

(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2006-192065  
(P2006-192065A)

(43) 公開日 平成18年7月27日(2006.7.27)

(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 0 6 1	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	5 B 0 5 7	
G 0 6 T	5/20	(2006.01)	G 0 6 T	5/20	C	5 C 0 7 6	
H 0 4 N	1/387	(2006.01)	H 0 4 N	1/387		5 C 0 7 7	
H 0 4 N	1/46	(2006.01)	H 0 4 N	1/46	Z	5 C 0 7 9	
			審査請求 未請求 請求項の数 11 O L			(全 15 頁)	最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2005-6389 (P2005-6389)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年1月13日 (2005.1.13)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸
		最終頁に続く	

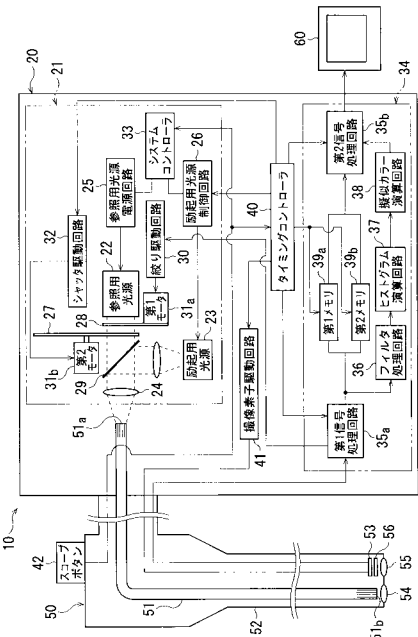
(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 自家蛍光を利用した擬似カラー画像のちらつきを防止する。

【解決手段】 内視鏡プロセッサ20は、参照用光源22、励起用光源23、第1信号処理回路35<sub>a</sub>、フィルタ処理回路36、ヒストグラム演算回路37、及び擬似カラー演算回路38、を備える。内視鏡プロセッサ20と内視鏡50とを接続することにより、撮像素子53を第1信号処理回路35<sub>a</sub>に接続する。第1信号処理回路35<sub>a</sub>、フィルタ処理回路36において、撮像素子53が生成する原画像信号からノイズ成分を除去したフィルタ画像データを生成する。参照用光源22、或いは励起用光源23からの光を照射する時に生成するフィルタ画像データに基づいて、ヒストグラム演算回路37、及び擬似カラー演算回路38は擬似カラー画像データを作成する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

参照光、或いは生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光が照射される被写体を撮像することにより生成される原画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記原画像信号からノイズ成分を除去してフィルタ画像データを生成するフィルタ手段と、

前記参照光を照射する時に生成される参照光フィルタ画像データと、前記励起光を照射する時に生成される自家蛍光フィルタ画像データとに基づいて、擬似カラー画像データを作成する画像処理手段とを備える

ことを特徴とする画像処理装置。

10

**【請求項 2】**

前記被写体を照射する光を、前記参照光と前記励起光のいずれかに切替える切替え手段と、

前記被写体を照射する光が前記参照光に切替えられている間に生成される原画像信号を参照光原画像信号として、前記被写体へ照射する光が前記励起光に切替えられている間に生成される原画像信号を自家蛍光原画像信号として認識する認識手段とを備える

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】**

前記参照光フィルタ画像データと、前記自家蛍光フィルタ画像データに基づいて第 1 着色領域が検出され、

20

前記擬似カラー画像データは、前記参照光を照射する時に生成される参照光原画像信号に対応する参照光原画像における、前記第 1 着色領域の第 1 色相を強調する画像処理を前記参照光原画像信号に対して行うことにより作成される

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】**

前記参照光フィルタ画像データに相当する参照光フィルタ画像を基準として、前記自家蛍光フィルタ画像データに相当する自家蛍光フィルタ画像の輝度を正規化し、

前記参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度に対する、正規化された前記自家蛍光フィルタ画像を構成する画素の輝度の比である輝度比が、予め定められる第 1 閾値を下回る画素を第 1 着色領域として検出する

30

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】**

前記正規化は、

前記自家蛍光フィルタ画像を構成する画素の輝度における最大輝度に対する、前記参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度における最大輝度の比である最大輝度比を求め、

前記自家蛍光フィルタ画像を構成する各画素の輝度に前記最大輝度比を乗じることにより行われる

ことを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記フィルタ画像データに相当するフィルタ画像を構成する画素の輝度についての度数分布を作成する分布作成手段を備え、

40

前記正規化は、

前記自家蛍光フィルタ画像データに相当する自家蛍光フィルタ画像を構成する画素の輝度の度数分布における平均輝度に対する、前記参照光フィルタ画像データに相当する参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度の度数分布における平均輝度の比である平均輝度比を求め、

前記自家蛍光フィルタ画像を構成する各画素の輝度に前記平均輝度比を乗じることにより行われる

ことを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

**【請求項 7】**

50

前記画像処理手段が、

前記輝度比が予め定められる第2閾値を下回る前記蛍光フィルタ画像の画素を第2着色領域として検出し、

前記参照光原画像における、前記第2着色領域の第2色相を強調する画像処理を前記参照光原画像信号に対して行う

ことを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記フィルタ手段が、メディアンフィルタ、移動平均フィルタ、及び時間軸平均フィルタのいずれか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9】

前記擬似カラー画像データに対応する擬似カラー画像を表示するモニタに、前記参照光原画像信号に対応する参照光画像、及び前記自家蛍光原画像信号に対応する自家蛍光画像のいずれか一方、或いは両方を前記擬似カラー画像とともに表示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10】

