

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-170639

(P2012-170639A)

(43) 公開日 平成24年9月10日(2012.9.10)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	370
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300D
A61B 1/06 (2006.01)	A 61 B 1/06	A

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2011-36025 (P2011-36025)	(71) 出願人	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成23年2月22日 (2011.2.22)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	山口 博司 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
		F ターム (参考)	4C161 AA01 BB02 CC06 DD03 FF40 HH51 LL02 MM05 NN01 NN05 PP12 QQ02 QQ07 RR02 RR04 RR06 RR14 WW02 WW08

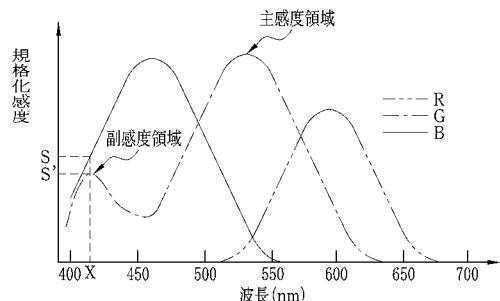
(54) 【発明の名称】内視鏡システム、および粘膜表層の毛細血管の強調画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】高解像度な粘膜表層の毛細血管の画像を診断に供する。

【解決手段】CCD 33 のカラーフィルタ 37 は、中心波長 405 nm の狭帯域光の反射光に感応する副感度領域を G 画素の感度領域に有する。画像処理回路 49 は、ズーム操作スイッチ 18 で非拡大が選択されたときに、R 画素値 r との相関演算により、G 画素値 g から副感度領域の成分 (粘膜表層の毛細血管の成分) b' を抽出する。表示制御回路 50 は、B 画素値 b と副感度領域の成分 b' をモニタ 19 の B、G チャンネルに、中深層血管の成分 g' を R チャンネルにそれぞれ割り当てる。モニタ 19 には毛細血管が青から緑色に着色された強調画像が表示される。

【選択図】図 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

プロードな波長帯域の白色光を被検体の被観察部位に照射する第一照射手段と、白色光とともに波長帯域が制限された青色の狭帯域光を被観察部位に照射する第二照射手段と、

被観察部位からの反射光を撮像する撮像手段であり、RGBの原色カラーフィルタが配され、G画素数 > B画素数であってG画素は緑色の主感度領域に加えて狭帯域光の反射光に感応する副感度領域を有する撮像手段と、

G画素とR画素の画素値の相関演算を行うことで、G画素の画素値から副感度領域の成分を抽出する抽出手段と、

B画素の画素値、および前記抽出手段で抽出した副感度領域の成分を元にした粘膜表層の毛細血管の強調画像をモニタに表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

ズーム機能を備え、

前記抽出手段は、ズーム操作で非拡大が選択されたときに副感度領域の成分の抽出を行い、

前記表示制御手段は、ズーム操作で非拡大が選択されたときにB画素の画素値、および副感度領域の成分を元にした強調画像のモニタへの表示を行うことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

ズーム機能を備え、

前記第一照射手段および前記第二照射手段は、白色光および狭帯域光の強度を各々独立に制御可能であり、ズーム操作で非拡大が選択されたときに、拡大が選択されたときよりも白色光に比べて狭帯域光の強度が強くなるよう前記第一照射手段および前記第二照射手段を制御することを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記抽出手段は、G画素の画素値から主感度領域の成分を抽出することを特徴とする請求項1ないし3のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記抽出手段で抽出した主感度領域の成分に対してビニング処理を施すビニング処理手段を備えることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、B画素の画素値と副感度領域の成分をモニタのB、Gチャンネルに、主感度領域の成分をモニタのRチャンネルにそれぞれ割り当てる特徴とする請求項4または5に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記抽出手段は、画素補間後のG画素の画素値から抽出を行うことを特徴とする請求項1ないし6のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

副感度領域は波長380nm以上450nm以下に中心波長を有し、該中心波長における感度は、該中心波長におけるB画素の感度の1/5以上であることを特徴とする請求項1ないし7のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第一照射手段は、青色光を発するレーザ光源と、
青色光により緑色から黄色に励起発光する波長変換部材とを有し、
青色光と励起発光とを混合して白色光を得ることを特徴とする請求項1ないし8のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第二照射手段は、中心波長405nmの青色の狭帯域光を発するレーザ光源を有す

ることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

原色カラーフィルタはベイヤー配列であることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

プロードな波長帯域の白色光と波長帯域が制限された青色の狭帯域光を被検体の被観察部位に照射し、

その反射光を、RGB の原色カラーフィルタが配され、G 画素数 > B 画素数であって G 画素は緑色の主感度領域に加えて狭帯域光の反射光に感応する副感度領域を有する撮像手段で撮像し、

G 画素と R 画素の画素値の相関演算を行うことで、G 画素の画素値から副感度領域の成分を抽出し、

B 画素の画素値、および抽出した副感度領域の成分を元にした粘膜表層の毛細血管の強調画像をモニタに表示することを特徴とする粘膜表層の毛細血管の強調画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粘膜表層の毛細血管の強調画像を表示する内視鏡システム、および粘膜表層の毛細血管の強調画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において内視鏡を利用した検査が広く普及している。周知の如く、内視鏡は被検体内に挿入する挿入部の先端から被検体の被観察部位に照明光を照射し、被観察部位の像を取り込む。

