

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4599398号  
(P4599398)

(45) 発行日 平成22年12月15日(2010.12.15)

(24) 登録日 平成22年10月1日(2010.10.1)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0
<b>G 0 6 T</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T	5/00	3 0 0
<b>G 0 6 T</b>	<b>5/20</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T	5/20	A
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z

請求項の数 26 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2007-509302 (P2007-509302)  
 (86) (22) 出願日 平成18年3月22日 (2006. 3. 22)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/305709  
 (87) 国際公開番号 W02006/101128  
 (87) 国際公開日 平成18年9月28日 (2006. 9. 28)  
 審査請求日 平成19年7月6日 (2007. 7. 6)  
 (31) 優先権主張番号 特願2005-82544 (P2005-82544)  
 (32) 優先日 平成17年3月22日 (2005. 3. 22)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (73) 特許権者 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 山▲崎▼ 健二  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72) 発明者 高橋 義典  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像手段により撮像された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置において、前記画像データに対して、複数の空間フィルタによるフィルタ処理を行うフィルタ処理手段と、

前記画像データの局所領域における明るさを算出する明るさ算出手段と、

前記フィルタ処理手段の出力に対して、前記フィルタ処理手段の出力及びノ又は前記明るさ算出手段の出力に応じた重み付けを行う重み付け手段と、

前記重み付け手段の出力に対して、処理画像データを生成するための逆フィルタ処理を行う逆フィルタ処理手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記重み付け手段は、前記フィルタ処理手段の出力が所定値よりも大きい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず所定の重み付け係数を用い、前記フィルタ処理手段の出力が所定値よりも小さい場合には、前記フィルタ処理手段の出力に応じて重み付け係数を変更し、前記所定値は、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更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 3】

さらに前記明るさ算出手段の出力に応じて、前記画像データ及び前記逆フィルタ処理手段の出力の加重平均を算出する加重平均算出手段を有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】

前記フィルタ処理手段は、直交基底を用いた直交変換処理手段であり、前記逆フィルタ処理手段は、逆直交変換処理手段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 5】

前記フィルタ処理手段は、入力される画像データの色成分毎に異なるフィルタ係数を用いてフィルタ処理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 6】

前記フィルタ処理手段は、入力される画像データの色成分が異なる場合にも共通のフィルタ係数を用いてフィルタ処理す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 7】

前記重み付け手段は、前記画像データが前記明るさ算出手段に入力されるまでに増幅する増幅器のゲイン値、撮像手段の種別、鮮鋭度補正処理の補正度の少なくとも 1 つで重み付けする際の重み付け係数を変更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 8】

前記直交基底は、所定の画像データに対して算出した Karhunen - Loeve 変換の基底であ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 9】

前記直交基底は、離散コサイン変換の基底であることを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 10】

前記重み付け手段は、前記フィルタ処理手段の出力が所定値より小さい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず 0 の重み付け係数を与える前記所定値を、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更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】

前記重み付け手段は、前記フィルタ処理手段の出力が第 1 の所定値よりも大きい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず 1 の重み付け係数とし、前記フィルタ処理手段の出力が第 2 の所定値よりも小さい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず 0 の重み付け係数とし、前記フィルタ処理手段の出力が前記第 1 及び第 2 の所定値の間においては、0 と 1 との間の重み付け係数とする特性の重み付け係数とし、前記第 1 の所定値及び前記第 2 の所定値は、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 12】

前記フィルタ処理手段は、処理対象画素を中心にして奇数  $n$  とした  $n \times n$  画素の小領域の画像データに対して、 $n \times n$  個よりも少ないフィルタ数  $r$  によりフィルタ処理を行う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 13】

前記フィルタ処理手段は、大きな固有値に対応するフィルタ係数のものを優先して、前記フィルタ数  $r$  を決定することを特徴とする請求項 12 に記載の画像処理装置。

40

【請求項 14】

撮像手段を備えた内視鏡と、

前記撮像手段により撮像された画像データに対して、複数のフィルタを適用したフィルタ処理を行うフィルタ処理手段と、

前記画像データの局所領域における明るさを算出する明るさ算出手段と、

前記フィルタ処理手段の出力に対して、前記フィルタ処理手段の出力及び / 又は前記明るさ算出手段の出力値に応じた重み付けを行う重み付け手段と、

前記重み付け手段の出力に対して、処理画像データを得るための逆フィルタ処理を行う逆フィルタ処理手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