参照光、或いは生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光が照射される被写体を撮像することにより生成される原画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記原画像信号からノイズ成分を除去してフィルタ画像データを生成するフィルタ手段と、

前記参照光を照射する時に生成される参照光フィルタ画像データと、前記励起光を照射する時に生成される自家蛍光フィルタ画像データとに基づいて、擬似カラー画像データを作成する画像処理手段としてコンピュータを機能させる

ことを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項11】

参照光、或いは生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光が照射される被写体を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像素子が生成する原画像信号からノイズ成分を除去してフィルタ画像データを生成するフィルタと、

前記参照光を照射する時に生成される参照光フィルタ画像データと、前記励起光を照射する時に生成される自家蛍光フィルタ画像データとに基づいて、擬似カラー画像データを作成する画像処理手段と、

前記擬似カラー画像データに対応する擬似カラー画像を表示するモニタとを備える

ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、自家蛍光を利用した電子内視鏡における画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

紫外線等の特定の波長の光（励起光）を生体組織に照射することにより、蛍光を発する自家蛍光が知られている。また、がん細胞等の病変部においては蛍光の光量が低いことが知られている。この性質を利用した電子内視鏡システムが知られている（特許文献1参照）。

【0003】

即ち、白色光等の参照光を照射した時の画像と励起光を照射した時の画像を比較して、励起光を照射した時の画像では暗く、参照光を照射した時の画像では明るい領域を抽出する信号処理を行い、この領域を着色した擬似カラー画像を表示することにより、病変部の特定を可能としていた。

【0004】

10

20

30

40

50

しかし、擬似カラー画像において着色領域と非着色領域の境界近辺にちらつきが発生していた。また、複数の色で着色した場合に第1の色の着色領域と第2の色の着色領域の境界近辺にもちらつきが発生していた。

【0005】

また、擬似カラー画像では着色領域が単一の色により塗りつぶされてしまうため、操作性が悪かった。即ち、着色領域の写像を表示するためには、操作者の手動により参照光を照射した時の画像に切替える必要があった。

【特許文献1】特開2003-290130号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

したがって、本発明では擬似カラー画像においてちらつきの発生を防ぎ、併せて操作者による画像の切替え操作の煩雑さを軽減させることが可能な電子内視鏡の画像処理装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の画像処理装置は、参照光、或いは生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光が照射される被写体を撮像することにより生成される原画像信号を取得する画像信号取得手段と、原画像信号からノイズ成分を除去してフィルタ画像データを生成するフィルタ手段と、参照光を照射する時に生成される参照光フィルタ画像データと励起光を照射する時に生成される自家蛍光フィルタ画像データとに基づいて擬似カラー画像データを作成する画像処理手段とを備えることを特徴としている。このような構成により、生成した画像データからノイズ成分の除去が行われるので着色領域と非着色領域との境界が安定してちらつきの発生が防止される。

20

【0008】

被写体を照射する光を、参照光と励起光のいずれかに切替える切替え手段と、被写体へ照射する光が参照光に切替えられている間に生成される原画像信号を参照光原画像信号として被写体へ照射する光が励起光に切替えられている間に生成される原画像信号を自家蛍光原画像信号として識別する識別手段とを備えることが好ましい。

【0009】

30

参照光フィルタ画像データと自家蛍光フィルタ画像データに基づいて第1着色領域が検出され、擬似カラー画像データは参照光を照射する時に生成される参照光原画像信号に対応する参照光原画像における第1着色領域の第1色相を強調する画像処理を参照光原画像信号に対して行うことにより作成されることが好ましい。このような構成により、第1着色領域が単一色で表示せずに第1色相を強調した画像であり、病変部の特定が容易で、かつ擬似カラー画像により、着色領域の写像を確認できるようになる。

【0010】

参照光フィルタ画像データに相当する参照光フィルタ画像を基準として自家蛍光フィルタ画像データに相当する自家蛍光フィルタ画像の輝度を正規化し、参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度に対する正規化された自家蛍光フィルタ画像を構成する画素の輝度の比である輝度比が予め定められる第1閾値を下回る画素を第1着色領域として検出することが好ましい。

40

【0011】

正規化は、自家蛍光フィルタ画像を構成する画素の輝度における最大輝度に対する参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度における最大輝度の比である最大輝度比を求め、自家蛍光フィルタ画像を構成する各画素の輝度に最大輝度比を乗じることにより行われることが好ましい。

【0012】

フィルタ画像データに相当するフィルタ画像を構成する画素の輝度についての度数分布を作成する分布作成手段を備え、正規化は自家蛍光フィルタ画像データに相当する自家蛍

50

光フィルタ画像を構成する画素の輝度の度数分布における平均輝度に対する参照光フィルタ画像データに相当する参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度の度数分布における平均輝度の比である平均輝度比を求め、自家蛍光フィルタ画像を構成する各画素の輝度に平均輝度比を乗じることにより行われることが好ましい。

【0013】

画像処理手段が、輝度比が予め定められる第2閾値を下回る前記蛍光フィルタ画像の画素を第2着色領域として検出し、参照光原画像における第2着色領域の第2の色相を強調する画像処理を参照光原画像信号に対して行うことが好ましい。このような構成により、病変部と推定される領域と、病変部の可能性がある領域を異なる色に塗り分けることが可能であり、診断をより容易に行うことが可能となる。