【0003】

従来、照明光の光源にはキセノンランプやメタルハライドランプ等の白色光源が用いられていたが、病変の発見を容易にするために狭い波長帯域の光（狭帯域光）を被観察部位に照射し、その反射光を画像化して観察する手法が脚光を浴びている（特許文献 1 および 2 参照）。この手法によれば、粘膜下層部の血管を強調した画像や、胃壁、腸の表層組織等の臓器の構造物を強調した画像を容易に得ることができる。

【0004】

特許文献 1 には、帯域制限フィルタを照明光の光路中に配置して狭帯域光を作り出し、カラーフィルタを前面に配した CCD で狭帯域光の反射光を撮像する様（第 2 実施形態）が記載されている。特許文献 2 は、白色光を照射してその反射光を撮像する通常観察用とは別に、狭帯域光観察用の撮像光学系（レンズ、撮像素子等）を内視鏡に搭載している。特許文献 1、2 ともに、観察対象として粘膜表層の毛細血管が例示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2002-095635 号公報

【特許文献 2】特開 2007-111357 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

粘膜表層の毛細血管を観察対象とした場合、毛細血管は $10 \mu m$ 程度と非常に細いため、CCD 等の撮像素子の性能や、ズーム機能の非拡大を選択、あるいは内視鏡の挿入部先端を被観察部位から離して観察するといった観察状態によっては十分な解像度を得られないという問題があった。解像度が不足した画像が診断に供された場合は、病変を見落したり逆に正常部位を病変と判断したりするおそれがあるため、解像度不足を補う方策が望されていた。

10

20

30

40

50

【0007】

毛細血管を観察する場合は青色の狭帯域光を被観察部位に照射してその反射光を撮像するため、原色カラーフィルタを用いた場合はB画素に毛細血管の像が結像される。しかし、原色カラーフィルタとして一般的なベイヤー配列では、全画素数に対するB画素の数が相対的に少なく(全画素数をNとした場合、B画素数はN/4)、毛細血管の観察画像の解像度不足の原因となっている。解決策として画素の高精細化が考えられるが、反射光が入射する画素の開口が小さくなつて光量が不足し、結果的にS/N比が低下するため採用はできない。

【0008】

特許文献1、2では、毛細血管を観察対象とした場合の解像度低下の問題には言及しておらず、その方策も当然講じられていない。

10

【0009】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、高解像度な粘膜表層の毛細血管の画像を診断に供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、プロードな波長帯域の白色光を被検体の被観察部位に照射する第一照射手段と、白色光とともに波長帯域が制限された青色の狭帯域光を被観察部位に照射する第二照射手段と、被観察部位からの反射光を撮像する撮像手段であり、RGBの原色カラーフィルタが配され、G画素数 > B画素数であつてG画素は緑色の主感度領域に加えて狭帯域光の反射光に感応する副感度領域を有する撮像手段と、G画素とR画素の画素値の相關演算を行うことで、G画素の画素値から副感度領域の成分を抽出する抽出手段と、B画素の画素値、および前記抽出手段で抽出した副感度領域の成分を元にした粘膜表層の毛細血管の強調画像をモニタに表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

20

【0011】

ズーム機能を備えていた場合、前記抽出手段は、ズーム操作で非拡大が選択されたときに副感度領域の成分の抽出を行い、前記表示制御手段は、ズーム操作で非拡大が選択されたときにB画素の画素値、および副感度領域の成分を元にした強調画像のモニタへの表示を行う。なお、ズームの拡大・非拡大は二段階でもそれ以上でもよい。多段階ズームの場合は、最もワイド端側が選択されたとき、あるいはワイド端側の数段階が選択されたときに副感度領域の成分の抽出とB画素の画素値、および副感度領域の成分を元にした強調画像の表示を行う。

30

【0012】

前記第一照射手段および前記第二照射手段は、白色光および狭帯域光の強度を各々独立に制御可能である。ズーム機能を備えていた場合、ズーム操作で非拡大が選択されたときに、拡大が選択されたときよりも白色光に比べて狭帯域光の強度が強くなるよう前記第一照射手段および前記第二照射手段を制御する。多段階ズームの場合は、上記同様、最もワイド端側が選択されたとき、あるいはワイド端側の数段階が選択されたときに狭帯域光の強度が強くなるよう白色光と狭帯域光の強度比を変更する。

40

【0013】

前記抽出手段は、G画素の画素値から主感度領域の成分を抽出する。前記抽出手段で抽出した主感度領域の成分に対してビニング処理を施すビニング処理手段を備えていてよい。前記ビニング処理手段は、R画素の画素値に対してビニング処理を施してもよい。

【0014】

前記表示制御手段は、B画素の画素値と副感度領域の成分をモニタのB、Gチャンネルに、主感度領域の成分をモニタのRチャンネルにそれぞれ割り当てる。

【0015】

前記抽出手段は、画素補間後のG画素の画素値から抽出を行う。

【0016】

50

副感度領域は波長 380 nm 以上 450 nm 以下に中心波長を有し、該中心波長における感度は、該中心波長における B 画素の感度の 1/5 以上であることが好ましい。

【0017】

前記第一照射手段は、青色光を発するレーザ光源と、青色光により緑色から黄色に励起発光する波長変換部材とを有し、青色光と励起発光とを混合して白色光を得る。前記第二照射手段は、中心波長 405 nm の青色の狭帯域光を発するレーザ光源を有する。