50

**【請求項 15】**

前記重み付け手段は、前記フィルタ処理手段の出力が所定値よりも大きい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず所定の重み付け係数を用い、前記フィルタ処理手段の出力が所定値よりも小さい場合には、前記フィルタ処理手段の出力に応じて重み付け係数を変更し、前記所定値は、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 16】**

さらに前記明るさ算出手段の出力に応じて、前記画像データ及び前記逆フィルタ処理手段の出力の加重平均を算出する加重平均算出手段を有することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

10

**【請求項 17】**

前記フィルタ処理手段は、直交基底を用いた直交変換処理手段であり、前記逆フィルタ処理手段は、逆直交変換処理手段であることを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 18】**

前記フィルタ処理手段は、入力される画像データの色成分毎に異なるフィルタ係数を用いてフィルタ処理することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 19】**

前記フィルタ処理手段は、入力される画像データの色成分が異なる場合にも共通のフィルタ係数を用いてフィルタ処理することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

20

**【請求項 20】**

前記重み付け手段は、前記画像データが前記明るさ算出手段に入力されるまでに増幅する増幅器のゲイン値、撮像手段の種別、鮮鋭度補正処理の補正度の少なくとも 1 つで重み付けする際の重み付け係数を変更することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 21】**

前記直交基底は、所定の画像データに対して算出した Karhunen - Loeve 変換の基底であることを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 22】**

前記直交基底は、離散コサイン変換の基底であることを特徴とする請求項 17 に記載の内視鏡装置。

30

**【請求項 23】**

前記重み付け手段は、前記フィルタ処理手段の出力が所定値より小さい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず 0 の重み付け係数を与える前記所定値を、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 24】**

前記重み付け手段は、前記フィルタ処理手段の出力が第 1 の所定値よりも大きい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず 1 の重み付け係数とし、前記フィルタ処理手段の出力が第 2 の所定値よりも小さい場合には、前記フィルタ処理手段の出力によらず 0 の重み付け係数とし、前記フィルタ処理手段の出力が前記第 1 及び第 2 の所定値の間においては、0 と 1 との間の重み付け係数とする特性の重み付け係数とし、前記第 1 の所定値及び前記第 2 の所定値は、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

40

**【請求項 25】**

前記フィルタ処理手段は、処理対象画素を中心にして奇数  $n$  とした  $n \times n$  画素の小領域の画像データに対して、 $n \times n$  個よりも少ないフィルタ数  $r$  によりフィルタ処理を行うことを特徴とする請求項 16 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 26】**

前記フィルタ処理手段は、大きな固有値に対応するフィルタ係数のものを優先して、前記フィルタ数  $r$  を決定することを特徴とする請求項 25 に記載の内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】**

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡の撮像手段により撮像した画像データに対するノイズを抑制するのに適した画像処理装置及び内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、撮像手段を備えた電子内視鏡は、通常観察の他に、特殊光観察等においても広く採用されるようになった。

例えば、日本国特開2002-95635号公報には、特殊光観察として、狭帯域光観察像が得られる内視鏡装置が開示されている。

狭帯域光観察像を得る場合は、狭帯域化による照射光量の低下のため、撮像素子によって得られた画像情報をそのままモニタに出力すると通常光観察像よりも暗くなる場合がある。

そのため、従来例においては明るさを補う手段として、調光用の信号を生成し、この調光用の信号により光源装置の絞りの開閉量を制御して照明光量を増減することが行われる。

## 【0003】

また、従来例においては、AGC回路により撮像された信号を適切なレベルまで増幅することも行われる。狭帯域光観察像を得る場合は、狭帯域化による照射光量の低下のため、絞りによる照明光量が最大の状態になっても光量が不足する場合があります。このような場合にはAGC回路等により信号を電氣的に増幅することが行われる。

しかしながら、光量が不足している暗い画像では、S/Nが低い状態であるため、所定の明るさとなるようにAGC回路などで増幅するとノイズが目立ちやすくなる。

このような場合におけるノイズを抑制する方法としては、周波数空間における平滑化処理を行う方法が知られている。例えば画像データをFourier基底などにより直交変換し、低域通過型の周波数フィルタ関数の適用後に、逆変換する方法が挙げられる。同様の効果を実空間の処理で実現する方法もある。また、メディアンフィルタのような局所的フィルタによるノイズ抑制方法も知られている。