10

【0014】

フィルタ手段がメディアンフィルタ、移動平均フィルタ、及び時間軸平均フィルタのいずれかであることが好ましい。

【0015】

擬似カラー画像データに対応する擬似カラー画像を表示するモニタに、参照光原画像信号に対応する参照光画像、及び自家蛍光原画像信号に対応する自家蛍光画像のいずれか一方、或いは両方を擬似カラー画像とともに表示することが好ましい。擬似カラー画像とともに、参照光画像、或いは自家蛍光画像が表示されるので、着色されていない病変部の画像を見るために、表示される画像の切替が不要となる。

【0016】

本発明の画像処理プログラムは、参照光、或いは生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光が照射される被写体を撮像することにより生成される原画像信号を取得する画像信号取得手段と、原画像信号からノイズ成分を除去してフィルタ画像データを生成するフィルタ手段と、参照光を照射する時に生成される参照光フィルタ画像データと励起光を照射する時に生成される自家蛍光フィルタ画像データとに基づいて擬似カラー画像データを作成する画像処理手段としてコンピュータを機能させることを特徴としている。

20

【0017】

本発明の内視鏡システムは、参照光、或いは生体組織に照射すると蛍光を発光させる励起光が照射される被写体を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、撮像素子が生成する原画像信号からノイズ成分を除去してフィルタ画像データを生成するフィルタと、参照光を照射する時に生成される参照光フィルタ画像データと励起光を照射する時に生成される自家蛍光フィルタ画像データとに基づいて擬似カラー画像データを作成する画像処理手段と、擬似カラー画像データに対応する擬似カラー画像を表示するモニタとを備えることを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、参照光画像と自家蛍光画像とによって作成される擬似カラー画像に発生する色分け境界近辺に発生するちらつきを防止することが可能となる。また、病変部と推定される領域の写像の確認のために表示される画像の切替が不要となる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0019】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図1は、本発明の一実施形態を適用した画像処理装置を有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【0020】

内視鏡システム10は、内視鏡プロセッサ20、内視鏡50、およびモニタ60によって構成される。プロセッサ20は、内視鏡50、及びモニタ60に接続される。被写体を照射するための光を発光する光源システム21が、プロセッサ20の内部に設けられる。光源システム21から発光される光は、内視鏡50に設けられるライトガイド51を介して被写体(図示せず)に照射される。

50

## 【0021】

内視鏡50の挿入部52の先端に設けられたCCD等の撮像素子53により撮像された被写体の画像は、原画像信号としてプロセッサ20に送られる。原画像信号は、プロセッサ20に設けられた画像処理システム34において、所定の処理が行われる。プロセッサ20は、本実施形態の画像処理装置の機能を実行することが可能で、所定の処理とともに、後述する擬似カラー画像データの作成を行うことが可能である。所定の処理が行われた原画像信号は、モニタ60に送られ、原画像信号に相当する画像がモニタ60に表示される。

## 【0022】

光源システム21は、白色光等の参照光を発する参照用光源22、紫外線等の特定の波長の光（励起光）を発する励起用光源23、集光レンズ24、参照用光源電源回路25、励起用光源制御回路26、シャッタ27、及び絞り28等によって構成される。 10

## 【0023】

参照用光源22から照射された参照光をライトガイド51の入射端51<sub>a</sub>に導くための光路中に絞り28、シャッタ27、ダイクロックミラー29、及び集光レンズ24が設けられる。参照用光源22から照射された略平行な光束の光は、ダイクロックミラー29を通過し、集光レンズ24で集光されて入射端51<sub>a</sub>に入射される。

## 【0024】

参照光の光量調整は、絞り28を駆動することにより実行される。絞り28は、絞り駆動回路30により動作が制御される第1モータ31<sub>a</sub>により駆動される。絞り駆動回路30は、第1信号処理回路35<sub>a</sub>に接続される。撮像素子53において生成する原画像信号に基づき、第1信号処理回路35<sub>a</sub>において、撮像した画像の受光量が検出される。第1モータ31<sub>a</sub>の駆動量は、絞り駆動回路30により、画像の受光量に応じて、求められる。 20

## 【0025】

シャッタ27は、例えば図2に示すロータリーシャッタであり、参照光の入射端51<sub>a</sub>への通過と遮光が切替えられる。参照光を通過させる場合は、開口部27<sub>a</sub>が参照光の光路中に挿入される。参照光を遮光する場合は、遮光部27<sub>b</sub>が参照光の光路中に挿入される。シャッタ27は、シャッタ駆動回路32により動作が制御される第2モータ31<sub>b</sub>により駆動される。 30

## 【0026】

励起用光源23は、励起用光源23から照射される略平行な光束の光が、ダイクロックミラー29に反射されて入射端51<sub>a</sub>に入射される位置に固定される。例えば、ダイクロックミラー29を参照用光源22の光路に対して45°の角度に固定した場合、励起用光源23の光路が参照用光源22の光路に対して90°の角度となる位置に配置される。励起用光源23の発光、及び消灯は、励起用光源制御回路26によって制御される。

## 【0027】

シャッタ駆動回路32、及び励起用光源制御回路26は、タイミングコントローラ40に接続される。シャッタ27による参照光の通過と遮光のタイミングを制御するためのシャッタタイミング信号が、タイミングコントローラ40からシャッタ駆動回路32に出力される。また、励起用光源23の発光と消灯のタイミングを制御するための発光タイミング信号が、タイミングコントローラ40から励起用光源制御回路26に出力される。 40

## 【0028】

タイミングコントローラ40は、シャッタ27によって参照光を通過させる時に励起用光源23を消灯させ、シャッタ27によって参照光を遮光する時に励起用光源23を発光させるようにシャッタタイミング信号、及び発光タイミング信号を出力する。即ち、被写体へ照射する光の切替えは、タイミングコントローラ40、励起用光源制御回路26、シャッタ駆動回路32、第2モータ31<sub>b</sub>、及びシャッタ27が協同して動作することにより実行される。