【0018】

原色カラーフィルタはベイヤー配列である。

【0019】

本発明の粘膜表層の毛細血管の強調画像表示方法は、プロードな波長帯域の白色光と波長帯域が制限された青色の狭帯域光を被検体の被観察部位に照射し、その反射光を、RGB の原色カラーフィルタが配され、G 画素数 > B 画素数 であって G 画素は緑色の主感度領域に加えて狭帯域光の反射光に感応する副感度領域を有する撮像手段で撮像し、G 画素と R 画素の画素値の相關演算を行うことで、G 画素の画素値から副感度領域の成分を抽出し、B 画素の画素値、および抽出した副感度領域の成分を元にした粘膜表層の毛細血管の強調画像をモニタに表示することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、G 画素に狭帯域光の反射光に感応する副感度領域をもたせ、G 画素の画素値から副感度領域の成分を抽出してこれを元に粘膜表層の毛細血管の強調画像を表示するので、高解像度な粘膜表層の毛細血管の画像を診断に供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】電子内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】ベイヤー配列のカラーフィルタを示す図である。

【図4】CCD の RGB 各画素の分光感度特性を示すグラフである。

【図5】高解像度化処理を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1において、電子内視鏡システム2は、電子内視鏡10、プロセッサ装置11、および光源装置12からなる。電子内視鏡10は、周知の如く、被検体(患者)内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11および光源装置12に接続されるコネクタ15と、操作部14、コネクタ15間を繋ぐユニバーサルコード16とを有する。

30

【0023】

操作部14には、挿入部13の先端17を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、送気・送水ノズルからエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、観察画像を静止画記録するためのレリーズボタン、あるいは被観察部位の拡大・非拡大(望遠・広角)撮影を指示するためのズーム操作スイッチ18といった操作部材が設けられている。

40

【0024】

また、操作部14の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部13内の鉗子チャンネルを通して、先端17に設けられた鉗子出口に連通している。

【0025】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電気的に接続され、電子内視鏡システム2の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置11は、ユニバーサルコード16や挿入部13内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡10に給電を行い、先端17に搭載されたCCD33(図2参照)の駆動を制御する。また、プロセッサ装置11は、伝送ケーブル

50

を介して C C D 3 3 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 1 1 で生成された画像データは、プロセッサ装置 1 1 にケーブル接続されたモニタ 1 9 に観察画像として表示される。

【 0 0 2 6 】

電子内視鏡システム 2 には、被検体の被観察部位に白色光を照射して観察する通常観察モードと、被観察部位に白色光および中心波長 4 0 5 n m の狭い波長帯域の青色光（狭帯域光）を照射して、被観察部位内の血管のうち表層血管（毛細血管）に着目して観察する特殊観察モードとが用意されている。各モードの切替は操作部 1 4 のモード切替スイッチ 2 0 を操作することにより行われる。電子内視鏡システム 2 の電源投入直後は通常観察モードが自動的に選択される。

10

【 0 0 2 7 】

図 2 において、先端 1 7 には、観察窓 3 0 、照明窓 3 1 等が設けられている。観察窓 3 0 の奥には、対物光学系 3 2 を介して被検体内撮影用の C C D 3 3 が配されている。対物光学系 3 2 はレンズ群およびプリズムからなり、レンズ群は、ズーム操作スイッチ 1 8 の操作に連動して光軸に沿って移動（例えばテレ端、ワイド端の二つの位置間を移動）するズームレンズ 3 4 を含む。このズームレンズ 3 4 の移動により、被観察部位の拡大・非拡大撮影が可能となる。照明窓 3 1 は、ユニバーサルコード 1 6 や挿入部 1 3 に配設されたライトガイド 3 5 、および照明レンズ 3 6 で導光される光源装置 1 2 からの照明光を被観察部位に照射する。

20

【 0 0 2 8 】

C C D 3 3 は、観察窓 3 0 、対物光学系 3 2 を経由した被検体内の被観察部位の像が撮像面に入射するように配置されている。撮像面には複数の色セグメントからなるカラーフィルタ、例えば、図 3 に示すペイヤー配列（R - 赤、G - 緑、B - 青）の原色カラーフィルタ 3 7 が形成されている。

30

【 0 0 2 9 】

原色カラーフィルタ 3 7 の分光透過率、および画素自体の分光感度によって、C C D 3 3 の R G B 各画素の分光感度特性は図 4 に示すようになる。R 画素は 6 0 0 n m 近傍、G 画素は 5 5 0 n m 近傍、B 画素は 4 5 0 n m 近傍の波長の光にそれぞれ感度を有する。G 画素は B 画素の感度領域である 4 0 5 n m 付近の波長の光にも感度を有する。以下の説明では、この G 画素の 4 0 5 n m 付近の波長の光への感度を、5 5 0 n m 近傍の主感度領域に対して副感度領域と表現する。

【 0 0 3 0 】

副感度領域の中心波長 X は 3 8 0 n m 以上 4 5 0 n m 以下の範囲に存在することが好ましく、特に上記で例示した 4 0 5 n m 付近にあることがより好ましい。またその中心波長 X における感度 S ' は、中心波長 X における B 画素の感度 S の 1 / 5 以上（ S ' > 1 / 5 S ）であることが好ましい。副感度領域の中心波長 X 、および中心波長 X における感度 S ' が上記範囲内にあれば、中心波長 4 0 5 n m の狭帯域光の被観察部位からの反射光に感応して、表層血管をより際立たせるための高解像度化処理に必要な情報を十分に得ることができる。

