

(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2017-213306

(P2017-213306A)

(43) 公開日 平成29年12月7日(2017.12.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2016-110887 (P2016-110887)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成28年6月2日 (2016.6.2)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
		(74) 代理人	100083286
			弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100166408
			弁理士 三浦 邦陽
		(72) 発明者	牧野 貴雄
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
			O Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA10 CA02 CA11 CA12 CA23
			GA02 GA06 GA11
			4C161 CC06 HH51 JJ15 LL02 NN01
			QQ09 RR04 RR14 RR18 SS18
			5C054 CA04 CC02 EJ05 FC12 HA12

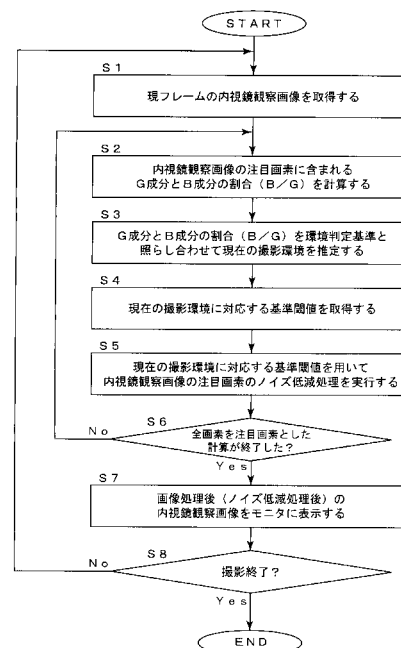
(54) 【発明の名称】 画像処理装置および電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】撮影環境が変動した場合であっても十分なノイズ低減処理を行うことで、高品質な内視鏡観察画像を得ることができる画像処理装置および電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】ノイズ低減処理部24aは、内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、注目画素と周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、注目画素のノイズ低減処理を実行する。基準閾値変動処理部24bは、注目画素に含まれる少なくとも2つの色成分の割合に基づいて、ノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させる。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、前記注目画素と前記周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、前記注目画素のノイズ低減処理を実行するノイズ低減処理部と、

前記注目画素に含まれる少なくとも 2 つの色成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる基準閾値変動処理部と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記基準閾値変動処理部は、前記注目画素に含まれる G (Green) 成分と B (Blue) 成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記基準閾値変動処理部は、G 成分と B 成分を直交する 2 軸とした G B 平面を、原点を通る傾き直線により複数の領域に分割し、前記注目画素に含まれる G 成分と B 成分の割合が前記 G B 平面の前記複数の領域のいずれに属しているかに応じて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる、

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】

前記ノイズ低減処理部と前記基準閾値変動処理部は、前記複数画素の各画素について、前記基準閾値を変動させた前記ノイズ低減処理を実行する、

ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記ノイズ低減処理部と前記基準閾値変動処理部は、前記複数画素の全体または前記複数画素を分割した複数の画素群の各々について、前記基準閾値を変動させた前記ノイズ低減処理を実行する、

ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 6】

内視鏡観察画像を取得する電子内視鏡と、

前記内視鏡観察画像に画像処理を施す画像処理装置と、

を有する電子内視鏡システムであって、

前記画像処理装置は、

前記内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、前記注目画素と前記周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、前記注目画素のノイズ低減処理を実行するノイズ低減処理部と、

前記注目画素に含まれる少なくとも 2 つの色成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる基準閾値変動処理部と、

を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記基準閾値変動処理部は、前記注目画素に含まれる G (Green) 成分と B (Blue) 成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記基準閾値変動処理部は、G 成分と B 成分を直交する 2 軸とした G B 平面を、原点を通る傾き直線により複数の領域に分割し、前記注目画素に含まれる G 成分と B 成分の割合が前記 G B 平面の前記複数の領域のいずれに属しているかに応じて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記ノイズ低減処理部と前記基準閾値変動処理部は、前記複数画素の各画素について、

50

前記基準閾値を変動させた前記ノイズ低減処理を実行する、

ことを特徴とする請求項 6 ないし請求項 8 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記ノイズ低減処理部と前記基準閾値変動処理部は、前記複数画素の全体または前記複数画素を分割した複数の画素群の各々について、前記基準閾値を変動させた前記ノイズ低減処理を実行する、