## 【0029】

また、タイミングコントローラ 40 によって、撮像素子 53 を駆動するために必要なタイミング信号が、撮像素子駆動回路 41 に出力される。また、後述するようにタイミングコントローラ 40 は画像処理システム 34 に接続される。所定のタイミング信号が、画像処理システム 34 に出力される。

【0030】

参照用光源 22 への電力は、参照用光源電源回路 25 から供給される。参照用光源電源回路 25、及び励起用光源制御回路 26 は、システムコントローラ 33 に接続される。システムコントローラ 33 に接続されるスコープボタン 42 を ON にすることにより、参照用光源電源回路 25、及び励起用光源制御回路 26 が起動される。

【0031】

ライトガイド 51 の入射端 51<sub>a</sub>には、前述のように参照光、或いは励起光が入射される。ライトガイド 51 の出射端 51<sub>b</sub>から出射する光が、配光レンズ 54 を介して挿入部 52 先端付近に照射される。撮像素子 53 は、参照光が連続して照射される間、或いは励起光が連続して照射される間に少なくとも 1 フィールドずつの被写体像を撮像するように、撮像素子駆動回路 41 によって制御される。

【0032】

被写体像は、対物レンズ 55、及び励起光カットフィルタ 56 を介して、撮像素子 53 に撮像される。励起光カットフィルタ 56 により、被写体の光学像から励起光成分が除去される。励起光成分が除去されることにより、励起光が照射されることにより被写体である生体組織が発する蛍光成分のみが、撮像素子 53 により撮像される。

【0033】

画像処理システム 34 は、第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>、第 2 信号処理回路 35<sub>b</sub>、フィルタ処理回路 36、ヒストグラム演算回路 37、擬似カラー演算回路 38、及び第 1、第 2 メモリ 39<sub>a</sub>、39<sub>b</sub>によって構成される。

【0034】

撮像素子 53 は、第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>に電氣的に接続される。撮像素子 53 の撮像動作の実行により生成する原画像信号は、第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>に取得される。その後、ホワイトバランス処理や補正等の所定の信号処理が行われ、デジタルデータである原画像データに変換される。

【0035】

第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>は、タイミングコントローラ 40 に接続される。識別タイミング信号が、タイミングコントローラ 40 から第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>に送られる。識別タイミング信号は、シャッタタイミング信号に同期した参照タイミング信号と発光タイミング信号に同期した蛍光タイミング信号により構成される。

【0036】

第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>において、参照タイミング信号が送られる間の原画像信号は参照光を照射する時に撮像した参照光原画像信号として認識される。一方、発光タイミング信号が送られる間の原画像信号は励起光を照射する時に撮像した自家蛍光原画像信号として認識される。

【0037】

第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>には、第 1 メモリ 39<sub>a</sub>と第 2 メモリ 39<sub>b</sub>とが接続される。参照光原画像に相当する参照光原画像データは第 1 メモリ 39<sub>a</sub>に格納される。自家蛍光原画像に相当する蛍光原画像データは第 2 メモリ 39<sub>b</sub>に格納される。第 1、第 2 メモリ 39<sub>a</sub>、39<sub>b</sub>は、タイミングコントローラ 40 に接続され、それぞれのタイミング信号を受けて、参照光原画像データ、及び自家蛍光原画像データの格納が実行される。

【0038】

また、第 1 信号処理回路 35<sub>a</sub>は、フィルタ処理回路 36 に接続される。参照光原画像データ、及び自家蛍光原画像データは、フィルタ処理回路 36 にも出力される。フィルタ処理回路 36 において、原画像データからノイズ成分が除去され、フィルタ画像データが形成される。なお、フィルタ処理回路 36 として、例えば、メディアンフィルタ、移動平

10

20

30

40

50

均フィルタ、時間軸平均フィルタ等の従来公知のノイズ成分除去用のフィルタ回路が適用される。

【0039】

フィルタ処理回路36は、ヒストグラム演算回路37に接続される。フィルタ画像データが、ヒストグラム演算回路37に送られる。フィルタ画像データに基づいて、ヒストグラム演算回路37において、ノイズ成分の除去された参照光原画像である参照光フィルタ画像の輝度のヒストグラム(図3、符号R参照)、或いはノイズ成分の除去された自家蛍光原画像である自家蛍光フィルタ画像の輝度のヒストグラム(図3、符号F参照)が作成される。

【0040】

ヒストグラム演算回路37は、擬似カラー演算回路38に接続される。擬似カラー演算回路38において、自家蛍光フィルタ画像のヒストグラムF、及び参照光フィルタ画像のヒストグラムRに基づいて、病変部と推測される領域が特定される。更に、擬似カラー演算回路38において、病変部と推測した領域の着色処理が、参照光フィルタ画像データに対して行われる。

【0041】

病変部と推測される領域の特定、及び着色処理について説明する。前述のように、病変部である生体組織が発する蛍光は健常部である生体組織に比べて低い。従って、参照光フィルタ画像に比した蛍光フィルタ画像の輝度が相対的に低い領域を病変部であると推測することが可能である。

【0042】

まず、自家蛍光フィルタ画像のヒストグラムFにおける輝度分布の最大値である最大蛍光輝度 $B_{maxF}$ と、参照光フィルタ画像のヒストグラムRにおける輝度分布の最大値である最大参照輝度 $B_{maxR}$ とが、求められる(図3参照)。