## 【0004】

しかし、それらの手法の多くは画像全体を一様に処理するため、ノイズ以外の画像情報、例えば生体組織に関する画像情報のコントラストも低下する。

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、コントラスト低下を軽減しながらノイズを有効に抑制して、診断に適した画像を得ることができる画像処理装置及び内視鏡装置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】

## 【0005】

本発明は、撮像手段により撮像された画像データに対して画像処理を行う画像処理装置において、

前記画像データに対して、複数の空間フィルタによるフィルタ処理を行うフィルタ処理手段と、

前記画像データの局所領域における明るさを算出する明るさ算出手段と、

前記フィルタ処理手段の出力に対して、前記フィルタ処理手段の出力及び/又は前記明るさ算出手段の出力に応じた重み付けを行う重み付け手段と、

前記重み付け手段の出力に対して、処理画像データを生成するための逆フィルタ処理を行う逆フィルタ処理手段と、

を備えたことを特徴とする。

上記構成により、フィルタ処理手段の出力と、局所領域における明るさの出力に応じてフィルタ処理された出力に対して重み付けの係数を変更することにより、明るい画像領域におけるコントラスト低下を回避しながら、暗い画像領域におけるノイズを有効に抑制で

10

20

30

40

50

きるようにしている。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、本発明の実施例1を備えた内視鏡装置の全体構成図。

【図2】図2は、図1の回転フィルタの構成を示す図。

【図3】図3は、図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図。

【図4】図4は、図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図。

【図5】図5は、ノイズ抑制回路の構成を示すブロック図。

【図6】図6は、フィルタ処理結果に対する重み付け係数の特性例を示す図。

【図7】図7は、局所領域内の画素値の平均値に対して重み付け係数の特性を決定する閾値の関数例を示す図。 10

【図8】図8は、本実施例における局所的に暗い画像部分におけるノイズ抑制の作用の説明図。

【図9】図9は、本実施例における局所的に明るい画像部分におけるノイズ抑制の作用の説明図。

【図10】図10は、本実施例における動作内容のフローチャート図。

【図11】図11は、本発明の実施例2におけるノイズ抑制回路周辺部の構成を示すブロック図。

【図12】図12は、CCD種別等により重み付け係数の値が変更されるノイズ抑制回路の構成を示すブロック図。 20

【図13】図13は、AGCゲイン値に応じて重み付け係数が変更されることの説明図。

【図14】図14は、ノイズ抑制レベルの変更に応じて重み付け係数を決定するパラメータの特性を変更する説明図。

【図15】図15は、図14の場合とは異なる特性にした場合の説明図。

【図16】図16は、本発明の実施例3におけるノイズ抑制回路周辺部の構成を示すブロック図。

【図17】図17は、加重平均部における明るさの平均値に対する加重平均する重み付け係数の特性設定例を示す図。

【図18】図18は、実施例3における動作内容を示すフローチャート図。

【図19】図19は、変形例における加重平均する重み付け係数の特性設定例を示す図。 30

【図20】図20は、本発明の実施例4を備えた内視鏡装置の全体構成図。

【図21】図21は、白傷ノイズ抑制回路の構成図。

【図22】図22は、白傷ノイズを検出するための処理対象画素を中心とした周辺画素を含むように設定されるマスクを示す図。

【図23】図23は、第1変形例における白傷ノイズ抑制回路の構成図。

【図24】図24は、第2変形例における白傷ノイズ抑制回路の構成図。

【図25】図25は、白傷ノイズを検出するために設定された処理対象画素及び周辺画素の画素値の具体例を示す図。

【図26】図26は、図20の回転フィルタの構成を示す図。

【図27】図27は、本発明の実施例5を備えた内視鏡装置の全体構成図。 40

【図28】実施例5に使用される第2の電子内視鏡の構成を示す図。

【図29】第1及び第2の電子内視鏡にそれぞれ使用される励起光カットフィルタの透過率特性の概略を示す図。

【図30】第1及び第2の電子内視鏡にそれぞれ使用される励起光カットフィルタの透過率特性の概略を通常観察に用いられる照明光の波長領域の関係で示す図。

【図31】変形例における白傷抑制回路の構成を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】 50

(実施例 1)