ことを特徴とする請求項 6 ないし請求項 8 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、画像処理装置および電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、通常光により撮像した通常観察画像及び通常光より狭帯域の狭帯域光により撮像した狭帯域観察画像を内視鏡観察画像として取得して、これらを表示する電子内視鏡システムが開示されている。

【0003】

特許文献 2 には、 ε フィルタと呼ばれる技術を利用して、画像のノイズ低減処理を実行する画像処理装置及び画像処理方法が開示されている。 ε フィルタは、画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、注目画素と周辺画素の画素値の差分が基準閾値以下となる部分だけを平均化に使用することで、注目画素と周辺画素の画素値の差分が基準閾値を超える高周波成分を残したまま、注目画素のノイズ低減処理を実行するものである。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2015 - 223249 号公報

【特許文献 2】特開 2008 - 124976 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0005】

しかしながら、内視鏡観察では、通常光による通常光観察から狭帯域光による狭帯域光観察に切り替わる、インジゴカルミンやヨード等の薬品を散布するといった撮影環境が大きく変動するケースが頻繁に発生する。予め設定しうる閾値を持つ従来の ε フィルタをそのまま内視鏡の画像処理に適用した場合、撮影環境の変動の影響を受けて、ノイズ低減処理が不十分となり、内視鏡観察画像の品質が劣化するおそれがある。

【0006】

本発明は、以上の問題意識に基づいてなされたものであり、撮影環境が変動した場合であっても十分なノイズ低減処理を行うことで、高品質な内視鏡観察画像を得ることができる画像処理装置および電子内視鏡システムを提供することを目的の 1 つとする。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様の画像処理装置は、内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、前記注目画素と前記周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、前記注目画素のノイズ低減処理を実行するノイズ低減処理部と、前記注目画素に含まれる少なくとも 2 つの色成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる基準閾値変動処理部と、を有することを特徴としている。

【0008】

本発明の一態様の電子内視鏡システムは、内視鏡観察画像を取得する電子内視鏡と、前記内視鏡観察画像に画像処理を施す画像処理装置と、を有する電子内視鏡システムであっ

50

て、前記画像処理装置は、前記内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、前記注目画素と前記周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、前記注目画素のノイズ低減処理を実行するノイズ低減処理部と、前記注目画素に含まれる少なくとも２つの色成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させる基準閾値変動処理部と、を有することを特徴としている。

【０００９】

前記基準閾値変動処理部は、前記注目画素に含まれるＧ（Green）成分とＢ（Blue）成分の割合に基づいて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させることができる。

【００１０】

前記基準閾値変動処理部は、Ｇ成分とＢ成分を直交する２軸としたＧＢ平面を、原点を通る傾き直線により複数の領域に分割し、前記注目画素に含まれるＧ成分とＢ成分の割合が前記ＧＢ平面の前記複数の領域のいずれに属しているかに応じて、前記ノイズ低減処理に用いる前記基準閾値を変動させることができる。

【００１１】

前記ノイズ低減処理部と前記基準閾値変動処理部は、前記複数画素の各画素について、前記基準閾値を変動させた前記ノイズ低減処理を実行することができる。

【００１２】

前記ノイズ低減処理部と前記基準閾値変動処理部は、前記複数画素の全体または前記複数画素を分割した複数の画素群の各々について、前記基準閾値を変動させた前記ノイズ低減処理を実行することができる。

【発明の効果】

【００１３】

本発明によれば、撮影環境が変動した場合であっても十分なノイズ低減処理を行うことで、高品質な内視鏡観察画像を得ることができる画像処理装置および電子内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

【図１】本実施形態による電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図２】εフィルタ処理部によるノイズ低減処理を示す概念図である。

【図３】基準閾値変動処理部による基準閾値の変動処理を示す概念図である。

【図４】通常観察画像を構成する各画素をＧＢ平面にプロットした図である。

【図５】通常観察状態から狭帯域観察状態または薬品散布状態（インジゴカルミン散布状態）に移行した際の各画素のプロットの変動を示す図である。

【図６】本実施形態による画像処理を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

図１～図６を参照して、本実施形態による電子内視鏡システム１について説明する。図１に示すように、電子内視鏡システム１は、電子内視鏡１０と、プロセッサ（画像処理装置、光源装置）２０と、モニタ３０とを有する。