【0043】

次に、自家蛍光フィルタ画像の各画素が、最大蛍光輝度 $B_{maxF}$ が最大参照輝度 $B_{maxR}$ に合致するように、正規化される。即ち、自家蛍光フィルタ画像の各画素における輝度に最大参照光輝度 $B_{maxR}$ を乗じて、最大蛍光輝度 $B_{maxF}$ を除すことによって正規化が行われる。次に、各画素において、正規化された自家蛍光フィルタ画像の輝度を参照光フィルタ画像の輝度で除した判別値が求められる。

【0044】

判別値をROM(図示せず)に記憶される第1閾値、及び第2閾値と比較することにより病変部であるか否かの判別が行われる。判別値が第1閾値より低い画素は、病変部である可能性が高い領域を表示していると判別される。判別値が第1閾値以上であって第2閾値より低い画素は、病変部である可能性が比較的高い領域を表示していると判別される。また、判別値が第2閾値以上である画素は、健常部と推測される領域を表示していると判別される。

【0045】

次に、参照光フィルタ画像の着色処理が行われる。判別値が第1閾値より低い画素を病変部表示画素として赤色に、第1閾値以上であって第2閾値より低い画素を注意部表示画素として黄色に表示するように、参照光フィルタ画像データに着色処理が行われる。

【0046】

擬似カラー演算回路38は、第2信号処理回路35<sub>b</sub>に接続される。参照光フィルタ画像データに着色処理を行った擬似カラー画像データは、第2信号処理回路35<sub>b</sub>に出力される。第2信号処理回路35<sub>b</sub>において、擬似カラー画像データは、アナログ信号に変換され、クランプ、ブランキング処理等の所定の信号処理が行われ、擬似カラー映像信号が生成される。

【0047】

第2信号処理回路35<sub>b</sub>は、モニタ60に接続される。第2信号処理回路35<sub>b</sub>から擬似カラー映像信号がモニタ60に出力され、モニタ60の表示面全面に図4に示すような擬

10

20

30

40

50



似カラー画像が表示される。病変部と推測される病変部推測領域  $A_s$  は赤色に表示される。病変部である可能性が高い注意領域  $A_c$  は黄色に表示される。それ以外の健常部と推測される領域は参照光を照射された状態の色で表示される。

【0048】

第2信号処理回路35<sub>b</sub>は、第1メモリ39<sub>a</sub>、及び第2メモリ39<sub>b</sub>にも接続されており、第1メモリ39<sub>a</sub>に格納された参照光原画像データ、或いは第2メモリ39<sub>b</sub>に格納された自家蛍光原画像データも、第2信号処理回路35<sub>b</sub>において、前述の信号処理が行われ、それぞれ参照光ビデオ信号、及び自家蛍光ビデオ信号が生成される。

【0049】

スコープボタン42またはプロセッサ20のフロントパネルにおける入力部（図示せず）への入力により、モニタ60の表示領域に表示する画像を擬似カラー画像  $P_c$ 、参照光画像  $P_R$ 、及び自家蛍光画像  $P_F$  のいずれかに切替え可能である。または、図5、図6に示すように、擬似カラー画像  $P_c$ 、参照光画像  $P_R$ 、及び自家蛍光画像  $P_F$  のいずれか2つ、或いはすべてを同時に表示するための選択も可能である。

【0050】

モニタ60上に、複数の画像を表示する場合は、第2信号処理回路35<sub>b</sub>において、それぞれの画像を表示する領域の割り当てや、画像の縮小処理が行われる。タイミングコントローラ40は、第2信号処理回路35<sub>b</sub>に接続される。第2信号処理回路35<sub>b</sub>における画像の切り替え処理、複数画像を表示するための前述の処理は、タイミングコントローラ40から出力されるタイミング信号に基づいて行われる。

【0051】

次に図7のフローチャートを参照して、画像処理装置において実行される画像処理について説明する。

【0052】

擬似カラー画像をモニタ60上に表示する設定に切替えることにより、本実施形態の画像処理は開始する。まず、ステップS100において、シャッタ27の開口部27<sub>a</sub>を参照光の光路中に挿入するようにシャッタ27を駆動させるシャッタタイミング信号をシャッタ駆動回路32に出力する。シャッタタイミング信号の出力によりシャッタ27が駆動され、被写体を照射する光は参照光に切替わる。

【0053】

次のステップS101において、撮像素子53を駆動して、参照光を照射された被写体の参照光画像を撮像して、ステップS102に進む。ステップS102では、撮像により生成された参照光原画像信号に所定の信号処理を行い、デジタルデータである参照光原画像データを生成する。

【0054】

ステップS103では、参照光原画像データを第1メモリ39<sub>a</sub>に格納して、ステップS104に進む。ステップS104では、参照光原画像データに対してフィルタ処理を行うことにより、参照光フィルタ画像データを生成する。次のステップS105では、参照光フィルタ画像データに基づいて、参照光フィルタ画像を構成する画素の輝度についてのヒストグラムを作成する。

【0055】

次に、ステップS106に進み、励起光を発光させる発光タイミング信号を励起用光源制御回路26に出力する。励起用光源制御回路26は励起用光源23を発光状態に切替えて、ステップS107に進む。ステップS107において、撮像素子53を駆動して、励起光を照射された被写体の自家蛍光画像を撮像して、ステップS108に進む。ステップS108では、撮像により生成された自家蛍光原画像信号に所定の信号処理を行い、デジタルデータである自家蛍光原画像データを生成する。

【0056】

ステップS109では、自家蛍光原画像データを第2メモリ39<sub>b</sub>に格納して、ステップS110に進む。ステップS110では、自家蛍光原画像データに対してフィルタ処理