図 1 から図 10 は、本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の実施例 1 を備えた内視鏡装置の全体構成を示し、図 2 は図 1 の回転フィルタの構成を示し、図 3 は図 2 の回転フィルタの第 1 のフィルタ組の分光特性を示し、図 4 は図 2 の回転フィルタの第 2 のフィルタ組の分光特性を示し、図 5 はノイズ抑制回路の構成を示す。

また、図 6 はフィルタ処理結果に対する重み付け係数の特性例を示し、図 7 は局所領域内の画素値の平均値に対して重み付け係数の特性を決定する閾値の関数例を示し、図 8 及び図 9 は、本実施例によるノイズ抑制の作用の説明図を示し、図 10 は本実施例による動作内容のフローチャートを示す。

【0008】

本実施例は、局所的に明るい画像領域のコントラスト低下を軽減しながら、暗い画像領域のノイズを抑制し、かつ高速処理可能なノイズ抑制処理手段を備えた画像処理装置及び内視鏡装置を提供することを目的とする。また、撮像素子の特性が異なる複数種類の電子内視鏡が接続される場合にも、ノイズ抑制が十分に得られる内視鏡用画像処理装置及び内視鏡装置を提供することも目的とする。

図 1 に示すように、本実施例を備えた内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入され、体腔内組織を撮像する電子内視鏡 2 と、電子内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 と、電子内視鏡 2 に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像された撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ 4 と、ビデオプロセッサ 4 により生成された内視鏡画像を表示する観察モニタ 5 と、符号化された内視鏡画像をファイリングするファイリング装置 6 と、から構成される。

【0009】

電子内視鏡 2 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 7 を有し、この挿入部 7 の後端には操作部 8 が設けてある。また、挿入部 7 内には照明光を伝送するライトガイド 9 が挿通され、このライトガイド 9 の後端は、光源装置 3 に着脱自在に接続される。

光源装置 3 は、ランプ点灯回路 10 からの点灯電力の供給により照明光を発生するランプとしての例えばキセノンランプ 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変換する回転フィルタ 14 と、電子内視鏡 2 内に配設されたライトガイド 9 の入射面に回転フィルタ 14 を介した面順次光を集光して供給する集光レンズ 15 と、回転フィルタ 14 の回転を制御する制御回路 16 とを備えている。

【0010】

回転フィルタ 14 は、図 2 に示すように、円板状に構成され中心を回転軸とした 2 重構造となっており、径が大きい外側の周方向部分には図 3 に示すような色再現に適したオーバーラップした（第 2 のフィルタ組の場合に比較すると広帯域の）分光特性の面順次光を出力するための第 1 のフィルタ組を構成する R 1 フィルタ 14 r 1、G 1 フィルタ 14 g 1、B 1 フィルタ 14 b 1 が配置されている。

また、内側の周方向部分には図 4 に示すような所望の深層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第 2 のフィルタ組を構成する R 2 フィルタ 14 r 2、G 2 フィルタ 14 g 2、B 2 フィルタ 14 b 2 が配置されている。

そして、回転フィルタ 14 は、図 1 に示すように、制御回路 16 により回転フィルタモータ 17 の回転駆動の制御が行われて所定速度で回転される。また、回転フィルタ 14 は、回転フィルタモータ 17 と共に、移動モータ 18 により矢印 A で示すように光路と直交する方向に移動される。

【0011】

例えば回転フィルタモータ 17 を保持している保持板 17 a には、ラックが設けてあり、このラックは、移動モータ 18 の回転軸に設けたピニオンギヤ 18 a と噛合している。そして、ユーザによるモード切替スイッチ 20 のモード切替指示信号に応じてモード切替回路 21 から出力される駆動信号により、移動モータ 18 を正転或いは逆転させることにより、観察モードに応じて、第 1 のフィルタ組或いは第 2 のフィルタ組を光路上に配置で