【００１６】

図１では詳細形状を省略しているが、電子内視鏡１０は、操作者が把持する把持操作部と、把持操作部から延出する可撓性のある挿入部と、把持操作部から挿入部と反対側に延出するユニバーサルチューブと、ユニバーサルチューブの先端部に設けられたコネクタ部とを有する。

【００１７】

電子内視鏡１０には、ライトガイドファイバ１１が内蔵されている。ライトガイドファイバ１１は、電子内視鏡１０の挿入部と把持操作部とユニバーサルチューブを通してコネクタ部の内部まで延びている。電子内視鏡１０のコネクタ部がプロセッサ２０のコネクタ部に接続されると、電子内視鏡１０とプロセッサ２０が光学的に接続される。そして、プ

10

20

30

40

50

ロセッサ 20 に内蔵されたフィルタ付光源部 21 から発せられた照明光（後述する通常光または狭帯域光）が、ライトガイドファイバ 11 の内部を導かれ、電子内視鏡 10 の挿入部の先端部に設けられた照明レンズ 12 によって所定の配光で外方に射出される。

【0018】

フィルタ付光源部 21 は、R（Red）、G（Green）、B（Blue）の各波長帯域を含む白色光を放射する高輝度ランプ（例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等）を有する。またフィルタ付光源部 21 は、高輝度ランプが発した白色光の光路上に位置するフィルタユニットを有する。フィルタユニットは、回転式フィルタターレットに、高輝度ランプが発した白色光を通過させて通常光とする白色用フィルタと、高輝度ランプが発した白色光の波長帯域を狭めて狭帯域光とする狭帯域フィルタとを設けたものである。狭帯域フィルタは、RGB の各波長帯域に半値幅の狭い分光透過率を有する。フィルタユニットの回転式フィルタターレットを回転駆動することで、高輝度ランプが発した白色光が白色用フィルタと狭帯域フィルタを交互に通過して、フィルタ付光源部 21 から、通常光と、この通常光より狭帯域の狭帯域光とが交互に発せられる。狭帯域光の波長帯域は、通常光の波長帯域よりも狭い限りにおいて自由度を持って設定可能であるが、例えば、ヘモグロビンの分光特性に合わせた波長帯域とすることができる。フィルタ付光源部 21 は、例えば、上述した特許文献 2 に開示されているように周知であり、これ以上の詳細な説明は省略する。

10

【0019】

電子内視鏡 10 の挿入部の先端部には、撮像ユニット 13 が設けられている。撮像ユニット 13 は、対物レンズ 13a と、対物レンズ 13a を透過した被写体像を撮像する CCD 13b とを含む複数の構成要素をエポキシ樹脂等の樹脂材料により一体化したものである。CCD 13b は、フィルタ付光源部 21 からライトガイドファイバ 11 及び照明レンズ 12 を通って交互に射出される通常光と狭帯域光による通常観察画像信号と狭帯域観察画像信号を交互に取得する。この通常観察画像信号と狭帯域観察画像信号は、信号伝送ケーブル 14 を介してプロセッサ 20 に伝送される。

20

【0020】

プロセッサ 20 は、制御部 22 と、観察画像入力部（画像入力処理部）23 と、画像処理部（演算部）24 と、画像メモリ 25 と、表示処理部 26 とを有する。制御部 22 は、プロセッサ 20 の全構成要素を統括して制御する。

30

【0021】

観察画像入力部 23 は、電子内視鏡 10 の信号伝送ケーブル 14 を介して伝送された通常観察画像信号と狭帯域観察画像信号を入力処理を施して、通常観察画像と狭帯域観察画像として入力させる。観察画像入力部 23 に入力される通常観察画像と狭帯域観察画像は「内視鏡観察画像」である。

【0022】

画像処理部 24 は、観察画像入力部 23 に入力した内視鏡観察画像に画像処理を施すものである。画像処理部 24 は、 ϵ フィルタ処理部（ノイズ低減処理部）24a と基準閾値変動処理部（閾値計算部）24b を有する。