を行うことにより、自家蛍光フィルタ画像データを生成する。次のステップ S 1 1 1 では、自家蛍光フィルタ画像データに基づいて、自家蛍光フィルタ画像を構成する画素の輝度についてのヒストグラムを作成する。

#### 【 0 0 5 7 】

次のステップ S 1 1 2 では、参照光フィルタ画像に基づき自家蛍光フィルタ画像の正規化を行う。まず、参照光フィルタ画像に基づくヒストグラム R の最大参照輝度  $B_{maxR}$ 、及び自家蛍光フィルタ画像に基づくヒストグラムの最大蛍光輝度  $B_{maxF}$  を求める。次に自家蛍光フィルタ画像を構成する各画素の輝度に、最大参照輝度  $B_{maxR}$  を乗じ、最大蛍光輝度  $B_{maxF}$  を除する事によって、正規化が行われる。

#### 【 0 0 5 8 】

次のステップ S 1 1 3 では、正規化を行った自家蛍光フィルタ画像を構成する各画素の輝度を、参照光フィルタ画像を構成する各画素の輝度で除することにより、判別値を求める。判別値を求めるとステップ S 1 1 4 に進み、各画素が第 1、第 2 着色領域であるか否かの判別を行う。ステップ S 1 1 3 で求めた判別値が第 1 閾値より小さい画素を第 1 着色領域と判別し、第 1 閾値以上で第 2 閾値より小さい画素を第 2 着色領域と判別する。

#### 【 0 0 5 9 】

ステップ S 1 1 5 において、参照光フィルタ画像データにおいて第 1 着色領域に相当する画素を赤色にするように、第 2 着色領域に相当する画素を黄色にするように画像処理を行うことにより、擬似カラー画像データを作成する。

#### 【 0 0 6 0 】

ステップ S 1 1 6 に進み、モニタ 6 0 への表示が、参照光画像  $P_R$ 、及び自家蛍光画像  $P_F$  の一方、或いは両方とともに擬似カラー画像  $P_C$  を表示する複数表示モードとする選択入力があるか否かを確認する。複数表示モードの選択入力がある場合はステップ S 1 1 7 に進み、それぞれの画像を表示する領域の割当てや画像の縮小処理を行う。

#### 【 0 0 6 1 】

ステップ S 1 1 6 において複数表示モードの選択入力がない場合、或いはステップ S 1 1 7 の処理の後に、ステップ S 1 1 8 に進む。ステップ S 1 1 8 では、擬似カラー画像データ、或いは複数画像表示のためのデータをビデオ信号としてモニタ 6 0 に出力する。次のステップ S 1 1 9 において、終了入力がある場合は、本プログラムによる画像処理が終了する。終了入力がない場合は、ステップ S 1 0 0 に戻り、終了入力があるまでステップ S 1 0 0 ~ ステップ S 1 1 9 の処理を繰返す。

#### 【 0 0 6 2 】

以上のように、本実施形態の画像処理装置を有する内視鏡システムによれば、ちらつきのない擬似カラー画像が、モニタ 6 0 に表示されるため、使用者の診断性が向上する。参照光画像や蛍光画像において認識可能なちらつきを発生させないノイズでさえ、擬似カラー画像の色分けの境近辺にちらつきを発生させてしまっていたと考えられる。従って、このようなノイズを除去することにより、ちらつきの発生を抑えた擬似カラー画像を得ることが可能になる。

#### 【 0 0 6 3 】

また、擬似カラー画像とともに、参照光画像  $P_R$  と自家蛍光画像  $P_F$  のどちらか一方或いは両方をモニタ 6 0 に表示可能である。従って、擬似カラー画像を含む複数画像をモニタ 6 0 に表示させておくことにより、参照光画像  $P_R$  の確認のための画像の切替え入力が不要である。

#### 【 0 0 6 4 】

なお、本実施形態において、自家蛍光フィルタ画像の正規化を、最大蛍光輝度を最大参照輝度に合致させるように行われるが、自家蛍光フィルタ画像のヒストグラム  $F'$  における輝度分布の平均値  $B_{aveF}$  を、参照光フィルタ画像のヒストグラム  $R'$  における輝度分布の平均値  $B_{aveR}$  に合致させるように行うことも可能である（図 8 参照）。

#### 【 0 0 6 5 】

参照光原画像がハレーションを起こしている場合には、図 8 に示すように、最大輝度で

10

20

30

40

50

正規化をすることが出来ない。一方、平均値を合致させる正規化によれば、参照光原画像がハレーションを起こしている場合にも、自家蛍光フィルタ画像の正規化が可能である。

【 0 0 6 6 】

なお、本実施形態において、参照光フィルタ画像データに着色処理が行われるが、参照光原画像データに着色処理が行われる構成であってもよい。

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態において、第 1、第 2 着色領域をそれぞれ別の単一の色で着色する構成であるが、第 1、第 2 の色の色相を強調する構成であってもよい。第 1、第 2 の色の色相を強調する構成であれば、第 1、第 2 着色領域における写像が表示されるので、病変部推測領域の写像を確認するための画像の切替えが不要となる。

10

【 0 0 6 8 】

また、本実施形態を適用した画像処理装置は、参照用光源と励起用光源を備える汎用の画像処理装置に擬似カラー画像作成のプログラムを読込ませて構成することも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 9 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態を適用した画像処理装置を有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【 図 2 】 シャッタの平面図である。

