについて複数の空間周波数帯域画像に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から前記被検体内の観察対象に応じて選択された２以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、

前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された２以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、

前記強調処理部により強調された前記選択された２以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、

前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【 請求項 2 】

前記観察対象は、粘膜表面下の深部の血管、粘膜表層のビットパターンまたは粘膜表層の毛細血管であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【 請求項 3 】

前記強調量設定部は、前記強調量をテーブルにテーブルデータとして格納することにより設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【 請求項 4 】

前記テーブルデータは、各帯域画像の各画素の画素値に対する強調係数であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【 請求項 5 】

前記強調量設定部は、前記観察対象が分布する領域を複数設定し、

前記テーブルは、設定された領域毎に設けられることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【 請求項 6 】

前記領域毎に設けられた前記テーブルは、選択可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記医用画像は、分光推定処理により生成された画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記強調量設定部は、前記特徴空間内における前記被検体内の生体粘膜の深さ方向に存在する血管が分布する領域に対して 1 又は 2 以上の基準ベクトル及び前記特徴空間内の原点から前記血管が分布する領域内の所定の画素値データへの点ベクトルを設定し、前記基準ベクトルと前記点ベクトルの成す角度から算出される角度変位量に基づいて強調量を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記強調処理部は、前記特徴空間内において前記基準ベクトルに直交する平面に対して前記基準ベクトル側の画素に対してのみ強調処理を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記強調量設定部は、前記特徴空間内において生体内における血管、背景粘膜、及びその他の対象を強調しないように、前記強調量を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記帯域分解処理部における前記分解処理は、空間周波数フィルタリング処理であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部と、
前記照明部により前記被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部と、
前記撮像部により撮像された信号に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、
前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された 2 以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の生体粘膜の深さ方向に存在する血管が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、
前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、
前記強調処理部により強調された前記選択された 2 以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、
前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、
前記画像生成部から出力された積分画像を表示信号として出力する表示信号出力部と、
前記表示信号出力部からの前記表示信号に基づいて表示を行う表示部と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 13】

前記照明部は、前記複数の波長帯域を有する光を時系列的に又は同時に照射することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記医用画像は、分光推定処理により生成された画像であることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成25年7月16日(2013.7.16)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 1 2

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部と、前記照明部により前記被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部と、前記撮像部により撮像された信号から複数の波長帯域画像が生成されるとともに、当該複数の波長帯域画像の各々に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された２以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の生体粘膜の深さ方向に存在する血管が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された２以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、前記強調処理部により強調された前記選択された２以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部から出力された積分画像を表示信号として出力する表示信号出力部と、前記表示信号出力部からの前記表示信号に基づいて表示を行う表示部と、を備えたことを特徴とする。

【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】

被検体内で撮像された医用画像を入力する画像入力部と、

前記医用画像に対して複数の波長帯域画像のそれぞれについて複数の空間周波数帯域画像に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から前記被検体内の観察対象に応じて選択された２以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の観察対象が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、

前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された２以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、

前記強調処理部により強調された前記選択された２以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、

前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項２】

前記観察対象は、粘膜表面下の深部の血管、粘膜表層のピットパターンまたは粘膜表層の毛細血管であることを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項３】

前記強調量設定部は、前記強調量をテーブルにテーブルデータとして格納することにより設定することを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。

【請求項４】

前記テーブルデータは、各帯域画像の各画素の画素値に対する強調係数であることを特徴とする請求項３に記載の画像処理装置。

【請求項５】

前記強調量設定部は、前記観察対象が分布する領域を複数設定し、

前記テーブルは、設定された領域毎に設けられることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記領域毎に設けられた前記テーブルは、選択可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記医用画像は、分光推定処理により生成された画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記強調量設定部は、前記特徴空間内における前記被検体内の生体粘膜の深さ方向に存在する血管が分布する領域に対して 1 又は 2 以上の基準ベクトル及び前記特徴空間内の原点から前記血管が分布する領域内の所定の画素値データへの点ベクトルを設定し、前記基準ベクトルと前記点ベクトルの成す角度から算出される角度変位量に基づいて強調量を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記強調処理部は、前記特徴空間内において前記基準ベクトルに直交するとともに前記特徴空間内の原点を含む平面を基準として、前記基準ベクトル側の画素に対してのみ強調処理を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記強調量設定部は、前記特徴空間内において生体内における血管、背景粘膜、及びその他の対象を強調しないように、前記強調量を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記帯域分解処理部における前記分解処理は、空間周波数フィルタリング処理であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

被検体に対して複数の波長帯域を有する光を照射する照明部と、

前記照明部により前記被検体に照射された光の戻り光を撮像する撮像部と、

前記撮像部により撮像された信号から複数の波長帯域画像が生成されるとともに、当該複数の波長帯域画像の各々に対して複数の空間周波数帯域に分解処理を行って複数の帯域画像を生成する帯域分解処理部と、

前記帯域分解処理部により生成された前記複数の帯域画像の中から選択された 2 以上の帯域画像の波長帯域又は空間周波数帯域を軸として形成された空間もしくはその空間が射影された他の空間である特徴空間内における前記被検体内の生体粘膜の深さ方向に存在する血管が分布する領域に対して強調量を設定する強調量設定部と、