【0023】

ϵ フィルタ処理部 24a は、内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、注目画素と周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、注目画素のノイズ低減処理を実行する。

40

【0024】

図 2 は、 ϵ フィルタ処理部 24a によるノイズ低減処理を示す概念図である。同図の例では、内視鏡観察画像を構成する複数画素を 3×3 の 9 画素（P11、P12、P13、P21、P22、P23、P31、P32、P33）として、これらの複数画素の中心に位置する画素 P22 を注目画素とし、この注目画素 P22 に隣接する 8 つの画素 P11、P12、P13、P21、P23、P31、P32、P33 を周辺画素としている。なお、注目画素と周辺画素の関係は、ここで例示したものに限定されず、自由度を持って設定

50

可能である。例えば、注目画素に隣接する画素の一部だけを周辺画素にしてもよいし、注目画素に隣接せずにこれを取り囲む画素（例えば１画素飛ばし）を周辺画素としてもよい。

【００２５】

εフィルタ処理部２４ａは、注目画素Ｐ２２と周辺画素Ｐ１１、Ｐ１２、Ｐ１３、Ｐ２１、Ｐ２３、Ｐ３１、Ｐ３２、Ｐ３３との差分を計算して、この差分が基準閾値以上であるか否かを判定する。図２の例では、注目画素Ｐ２２および上記差分が基準閾値以上である周辺画素Ｐ２３、Ｐ３２、Ｐ３３をグレーの背景で示し、上記差分が基準閾値より小さい周辺画素Ｐ１１、Ｐ１２、Ｐ１３、Ｐ２１、Ｐ３１を白塗りの背景で示している。そして、εフィルタ処理部２４ａは、注目画素Ｐ２２および上記差分が基準閾値より小さい周辺画素Ｐ１１、Ｐ１２、Ｐ１３、Ｐ２１、Ｐ３１の平均値をとることにより、ノイズを低減した新たな注目画素（補正後の注目画素）Ｐ２２'を求める。上記差分が基準閾値以上である周辺画素Ｐ２３、Ｐ３２、Ｐ３３は、例えばエッジ部分等の可能性があり、これを平均化に使用すると内視鏡観察画像がぼける原因となり得る。そこで上記差分が基準閾値以上である周辺画素Ｐ２３、Ｐ３２、Ｐ３３を切り捨てることで高精度なノイズ低減処理が可能になる。Ｐ２２'を求めるための具体的な計算式は、以下に表される。

$$P22' = (P11 + P12 + P13 + P21 + P31 + P22) / 6$$

【００２６】

基準閾値変動処理部２４ｂは、注目画素（上記の例ではＰ２２）に含まれるＲ（Red）成分とＧ（Green）成分とＢ（Blue）成分のうち、Ｇ成分とＢ成分の割合に基づいて、εフィルタ処理部２４ａによるノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させる。

【００２７】

図３は、基準閾値変動処理部２４ｂによる基準閾値の変動処理を示す概念図である。同図に示すように、基準閾値変動処理部２４ｂは、Ｇ成分とＢ成分を直交する２軸としたＧＢ平面を、原点を通る３本の傾き直線により４つの領域に分割し、注目画素に含まれるＧ成分とＢ成分の割合がＧＢ平面の４つの領域のいずれに属しているかに応じて、εフィルタ処理部２４ａによるノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させる。

【００２８】

ここではＢ成分が一定の値を取る場合において、傾きが最も小さい直線（Ｇ成分の割合が最も大きいもの）を傾き直線１とし、傾きが２番目に小さい直線（Ｇ成分の割合が２番目に大きいもの）を傾き直線２とし、傾きが最も大きい直線（Ｇ成分の割合が最も小さいもの）を傾き直線３としている。

【００２９】

本発明者は、種々のサンプリング等の経験上、観察環境（撮影環境）は、傾き直線１の下側領域が「ヨード散布観察状態」、傾き直線１と傾き直線２の間の領域が「狭帯域光観察状態」、傾き直線２と傾き直線３の間の領域が「通常光観察状態」、傾き直線３の上側領域が「インジゴカルミン散布観察状態」であると見出した。