【 図 3 】 参照光フィルタ画像、及び自家蛍光フィルタ画像の輝度分布を示すヒストグラムである。

20

【 図 4 】 モニタに擬似カラー画像が表示された状態を示す図である。

【 図 5 】 モニタに擬似カラー画像と参照光画像とが表示された状態を示す図である。

【 図 6 】 モニタに擬似カラー画像、参照光画像、及び自家蛍光画像が表示された状態を示す図である。

【 図 7 】 画像処理装置による画像処理の動作を説明するためのフローチャートである。

【 図 8 】 参照光フィルタ画像、及び自家蛍光フィルタ画像の輝度分布を示す別のヒストグラムである。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 0 】

30

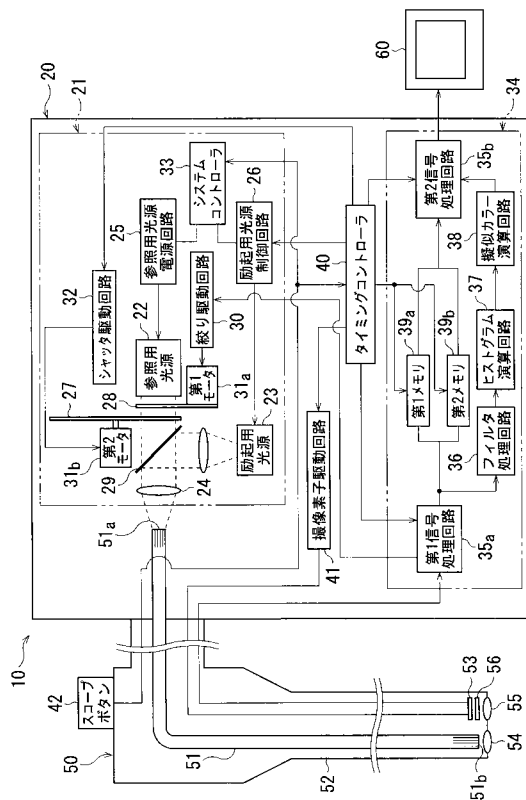
- 1 0 内視鏡システム
- 2 0 内視鏡プロセッサ
- 2 1 光源システム
- 2 2 参照用光源
- 2 3 励起用光源
- 2 5 参照用光源電源回路
- 2 6 励起用光源制御回路
- 2 7 シャッタ
- 3 2 シャッタ駆動回路
- 3 4 画像処理システム
- 3 5<sub>a</sub>、3 5<sub>b</sub> 第 1、第 2 信号処理回路
- 3 6 フィルタ処理回路
- 3 7 ヒストグラム演算回路
- 3 8 擬似カラー演算回路
- 3 9<sub>a</sub>、3 9<sub>b</sub> 第 1、第 2 メモリ
- 4 0 タイミングコントローラ
- 4 1 撮像素子駆動回路
- 5 0 内視鏡
- 5 1 ライトガイド
- 5 1<sub>a</sub> 入射端

40

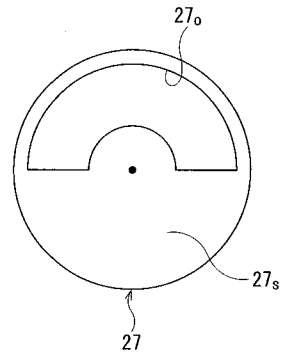
50

- 5 1<sub>b</sub> 出射端  
 5 3 撮像素子  
 6 0 モニタ  
 A<sub>C</sub> 注意領域  
 A<sub>S</sub> 病変部推測領域  
 P<sub>C</sub> 擬似カラー画像  
 P<sub>R</sub> 参照光画像  
 P<sub>F</sub> 自家蛍光画像