10

20

30

40

50

きるようにしている。

第1のフィルタ組が光路上に配置された場合には、通常の面順次光となり、通常光観察像が得られる通常モードに相当する。これに対して第2のフィルタ組が光路上に配置された場合には、狭帯域の面順次光となり、狭帯域光観察像が得られる狭帯域モード（NBIモード）に相当する。なお、図2では第1のフィルタ組と第2のフィルタ組が光路上に配置された場合における光束の位置を示している。

#### 【0012】

光路上に配置された（通常モードに対応する）第1のフィルタ組或いは（NBIモードに対応する）第2のフィルタ組を透過し、集光レンズ15により集光された照明光は、ライトガイド9により伝送され、挿入部7の先端部22の照明窓に取り付けられた照明レンズ23を経て、体腔内組織側に照明光として照射される。

この照明窓に隣接して設けられた観察窓には対物レンズ24が取り付けられており、その結像位置には、撮像素子として電荷結合素子（CCDと略記）25が配置されており、このCCD25は、結像された光学像を光電変換する。

このCCD25は信号線26を介してビデオプロセッサ4内のCCDドライバ29と、プリアンプ30に接続される。なお、信号線26は、実際には、図示しないコネクタを介してビデオプロセッサ4と着脱自在に接続される。

#### 【0013】

CCDドライバ29からのCCDドライブ信号の印加によりCCD25により光電変換された撮像信号は、プリアンプ30により増幅された後、相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路31を経てA/D変換回路32に入力されると共に、調光回路33に入力される。

このA/D変換回路32によりアナログ信号からデジタル信号の画像データに変換された後、ホワイトバランス回路34に入力され、ホワイトバランスの処理が行われた後、オートゲインコントロール回路（AGC回路と略記）35に入力され、所定レベルまで増幅される。

なお、AGC回路35は、光源装置3の絞り装置13による照明光量での調光動作が優先して行われ、この絞り装置13の開口が開放状態に達した後、その開放状態の情報に基づいて、AGC回路35により不足する信号レベルが増大するように増幅する動作を行う。

#### 【0014】

また、調光回路33は、プロセス回路31の出力信号から、光源装置3の絞り装置13の開口量を調整して適正な照明光量に制御する調光信号を生成する。

上記AGC回路35の出力データは、ノイズ抑制回路36に入力されると共に、切替スイッチ40を介して補正回路41に入力される。

切替スイッチ40は、モード切替スイッチ20の操作により、モード切替回路21を介して通常モード時には、接点aが選択され、NBIモード時には接点bが選択される。従って、本実施例においては、ノイズ抑制回路36側（ノイズ抑制回路36から面順次回路39まで）は、NBIモードが選択された場合に機能する。

ノイズ抑制回路36は、タイミングジェネレータ49からのタイミング信号が送信され、回転フィルタ14の第2のフィルタ組が光路上に配置された状態で撮像される情報を取得する。そして、ノイズ抑制回路36は、タイミング信号を用いて、第2のフィルタ組による（R2, G2, B2の照明下でそれぞれ撮像した色成分画像としての）R、G、Bの画像データ毎にノイズ抑制の処理を行う場合の各種パラメータを切替える。

#### 【0015】

ノイズ抑制回路36の出力データは、同時化回路37に入力され、同時化された後、色変換回路38に入力され、この色変換回路38により色変換の処理が行われる。この色変換回路38は、同時化されたRGB画像情報を3×3のマトリクスにより色変換する。これにより、NBIモードで再現される画像情報の視認性を向上する。

この場合におけるRGBからRGBに色変換する変換式は、3行3列のマトリク

10

20

30

40

50

ス K を用いて、以下の式 ( 1 ) とする。

【数 1】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = K * \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

10

【0016】

ここで、K は、例えば 3 個の実数成分  $k_1 \sim k_3$  (その他の成分は 0) からなり、この式 (1) ような変換式により、RGB カラー信号における B の色信号の重み付け (比率) が最大となっている。換言すると、長波長となる R 2 フィルタの透過光により画像化された R の色信号を抑圧し、短波長側の B の色信号を強調して RGB カラー画像として表示されるようにする。

20

【0017】

上記 (1) 式では、R の色信号を完全に抑圧している例で示しているが、R の色信号成分を一部残す色変換を行うようにしても良い。また、(1) 式のように R の色信号を完全に抑圧する場合には、実施例 3 で説明しているように R 2 は照明光として用いないで、G 2, B 2 の照明光のみ用いるようにして良い。