40

【 0 0 3 1 】

図 2 において、操作部 1 4 には、アナログ信号処理回路（以下、A F E と略す）3 8 、C C D 駆動回路 3 9 、および C P U 4 0 が設けられている。A F E 3 8 は、相関二重サンプリング回路（以下、C D S と略す）、自動ゲイン制御回路（以下、A G C と略す）、およびアナログ / デジタル変換器（以下、A / D と略す）から構成されている。C D S は、C C D 3 3 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、C C D 3 3 で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。A G C は、C D S によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置 1 1 から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。A / D は、A G C により増幅された撮像信号を所定のビット数のデジタル信号に変換する。A / D でデジタル化された撮像信号は、伝送ケーブルを介してプロセッサ装置 1 1 の画像処理回路 4 9 に入力される。

50

【0032】

C C D 駆動回路 3 9 は、 C C D 3 3 の駆動パルス（垂直 / 水平走査パルス、電子シャッターパルス、読み出しパルス、リセットパルス等）と A F E 3 8 用の同期パルスとを発生する。 C C D 3 3 は、 C C D 駆動回路 3 9 からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。 A F E 3 8 の各部は、 C C D 駆動回路 3 9 からの同期パルスに基づいて動作する。

【0033】

C P U 4 0 は、電子内視鏡 1 0 とプロセッサ装置 1 1 とが接続された後、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 5 からの動作開始指示に基づいて、 C C D 駆動回路 3 9 を駆動させるとともに、 C C D 駆動回路 3 9 を介して A F E 3 8 の A G C のゲインを調整する。

10

【0034】

C P U 4 5 は、プロセッサ装置 1 1 全体の動作を統括的に制御する。 C P U 4 5 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。 R O M 4 6 には、プロセッサ装置 1 1 の動作を制御するための各種プログラム（O S、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。 C P U 4 5 は、 R O M 4 6 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリである R A M 4 7 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、 C P U 4 5 は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、プロセッサ装置 1 1 の操作パネルや L A N (Local Area Network) 等のネットワークより得て、 R A M 4 7 に記憶する。

20

【0035】

操作部 4 8 は、プロセッサ装置 1 1 の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。 C P U 4 5 は、操作部 4 8 、および電子内視鏡 1 0 の操作部 1 4 にあるレリーズボタンやズーム操作スイッチ 1 8 、モード切替スイッチ 2 0 等からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【0036】

画像処理回路 4 9 は、電子内視鏡 1 0 から入力された撮像信号に対して、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、画像強調、画像用ノイズリダクション、色変換等の各種画像処理を施す。色補間では、例えば当該画素の画素値（当該画素が R 画素の場合は B 、 G 画素値）を、当該画素を囲む八個の画素のうちの同色画素（ B 画素値を補間する場合は周囲の B 画素）の画素値の平均値で補間する線形補間が行われ、これにより各画素について R G B の画素値の組が生成される。

30

【0037】

また、画像処理回路 4 9 は、特殊観察モードでズーム操作スイッチ 1 8 により非拡大が選択されたときに、表層血管をより際立たせるための高解像度化処理を行う。

【0038】

表示制御回路 5 0 は、 C P U 4 5 から R O M 4 6 および R A M 4 7 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、観察画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者、現在選択されている観察モード等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース（ G U I ; Graphical User Interface ）等がある。表示制御回路 5 0 は、画像処理回路 4 9 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、 G U I の重畠処理、モニタ 1 9 の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

40

【0039】

表示制御回路 5 0 は、画像処理回路 4 9 からの画像を一時的に格納するフレームメモリを有する。表示制御回路 5 0 は、フレームメモリから画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 1 9 の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換する。これにより、モニタ 1 9 に観察画像が表示される。

【0040】

プロセッサ装置 1 1 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式（例えば J P E G 形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像を C F カード、光磁気ディスク（ M

50

O)、CD-R等のリムーバブルメディアに記録するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F等が設けられている。これらはデータバス等を介してCPU45と接続されている。

【0041】

光源装置12は、中心波長445nmの青色光を発する第一レーザ光源55と、中心波長405nmの青色光を発する第二レーザ光源56とを有する。各光源55、56の光出射側には、集光レンズ57、58、可動絞り59、60、およびライトガイド61、62が配され、ライトガイド61、62はカプラ-63を介して一本のライトガイド35に連結されている。ライトガイド35は、各光源55、56から発せられた光を照明窓31に導光する。なお、カプラ-63を設けるのではなく、各光源55、56用に二本のライトガイドを設けてもよい。

10

【0042】

光源装置12のCPU64は、プロセッサ装置11のCPU45と通信し、光源ドライバ65、66を介して各光源55、56の各レーザ光の点消灯制御および可動絞り59、60による光量制御を各光源55、56および各可動絞り59、60別に行う。