【００３０】

例えば、基準閾値変動処理部２４ｂは、観察環境が「ヨード散布観察状態」のときに基準閾値を最も大きく設定し、観察環境が「狭帯域光観察状態」のときに基準閾値を最も小さく設定し、観察環境が「通常光観察状態」のときに基準閾値を２番目に大きく設定し、観察環境が「インジゴカルミン散布観察状態」のときに基準閾値を３番目に大きく設定することができる。これは、狭帯域光観察状態やインジゴカルミン散布観察状態では、微細な特徴が強調されるため、基準閾値を大きくしすぎないことが好ましく（基準閾値が大きすぎると微細な特徴もぼけてしまう）、一方、ヨード散布観察状態では、微細な特徴を捉えることはなく且つ通常光観察状態よりも暗く見える（ノイズが多い）ため、基準閾値を大きめに設定することが好ましいからである。

【００３１】

なお、図３において、原点を通る傾き直線の本数と傾き直線により分割される領域の数には自由度があり、種々の設計変更が可能である。例えば、１本の傾き直線によりＧＢ平

10

20

30

40

50

面を2つの領域に分割してもよいし、2本の傾き直線によりGB平面を3つの領域に分割してもよい。すなわち、 n 本の傾き直線によりGB平面を $n+1$ つの領域に分割することが可能である(n は正の整数)。また、判別対象となる観察環境(撮影環境)は、図3に示したものの(ヨード散布、狭帯域光、通常観察、インジゴカルミン散布)に限定されず、種々の設計変更が可能である。

【0032】

このようにして、画像処理部24の ε フィルタ処理部24aと基準閾値変動処理部24bは、内視鏡観察画像を構成する複数画素の各画素について、基準閾値を変動させたノイズ低減処理を実行する。

【0033】

図4は、通常観察画像を構成する各画素をGB平面にプロットした図である。図5は、通常観察状態から狭帯域観察状態または薬品散布状態(インジゴカルミン散布状態)に移行した際の各画素のプロットの変動を示す図である。

【0034】

内視鏡観察画像ではR成分が支配的であるため、G成分とB成分の値は略同じ割合で変動し、GB平面のプロットは略一直線の形状をとる。この直線の傾き(B/G)を、観察環境(撮影環境)を判断するための特徴量とみなすことができる。

【0035】

図4に示すように、通常観察画像の場合は、G成分とB成分の割合が略1:1の関係となって直線の傾きが1に近くなる。これに対し、図5に示すように、通常観察状態から狭帯域観察状態又は薬品散布状態(インジゴカルミン散布状態)に移行すると、G成分とB成分のバランスが崩れて、直線の傾きが1よりも小さい又は大きい方に変動する。このとき、直線の傾きがどのような値をとるかによって現在の観察環境(撮影環境)を推定して、各観察環境用に用意しておいた基準閾値を設定することで、最適なノイズ低減効果を得ることができる(図3参照)。

【0036】

上記の直線の傾き(B/G)は、画素毎に個別に計算することができる。あるいは、画像全体での傾きの平均値を求め、これを画像全体に適用する(画像を代表する)傾きとして対応する基準閾値を求め、その基準閾値を画像全体に一律に適用することもできる。すなわち、図3における傾き直線の設定の手法には自由度があり、種々の設計変更が可能である。

【0037】

画像メモリ25は、画像処理部24によって画像処理が施された内視鏡観察画像を記憶する。表示処理部26は、画像メモリ25に記憶された内視鏡観察画像をモニタ30に表示させる。

【0038】

図6のフローチャートを参照して、本実施形態の電子内視鏡システム1及びプロセッサ20による画像処理について説明する。

【0039】

ステップS1では、画像処理部24が、現フレームの内視鏡観察画像を取得する。

【0040】

ステップS2では、画像処理部24の基準閾値変動処理部24bが、ステップS1で取得した内視鏡観察画像の注目画素に含まれるG成分とB成分の割合(B/G)を計算する。

【0041】

ステップS3では、画像処理部24の基準閾値変動処理部24bが、ステップS2で計算したG成分とB成分の割合(B/G)を環境判定基準と照らし合わせて現在の撮影環境を推定する。例えば、画像処理部24の基準閾値変動処理部24bは、ステップS2で計算したG成分とB成分の割合(B/G)によって規定されるプロットがGB平面のいずれの領域に属しているかに応じて、現在の撮影環境が上述のヨード散布、狭帯域光、通常観