前記強調量設定部により設定された強調量に基づいて、前記選択された 2 以上の帯域画像に対して強調処理を行う強調処理部と、

前記強調処理部により強調された前記選択された 2 以上の帯域画像を含む前記複数の帯域画像に対して、色調を調整するための色変換処理を行う色変換処理部と、

前記色変換処理部により色変換処理がされた複数の帯域画像を波長画像毎に積分して画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部から出力された積分画像を表示信号として出力する表示信号出力部と、

前記表示信号出力部からの前記表示信号に基づいて表示を行う表示部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 13】

前記照明部は、前記複数の波長帯域を有する光を時系列的に又は同時に照射することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記帯域分解処理部は、前記撮像された信号から分光推定処理された複数の波長帯域画

像に対して分解処理を行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/059685

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G01N21/27
(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N9/04(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, A61B1/06, G01N21/27, G02B23/24, H04N9/04

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	1996-2012
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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-202217 A (Olympus Corp.), 22 July 2004 (22.07.2004), paragraphs [0065], [0069], [0070], [0089] to [0107]; fig. 1, 11, 15 to 17 & US 2006/0241349 A1 & EP 1576920 A1 & WO 2004/052187 A1 & CN 1725974 A	1-15
Y	JP 6-335451 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 December 1994 (06.12.1994), paragraphs [0030] to [0037], [0069] to [0074], [0132] to [0138], [0178]; fig. 4, 5, 17 & US 5550582 A & US 5675378 A	1-15
Y	JP 9-35056 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 07 February 1997 (07.02.1997), paragraphs [0030] to [0035]; fig. 1, 3 (Family: none)	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
25 April, 2012 (25.04.12)Date of mailing of the international search report
15 May, 2012 (15.05.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/059685

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 2009-39561 A (Olympus Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraphs [0053] to [0073]; fig. 10, 11 (Family: none)	1-15
Y	JP 2010-130636 A (Olympus Corp.), 10 June 2010 (10.06.2010), paragraphs [0242] to [0252] & US 2010/0195904 A1	3-6
Y	JP 2-271822 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 November 1990 (06.11.1990), page 5, lower right column (Family: none)	5, 6
Y	JP 2008-23041 A (Fujifilm Corp.), 07 February 2008 (07.02.2008), paragraphs [0053] to [0055]; fig. 2, 3, 11 (Family: none)	7, 8, 15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 9 6 8 5									
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, A61B1/06(2006.01)i, G01N21/27(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N9/04(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, A61B1/06, G01N21/27, G02B23/24, H04N9/04											
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>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012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	1971-2012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
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										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 2004-202217 A（オリンパス株式会社）2004.07.22, 段落【0065】、【0069】、【0070】、【0089】－【0107】、図1、11、15－17 & US 2006/0241349 A1 & EP 1576920 A1 & WO 2004/052187 A1 & CN 1725974 A	1-15									
Y	JP 6-335451 A（オリンパス光学工業株式会社）1994.12.06, 段落【0030】－【0037】、【0069】－【0074】、【0132】－【0138】、【0178】、図4、5、17 & US 5550582 A & US 5675378 A	1-15									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> の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 </td> </tr> </table>				* 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	の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						
* 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	の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 25.04.2012		国際調査報告の発送日 15.05.2012									
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） 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 9 6 8 5
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 9-35056 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.02.07, 段落【0030】—【0035】、図1、3 (ファミリーなし)	1-15
Y	JP 2009-39561 A (オリンパス株式会社) 2009.02.26, 段落【0053】—【0073】、図10、11 (ファミリーなし)	1-15
Y	JP 2010-130636 A (オリンパス株式会社) 2010.06.10, 段落【0242】—【0252】 & US 2010/0195904 A1	3-6
Y	JP 2-271822 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.11.06, 第5頁右下欄 (ファミリーなし)	5,6
Y	JP 2008-23041 A (富士フイルム株式会社) 2008.02.07, 段落【0053】—【0055】、図2、3、11 (ファミリーなし)	7,8,15

フロンtpage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

(72)発明者 山▲崎▼ 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 野波 徹緒

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA06 GA02 GA11

4C161 CC06 HH51 HH52 LL02 NN01 NN05 QQ02 QQ03 RR04 SS10

SS21 TT01 WW02 WW08

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像处理设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2013042395A1	公开(公告)日	2015-03-26
申请号	JP2013507490	申请日	2012-04-09
[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 山崎健二 野波徹緒		
发明人	五十嵐 誠 山▲崎▼ 健二 野波 徹緒		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 G02B23/2484 G02B26/008 G06T5/003 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20192 G06T2207/30101 H04N9/67		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/26.B G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/RR04 4C161/SS10 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW02 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011204953 2011-09-20 JP		
其他公开文献	JP5355820B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括光源装置4，CCD 2，视频处理器7和观察监视器5，其中，视频处理器7包括：带分解处理部111，该带分解处理部111进行分解为多个的分解处理。由CCD 2拾取的图像的的信号上的空间频带，以产生多个频带图像，以产生多个频带图像；增强处理部分112，基于为在被摄体中的观察目标分布在从其中选择的带图像的波长带或空间频带形成的特征空间中的对象中分布的区域设置的增强量，对选择的带图像执行增强处理。多个带状图像作为轴；色彩转换处理部113进行色彩转换处理，该色彩转换处理用于对包括已被选择的两个以上的带状图像的多个带状图像进行色调调整。