【0043】

ライトガイド35の光出射側には、集光レンズ36が配置されるとともに、波長変換部材41が配置されている。波長変換部材41は、第一レーザ光源55からの中心波長445nmのレーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体を有する。これにより、第一レーザ光源55からの青色のレーザ光と、このレーザ光により励起された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光つまり通常照明光が生成される。その一方で波長変換部材41は、第二レーザ光源56からの中心波長405nmのレーザ光には反応せず、該レーザ光は波長変換部材41を透過して照明窓31から被観察部位に照射される。

20

【0044】

通常観察モードが選択された場合、CPU45は、CPU64を介して光源ドライバ65、66の駆動を制御して、第一レーザ光源55のみを点灯させる。被観察部位に照射される照明光は白色光のみとなる。特殊観察モードが選択された場合は、各光源55、56を同時に点灯させ、被観察部位に白色光と狭帯域光を同時に照射させる。

30

【0045】

生体組織の粘膜表層付近には主に毛細血管が多く存在する。因みに表層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管が存在し、深層にはさらに太い血管が存在している。一方、生体組織に対する光の深達度は光の波長に依存しており、中心波長405nmのような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性および散乱特性により表層付近までは光は深達せず、この表層付近からの反射光のみが観察される。従って、中心波長405nmの狭帯域光を照射してその反射光を撮像すれば、表層の毛細血管の情報を得ることができる。血管中のヘモグロビンは405nmの光に対して高い吸収率をもつので、中心波長405nmの狭帯域光は血管で吸収され、血管以外の生体組織からの光が主として反射光として戻ってくる。

40

【0046】

毛細血管の情報は、中心波長405nmの狭帯域光の反射光に感応するB画素の画素値bに含まれる。一方、中深層の太い血管の情報は、G画素、R画素の画素値g、rに含まれている。G画素は副感度領域を有するため、その画素値は毛細血管の情報も含んでいる。つまり中深層の太い血管の情報（主感度領域の成分、以下、中深層血管の成分ともいう）をg'、毛細血管の情報（副感度領域の成分、以下、毛細血管の成分ともいう）をb'とすると、G画素の画素値gは、

$$g = g' + b' \dots (1)$$

と表すことができる。

【0047】

特殊観察モードで観察対象となる毛細血管は、サイズが10μm程度と極めて細い。こ

50

のため、G 画素の 1 / 2 と B 画素の数が相対的に少なく、G 画素が副感度領域をもたない従来のベイヤー配列のカラーフィルタを用いた場合、中心波長 405 nm の狭帯域光の反射光、つまり毛細血管の像が投影される B 画素の数が少なくなり、画像化に必要な毛細血管の成分が不足する。例えば図 3 に点線で示すように、毛細血管の像が R、G 画素の列に投影された場合は一切毛細血管の情報を得ることができない。この問題は非拡大で被観察部位と先端 17 の距離を離したときに顕著となる。

【0048】

そこで、B、R 画素の 2 倍と数が相対的に多い G 画素に副感度領域をもたせ、G 画素の画素値にも毛細血管の情報を含ませるようにし、G 画素をあたかも B 画素と見做すことによって B 画素の数が少ないことを補う。そして、特殊観察モードでズーム操作スイッチ 18 により非拡大が選択されたときに、画像処理回路 49 で以下に説明する高解像度化処理を行う。なお、以下に表記する画素値 g 、 b 、 r 等はいずれも色補間後の画素値である。

10

【0049】

高解像度化処理では、B 画素に加えて G 画素の画素値に含まれる副感度領域の成分を得る。前述のように G 画素の画素値は中深層の太い血管の情報だけでなく毛細血管の情報も含んでいるため、G 画素の画素値から中深層の太い血管の情報に相当する分を除けば、毛細血管の情報を取り出すことができる。具体的には図 5 に示すように、中深層の太い血管の情報のみをもつ R 画素の画素値 r との相関演算を行う。すなわち、 $(g - r)$ を演算することで G 画素の画素値 g から副感度領域の成分 b' を抽出する。つまり画像処理回路 49 は抽出手段として機能する。なお、 b' は G 画素と R 画素の感度比、 r は B 画素と G 画素の副感度領域の感度比に応じてそれぞれ予め決められる相関係数である。

20

$$b' = (g - r) \dots (2)$$

【0050】

画像処理回路 49 はさらに、(1)、(2) 式から G 画素の画素値 g に含まれる主感度領域の成分 g' を抽出する。

$$g' = g - b' = g(1 - \dots) + r \dots (3)$$

これにより G 画素の画素値 g は、副感度領域による毛細血管の成分 $b' = (g - r)$ と、副感度領域以外の主感度領域による中深層血管の成分 $g' = g(1 - \dots) + r$ とに分離され、G 画素はこれら二つの情報をもつことになる。ズーム操作スイッチ 18 により拡大が選択されたときには、中深層血管の成分 $g' = g(1 - \dots) + r$ の抽出のみが行われる。

30

【0051】

中層血管は 50 μm 程度、深層血管は 100 μm 程度と、中深層の血管は毛細血管と比べて 5 ~ 10 倍程度太いため、非拡大時でも比較的多数の G、R 画素の双方に像が投影される。従って G、R 画素の画素値には強い相関があるといえ、上記の相関演算の結果抽出される毛細血管の成分 b' および中深層血管の成分 g' も確度が高いといえる。