10

20

30

40

50

察、インジゴカルミン散布のいずれであるかを推定する。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 4 では、画像処理部 2 4 の基準閾値変動処理部 2 4 b が、ステップ S 3 で推定した現在の撮影環境に対応する基準閾値を取得（設定）する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 5 では、画像処理部 2 4 の ϵ フィルタ処理部 2 4 a が、ステップ S 4 で取得した基準閾値を用いて、内視鏡観察画像の注目画素のノイズ低減処理を実行する。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 6 では、画像処理部 2 4 が、内視鏡観察画像の全画素を注目画素とした計算が終了したか否かを判定する。内視鏡観察画像の全画素を注目画素とした計算が終了したと判定したときは（ステップ S 6 : Y e s ）、ステップ S 7 に進む。内視鏡観察画像の全画素を注目画素とした計算が終了していないと判定したときは（ステップ S 6 : N o ）、内視鏡観察画像の注目画素をシフトした上で、ステップ S 2 ~ ステップ S 5 の処理ループを繰り返す。

10

【 0 0 4 5 】

ステップ S 7 では、表示処理部 2 6 が、画像処理部 2 4 による画像処理後（ ϵ フィルタ処理部 2 4 a と基準閾値変動処理部 2 4 b によるノイズ低減処理後）の内視鏡観察画像をモニタ 3 0 に表示させる。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 8 では、電子内視鏡システム 1 による撮影が終了したか否かを判定する。電子内視鏡システム 1 による撮影が終了したと判定したときは（ステップ S 8 : Y e s ）、処理を終了する。電子内視鏡システム 1 による撮影が終了していない（継続している）と判定したときは（ステップ S 8 : N o ）、ステップ S 1 ~ ステップ S 7 の処理ループを繰り返す。

20

【 0 0 4 7 】

このように本実施形態の電子内視鏡システム 1 及びプロセッサ 2 0 によれば、 ϵ フィルタ処理部（ノイズ低減処理部）2 4 a が、内視鏡観察画像を構成する複数画素の中から注目画素と周辺画素を設定し、注目画素と周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて、注目画素のノイズ低減処理を実行し、基準閾値変動処理部 2 4 b が、注目画素に含まれる少なくとも 2 つの色成分の割合に基づいて、ノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させる。これにより、観察環境（撮影環境）が変動した場合であっても十分なノイズ低減処理を行うことで、高品質な内視鏡観察画像を得ることができる。

30

【 0 0 4 8 】

より具体的に、本実施形態の電子内視鏡システム 1 及びプロセッサ 2 0 では、狭帯域光観察や薬品散布が用いられた際に自動でそれを判別し、かつ自動で基準閾値の補正を行うことで、ユーザの操作を必要とせずに最適なノイズ低減効果を得ることができる。つまり本実施形態では、観察環境（撮影環境）の変化に応じて、最適な基準閾値を動的に（リアルタイムに）設定している。

【 0 0 4 9 】

以上の実施形態では、基準閾値変動処理部 2 4 b が、注目画素に含まれる G 成分と B 成分の割合に基づいて、ノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させる場合を例示して説明した。しかし、基準閾値を変動させるための指標はこれに限定されず、種々の設計変更が可能である。例えば、基準閾値変動処理部 2 4 b は、注目画素に含まれる G 成分と R 成分の割合（ G / R ）や B 成分と R 成分の割合（ B / R ）に基づいて、ノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させてもよい。さらに、基準閾値変動処理部 2 4 b は、RGB を YCbCr 等の別の色空間に変換した上で、それらの割合を使用してもよい。すなわち、基準閾値変動処理部 2 4 b は、注目画素に含まれる少なくとも 2 つの色成分の割合に基づいて、ノイズ低減処理に用いる基準閾値を変動させればよい。