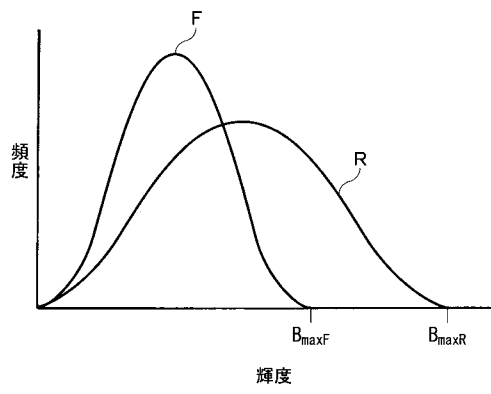
【図 1】



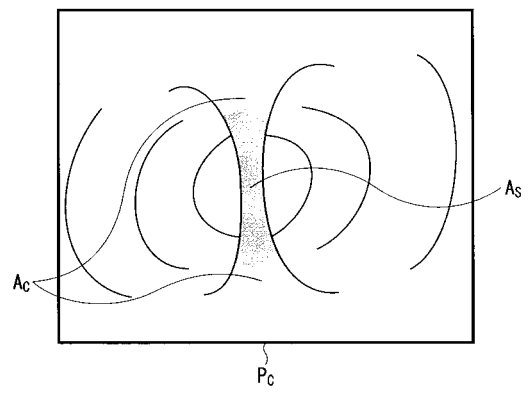
【図 2】



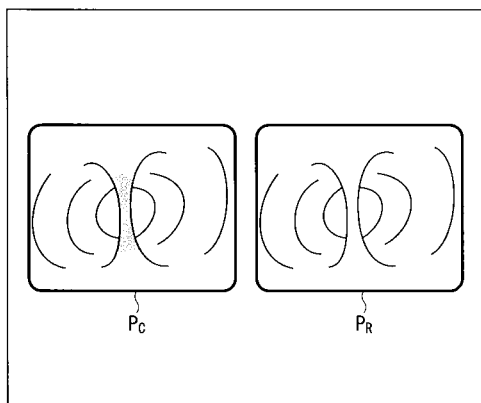
【図 3】



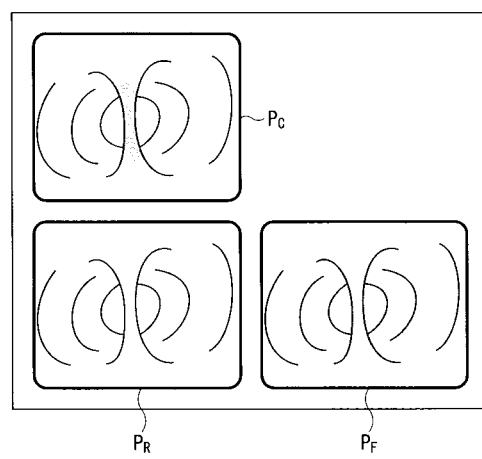
【図 4】



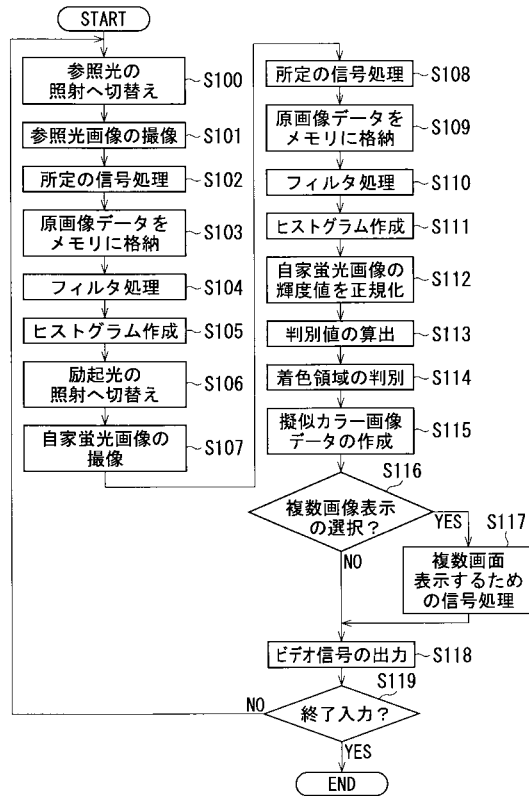
【図 5】



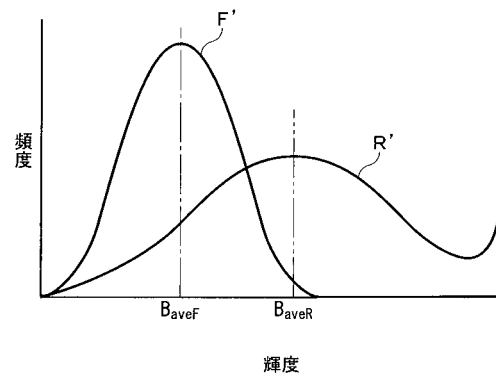
【図 6】



【図 7】



【図 8】



## フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
<b>H 0 4 N 1/409 (2006.01)</b>		H 0 4 N 1/40	1 0 1 C	
<b>H 0 4 N 1/60 (2006.01)</b>		H 0 4 N 1/40	D	

(72)発明者 福山 三文

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 BB01 CC06 GG01 HH51 JJ17 NN05 SS18 SS23 TT01 TT03  
 TT13 WW02 WW04 WW08 WW17  
 5B057 AA07 BA02 CA08 CA12 CB08 CB12 CE02 CE03 CE06 CE14  
 CH01 DC23  
 5C076 AA26 AA27 BA06  
 5C077 LL02 MP08 PP02 PP68 PQ19 SS06 TT09  
 5C079 HA11 LA10 LA14 MA11 MA17 NA02 PA00

专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006192065A</a>	公开(公告)日	2006-07-27
申请号	JP2005006389	申请日	2005-01-13
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	福山三文		
发明人	福山 三文		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T5/20 H04N1/387 H04N1/46 H04N1/409 H04N1/60		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G06T5/20.C H04N1/387 H04N1/46.Z H04N1/40.101.C H04N1/40.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/045.622 A61B1/06.611 G06T5/00.705 G06T5/20 H04N1/407.740 H04N1/409 H04N1/54 H04N1/56 H04N1/58 H04N1/60.110		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS18 4C061/SS23 4C061/TT01 4C061/TT03 4C061/TT13 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CE02 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CE14 5B057/CH01 5B057/DC23 5C076/AA26 5C076/AA27 5C076/BA06 5C077/LL02 5C077/MP08 5C077/PP02 5C077/PP68 5C077/PQ19 5C077/SS06 5C077/TT09 5C079/HA11 5C079/LA10 5C079/LA14 5C079/MA11 5C079/MA17 5C079/NA02 5C079/PA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS18 4C161/SS23 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP4864325B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

解决的问题：为了防止使用自发荧光的伪彩色图像闪烁。内窥镜处理器20包括参考光源22，激发光源23，第一信号处理电路35-，滤波器处理电路36，直方图计算电路37和伪色计算电路38。。通过连接内窥镜处理器20和内窥镜50，图像拾取装置53连接到第一信号处理电路35-。第一信号处理电路35-和滤波处理电路36产生滤波图像数据，其中从图像传感器53产生的原始图像信号中去除了噪声成分。直方图计算电路37和伪彩色计算电路38基于当发射来自参考光源22或激发光源23的光时生成的滤波器图像数据来创建伪彩色图像数据。[选型图]图1