【0052】

通常観察モード時、表示制御回路 50 は、色補間により各画素で生成された R G B 各画素値をモニタ 19 の R G B チャンネルにそれぞれ割り当て、肉眼で観察したときと略同等の画像をモニタ 19 に表示させる。特殊観察モードで拡大が選択されたときは、色補間後の B 画素の画素値 b をモニタ 19 の B チャンネルおよび G チャンネルに、中深層血管の成分 g' を R チャンネルにそれぞれ割り当てる。一方非拡大が選択されたときは、画素値 b と、画素値 g から抽出した毛細血管の成分 b' を B チャンネルおよび G チャンネルに、中深層血管の成分 g' を R チャンネルにそれぞれ割り当てる。特殊観察モードでは R 画素値 r はどのチャンネルにも割り当てない。こうして生成された画像は、表層の毛細血管の箇所は赤褐色、その他の箇所はシアンから緑色に着色され、毛細血管が強調されてモニタ 19 に表示される。

40

【0053】

表示制御回路 50 は、特殊観察モードで非拡大が選択されたときに画素値 b と毛細血管の成分 b' を B チャンネルおよび G チャンネルに割り当てる際、これらに適当な重み係数

50

を掛けて加算し、半分にしたもの割り当てる。重み係数としては、G画素の画素数がB画素の2倍であることから、単純に毛細血管の成分 b' を2倍してもよいし、画素値 b と毛細血管の成分 b' の大小関係に応じて変更(画素値 $b > >$ 毛細血管の成分 b' の場合は画素値 b に掛ける重み係数を大きくする等)してもよい。

【0054】

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム2の作用について説明する。電子内視鏡10で被検体内を観察する際、術者は、電子内視鏡10と各装置11、12とを繋げ、各装置11、12の電源をオンする。そして、操作部48を操作して、被検体に関する情報を入力し、検査開始を指示する。

【0055】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部13を被検体内に挿入し、光源装置12からの照明光で被検体内を照明しながら、CCD33による被検体内の観察画像をモニタ19で観察する。

【0056】

CCD33から出力された撮像信号は、AFE38の各部で各種処理を施された後、プロセッサ装置11の画像処理回路49に入力される。画像処理回路49では、入力された撮像信号に対して各種画像処理が施され、画像が生成される。画像処理回路49で処理された画像は、表示制御回路50に入力される。表示制御回路50では、CPU45からのグラフィックデータに応じて、各種表示制御処理が実行される。これにより、観察画像がモニタ19に表示される。

【0057】

電子内視鏡システム2で検査を行うときには、観察対象に応じて観察モードが切り替えられる。挿入部13を被検体内に挿入する際には通常観察モードを選択して、白色光を照射して得られた画像を観察して広い視野を確保しつつ挿入作業を行う。詳細な観察が必要な病変が発見された際には特殊観察モードを選択し、病変に狭帯域光を照明して得られた画像を観察する。そして、必要に応じてズーム操作スイッチ18を操作して画角を変更したり、レリーズボタンを操作して静止画像を取得する。病変に処置が必要な場合は鉗子チャンネルに各種処置具を挿通させて、病変の切除や投薬等の処置を施す。

【0058】

通常観察モードの場合は、CPU40の指令の下に第一レーザ光源55のみが点灯されて、照明窓31から被観察部位に白色光が照射される。一方、特殊観察モードが選択された場合は第一レーザ光源55に加えて第二レーザ光源56が点灯される。第二レーザ光源56から出射された狭帯域光は、ライトガイド35で先端17に導光され、照明窓31から被観察部位に照射される。

【0059】

特殊観察モードでズーム操作スイッチ18により非拡大が選択された場合、画像処理回路49では、色補間が行われた後、式(2)、(3)に示すR画素値 r との相関演算により、G画素値 g が毛細血管の成分 b' と中深層血管の成分 g' に分離される。拡大が選択された場合は中深層血管の成分 g' のみが抽出される。

【0060】

通常観察モードでは、表示制御回路50によりRGB各画素値がモニタ19のRGBチャンネルにそれぞれ割り当てられ、モニタ19には肉眼で観察したときと略同等の観察画像が表示される。特殊観察モードで拡大が選択されたときは、B画素の画素値 b がBチャンネルおよびGチャンネルに、中深層血管の成分 g' がRチャンネルにそれぞれ割り当られる。特殊観察モードで非拡大が選択されたときは、画素値 b と毛細血管の成分 b' に重み係数を掛けて加算し2で割ったものがBチャンネルおよびGチャンネルに、中深層血管の成分 g' がRチャンネルにそれぞれ割り当られる。モニタ19には毛細血管が赤褐色に着色された強調画像が表示される。

【0061】

非拡大を選択したときに毛細血管の成分をB画素のみから取得してこれを画像化しよう

10

20

30

40

50

とすると、毛細血管は非常に細く B 画素の数も少ないため、毛細血管の像の解像度が低下し、場合によっては医療ミスに繋がる重大な影響を観察結果に与えるが、本発明では、数が多い G 画素に B 画素相当の副感度領域をもたせて G 画素でも毛細血管の成分を取得することができるようしている。こうしたうえで G 画素値 g から毛細血管の成分 b' を抽出し、これと B 画素値 b を用いて毛細血管を強調した画像を表示している。従って毛細血管の像を高解像度で表示することができ、観察結果も適正なものとなり医療ミスを確実に防止することができる。

【 0 0 6 2 】

カラーフィルタ 3 7 の G 画素の分光特性を変更するだけでよく、毛細血管の成分 b' の抽出も R 画素値 r との簡単な相関演算のみで済むため、装置の大型化、コストアップの懸念がない。