40

【 0 0 5 0 】

以上の実施形態では、画像処理部 2 4 の ϵ フィルタ処理部 2 4 a と基準閾値変動処理部

50

2 4 b が、内視鏡観察画像を構成する複数画素の各画素について、基準閾値を変動させたノイズ低減処理を実行する場合を例示して説明した。しかし、画像処理部 2 4 の ε フィルタ処理部 2 4 a と基準閾値変動処理部 2 4 b は、内視鏡観察画像を構成する複数画素の全体またはこの複数画素を分割した複数の画素群の各々について、基準閾値を変動させたノイズ低減処理を実行してもよい。

【 0 0 5 1 】

以上の実施形態では、画像処理部 2 4 の ε フィルタ処理部 2 4 a による ε フィルタ技術を用いたノイズ低減処理を例示して説明したが、ノイズ低減処理に用いるアルゴリズムは ε フィルタに限定されるものではない。すなわち、注目画素と周辺画素の画素値の差分と基準閾値との大小関係に応じて注目画素のノイズ低減処理を実行するものであればよい。例えば、 ε フィルタの他にも、注目画素と周辺画素の画素値の差分を使うデジタルフィルタ、例えばバイラテラルフィルタなどにも本発明を適用することが可能である。

10

【 0 0 5 2 】

以上の実施形態では、いわゆるデモザイク後の R G B 画像にノイズ低減処理を施す場合を例示して説明したが、いわゆるデモザイク前の R A W 画像にノイズ低減処理を施してもよい。デモザイク前の R A W 画像にノイズ低減処理を施す場合には、B 成分と G 成分の割合 (B / G) を計算するために、近隣画素や 1 フレーム前の R G B 画像から必要な情報を取得することになる。

【 符号の説明 】

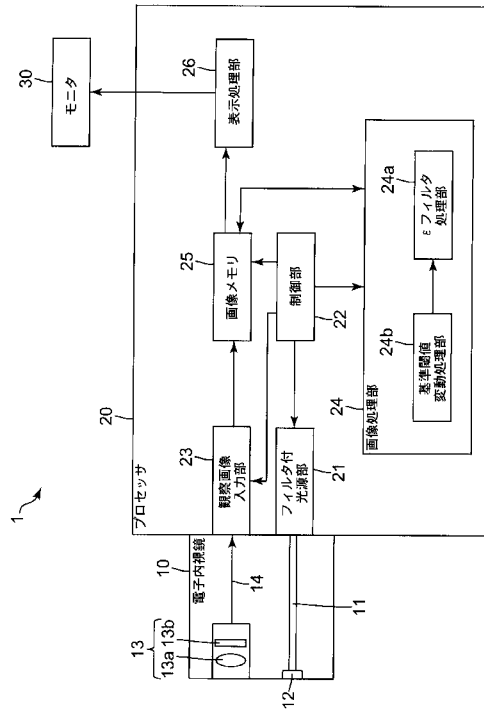
【 0 0 5 3 】

20

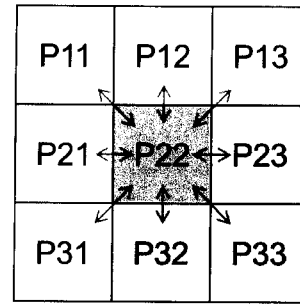
- 1 電子内視鏡システム
- 1 0 電子内視鏡
- 1 1 ライトガイドファイバ
- 1 2 照明レンズ
- 1 3 撮像ユニット
- 1 3 a 対物レンズ
- 1 3 b C C D
- 1 4 信号伝送ケーブル
- 2 0 プロセッサ (画像処理装置、光源装置)
- 2 1 フィルタ付光源部
- 2 2 制御部
- 2 3 観察画像入力部 (画像入力処理部)
- 2 4 画像処理部 (演算部)
- 2 4 a ε フィルタ処理部 (ノイズ低減処理部)
- 2 4 b 基準閾値変動処理部 (閾値計算部)
- 2 5 画像メモリ
- 2 6 表示処理部
- 3 0 モニタ