【 0 0 6 3 】

なお、上記実施形態の高解像度化処理に加えて、各光源 5 5、5 6 から発せられる光の強度を制御することで、毛細血管の成分の取得をより容易なものとしてもよい。具体的には、第一レーザ光源 5 5 から発せられる中心波長 4 4 5 nm の光の強度 L_1 に対して、第二レーザ光源 5 6 から発せられる中心波長 4 0 5 nm の狭帯域光の強度 L_2 を、拡大時と比べて非拡大時に強くする。例えば拡大時は $L_1 : L_2 = 1 : 1$ 、非拡大時は $L_1 : L_2 = 1 : 4$ となるよう各光源 5 5、5 6 または可動絞り 5 9、6 0 の動作を CPU 6 4 で制御する。非拡大時に第二レーザ光源 5 6 から発せられる中心波長 4 0 5 nm の狭帯域光の強度を強めれば、結果的に B 画素値 b および毛細血管の成分 b' の値が増幅され、逆に中深層血管の成分 g' の値は抑制されるので、毛細血管の成分を取り込むことができる。

【 0 0 6 4 】

さらに加えて、特殊観察モードで非拡大が選択されたときに、画像処理回路 4 9 で中深層血管の成分 g' にビニング処理を適用してもよい。ビニング処理は、隣り合う複数の画素（例えば $2 \times 2 = 4$ 個）の画素値を加算して一つの画素を表す信号とするものである。ビニング処理を実行することで、その後の処理で取り扱う画像データのデータ容量を大幅に削減することができ、また、複数の画素を一つの画素と見做すので、見かけ上の CCD 3 3 の感度（S/N 比）も向上する。その反面解像度は低下するが、 g' の中味はサイズが比較的大い中深層血管の像であるため、解像度が低下しても毛細血管の場合と比べて診断への影響は少ないと考えられる。

【 0 0 6 5 】

上記実施形態では、特殊観察モード時は R 画素値 r を画像表示に用いていないが、モニタ 1 9 の R チャンネルに割り当てる等してもよい。この場合は R 画素値 r に対しても上記ビニング処理を施し、中深層血管の成分 g' 同様 S/N 比を向上させてもよい。

【 0 0 6 6 】

上記実施形態ではズームを二段階としたが、二段階以上としてもよい。その場合は最もワイド端側を選択した際、あるいはワイド端側の数段階を選択した際に、上記実施形態の非拡大時と同様に高解像度化処理や中心波長 4 0 5 nm の狭帯域光の強度 L_2 の変更、ビニング処理を行う。ズームのどの段階まで高解像度化処理や中心波長 4 0 5 nm の狭帯域光の強度 L_2 の変更、ビニング処理を行うかを術者が選択可能に構成してもよい。ズーム操作に関わらず、特殊観察モードが選択された際には一律に高解像度化処理等を行ってよい。また、先端 1 7 と被観察部位との距離を測距センサで測定し、一定距離離れたときに高解像度化処理等を行ってよい。

【 0 0 6 7 】

図 4 に示す G 画素の感度特性は、第一レーザ光源 5 5 が発する光の中心波長 4 4 5 nm 付近の感度が低く抑えられているが、副感度領域と同等の感度を有していてもよい。但し波長 4 4 5 nm の反射光は毛細血管の強調画像を生成する際にはあまり必要とされないので、図 4 のように感度が低くても大きな問題はない。

【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

中心波長405nmの狭帯域光の光源としてレーザ光源を例示したが、白色光源とその光路中に配置した405nmの光のみを透過させる帯域制限フィルタとを組み合わせた構成としてもよく、帯域制限フィルタの代わりにエタロンや液晶チューナブルフィルタといった波長可変素子を用いてもよい。

【0069】

なお、本発明に係る内視鏡システムは、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。例えば、撮像素子は上記実施形態のCCDに限らずCMOSイメージセンサを用いてもよい。

【0070】

上記実施形態では撮像素子を先端に配した電子内視鏡を例示したが、本発明はこれに限らず、イメージガイドの出射面に撮像素子を配したファイバスコープや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡等、他の形態の内視鏡にも適用することができる。

【符号の説明】

【0071】

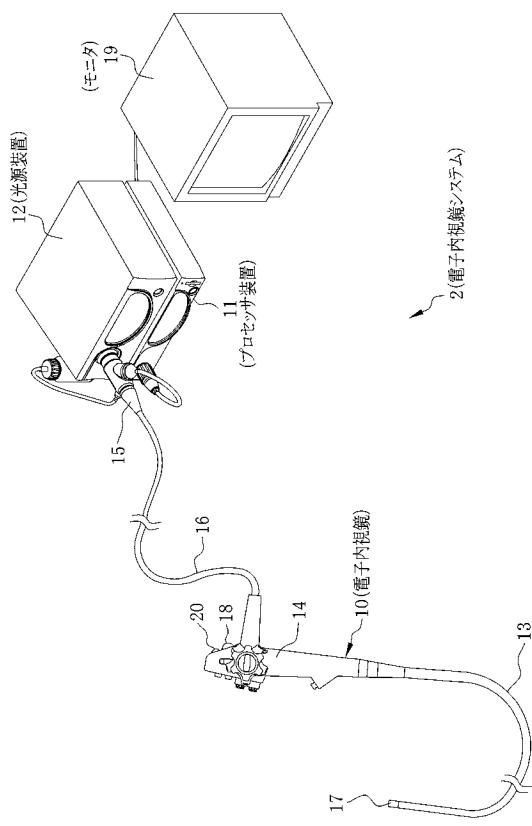
- 2 電子内視鏡システム
- 10 10 電子内視鏡
- 11 11 プロセッサ装置
- 12 12 光源装置
- 18 18 ズーム操作スイッチ
- 19 19 モニタ
- 20 20 モード切替スイッチ
- 33 33 CCD
- 34 34 ズームレンズ
- 35 35 ライトガイド
- 37 37 カラーフィルタ
- 40、45、64 CPU
- 41 41 波長変換部材
- 49 49 画像処理回路
- 50 50 表示制御回路
- 55 55 第一レーザ光源
- 56 56 第二レーザ光源
- 59、60 59、60 可動絞り
- 65、66 65、66 光源ドライバ

10

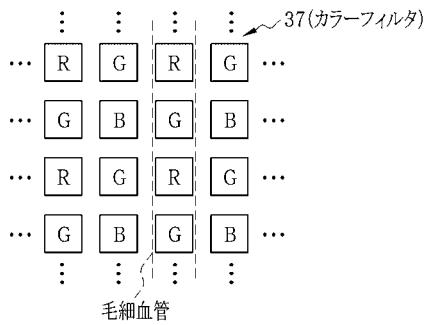
20

30

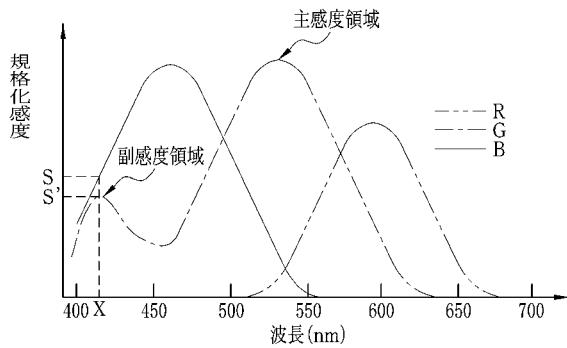
【 図 1 】



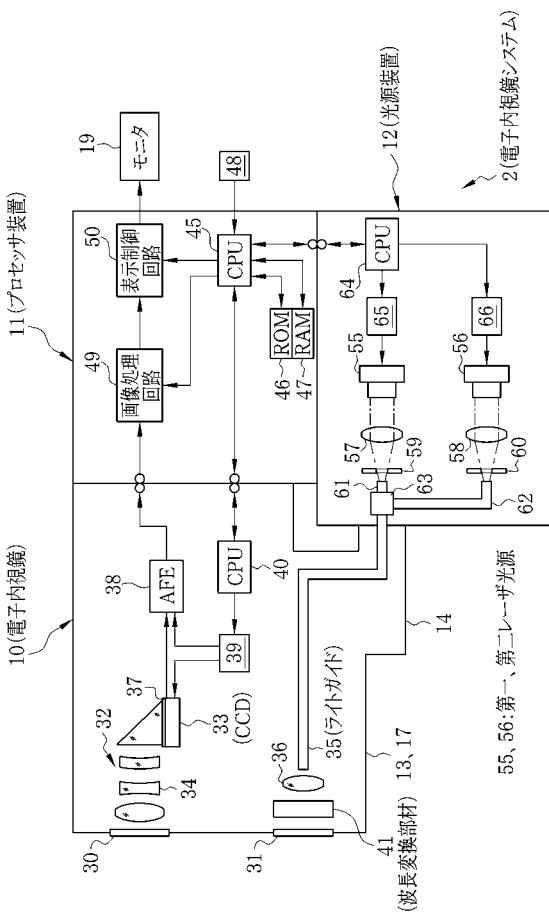
〔 図 3 〕



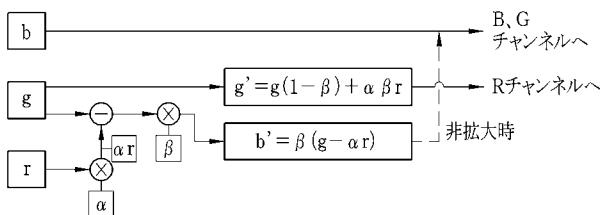
〔 図 4 〕



【 図 2 】



【図5】



专利名称(译)	内窥镜系统和显示粘膜表面毛细管的强化图像的方法		
公开(公告)号	JP2012170639A	公开(公告)日	2012-09-10
申请号	JP2011036025	申请日	2011-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.611 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR06 4C161/RR14 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/SS06		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供高分辨率粘膜表面毛细管的图像用于诊断。CCD 33的滤色器37具有对G像素的灵敏度区域中的中心波长为405nm的窄带光的反射光敏感的亚灵敏度区域。当通过变焦操作开关18选择非放大时，图像处理电路49计算与从R像素值g到副灵敏度区域的分量（粘膜表面层的毛细管的分量）的R像素值r的相关性。提取”。显示控制电路50将B像素值b和副灵敏度区域的分量b'分配给监视器19的B和G通道以及中间深层血管的分量g'到R通道。在监视器19上显示强调图像，其中毛细管从蓝色变为绿色。点域4