30

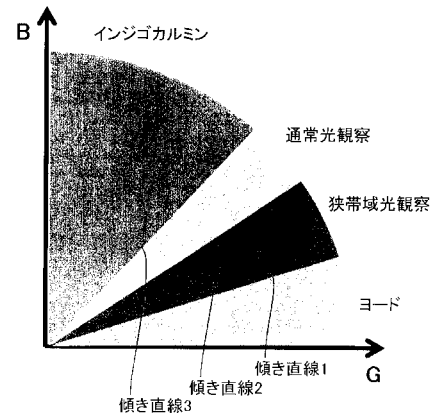
【図 1】



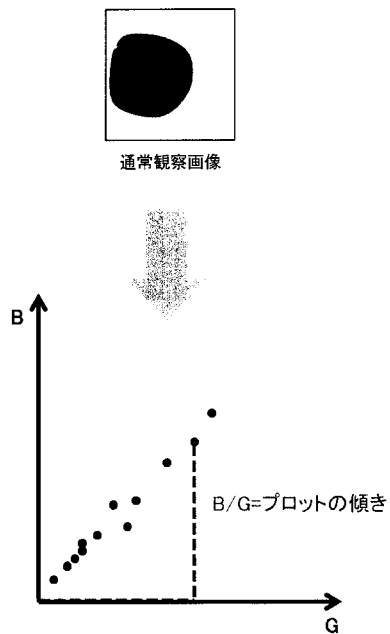
【図 2】



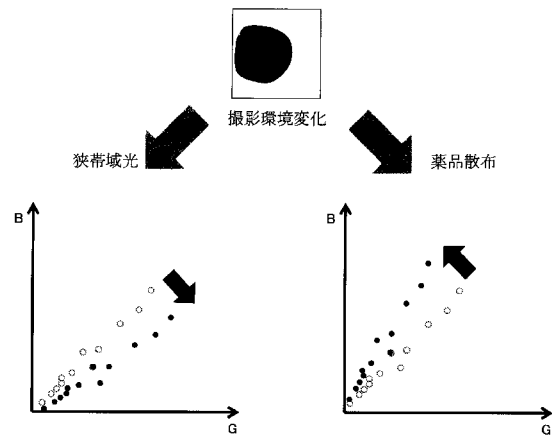
【図 3】



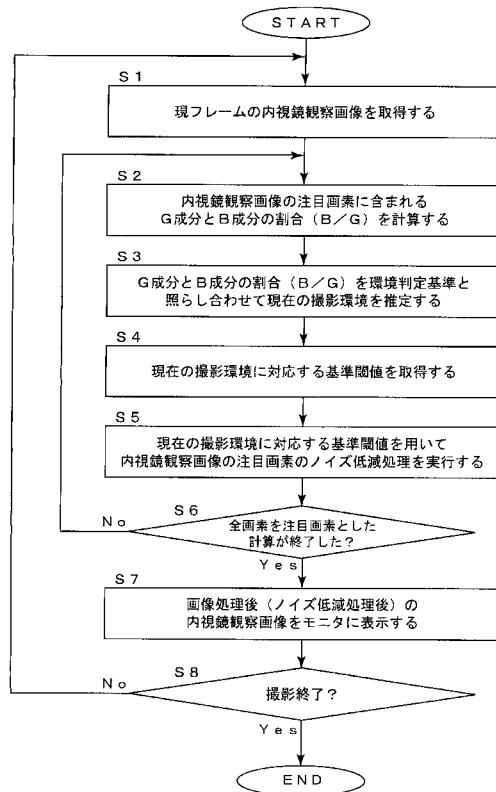
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	图像处理设备和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2017213306A	公开(公告)日	2017-12-07
申请号	JP2016110887	申请日	2016-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	牧野貴雄		
发明人	牧野 貴雄		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.611		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS18 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EJ05 5C054/FC12 5C054/HA12		
代理人(译)	三浦邦夫		
其他公开文献	JP6396946B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像处理设备和电子内窥镜系统，即使在成像环境波动时，也能够通过执行足够的降噪处理来获得高质量的内窥镜观察图像。降噪处理单元从构成内窥镜观察图像的多个像素中设置关注像素和周边像素，并计算关注像素的像素值与周边像素之间的差值与参考阈值之间的大小关系，执行目标像素的降噪处理。参考阈值波动处理单元24b基于关注像素中包括的至少两个颜色分量的比率来改变用于降噪处理的参考阈值。点域6