この色変換回路 38 の出力信号 (R、G、B) であるが簡単化のため R、G、B を用いて説明する) は、面順次回路 39 に入力される。面順次回路 39 は、フレームメモリにより構成され、同時に格納された R、G、B の画像データを色成分画像として順次読み出すことにより面順次の画像データに変換される。この面順次の画像データ R、G、B は、切替スイッチ 40 を経て補正回路 41 に入力され、補正された後、拡大回路 42 に入力されて拡大補間処理された後、強調回路 43 に入力される。

30

この強調回路 43 により、構造強調或いは輪郭強調が行われた後、セレクタ 44 を経て同時化回路 45 に入力される。この同時化回路 45 は、3 つのメモリ 45 a、45 b、45 c により形成されている。

【0018】

同時化回路 45 により同時化された信号データは、画像処理回路 46 に入力され、動画の色ずれ補正等の画像処理が施された後、D/A 変換回路 47 a、47 b、47 c 及び符号化回路 48 に入力され、これら D/A 変換回路 47 a、47 b、47 c によりアナログの映像信号に変換された後、観察モニタ 5 に入力される。

40

観察モニタ 5 は、入力される映像信号に対応した内視鏡画像を表示する。また、符号化回路 48 により圧縮された内視鏡画像信号はファイリング装置 6 に入力されて、記録される。また、ビデオプロセッサ 4 内には、タイミングジェネレータ 49 が設けてあり、光源装置 3 の制御回路 16 からの回転フィルタ 14 の回転に同期した同期信号が入力され、この同期信号と同期した各種タイミング信号を上記各回路に出力する。

また、電子内視鏡 2 には、各電子内視鏡 2 に固有の内視鏡識別情報 (スコープ ID と略記) を発生するスコープ ID 発生回路 28 が設けてある。本発明では、このスコープ ID における CCD 25 の情報を信号処理に利用するようにしている。

つまり、このスコープ ID は、ノイズ抑制回路 36 に入力され、実際に使用されている CCD 25 の種別等に応じたノイズ抑制の処理を行うことができる。なお、CCD 25 の

50

種別、A G C回路35のA G Cゲイン値等によりノイズ抑制回路36の重み付け係数を変更する場合の説明は実施例2で行う。

【0019】

また、電子内視鏡2には、モード切替の指示を行うモード切替スイッチ20が設けられており、このモード切替スイッチ20の出力は、ビデオプロセッサ4内のモード切替回路21に出力される。

モード切替回路21は、モード切替の指示信号に応じた制御信号を、調光制御パラメータ切替回路50及び光源装置3の移動モータ18に出力すると共に、切替スイッチ40の切替を制御する。この切替スイッチ40は、通常モードの場合には、接点aが選択され、狭帯域観察モード(N B Iモードと略記)の場合には接点bが選択されるようになる。調光制御パラメータ切替回路50は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路33に出力し、調光回路33はモード切替回路21からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路50からの調光制御パラメータに基づき光源装置3の絞り装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【0020】

図5は、ノイズ抑制回路36の内部構成を示す。ノイズ抑制回路36には、面順次のR、G、Bの画像データが入力画像データとして入力される。入力画像データは、図示していないメモリに記憶され、画像の左上から右下に向かって、中心画素を1画素ずつずらしながら、 $n \times n$ 画素の画像データとして読み出され、フィルタ部51を構成する複数のフィルタA1、A2、...、Ax、...、Apに入力されると共に、小領域での明るさを算出する平均画素値算出部52に入力される。

フィルタ部51は、 $3 \times 3$ 、 $5 \times 5$ 等、奇数nとしたフィルタサイズ $n \times n$ からなるp(= $n \times n$ )個のフィルタで構成され、各フィルタAx( $x = 1, 2, \dots, p$ )は、入力画像データと畳み込み処理を行い、それぞれのフィルタ処理結果を重み付け部53及びLUT56に出力する。

フィルタ部51におけるp個のフィルタAxの係数は、R、G、B画像データ毎にタイミングジェネレータ49からのタイミング信号(より具体的には切替信号)により切り替えられ、フィルタ係数格納部54から読み出されて設定される。

【0021】

フィルタAxの係数は、予めサンプルの内視鏡画像(具体的には、N B Iモードにより撮像した内視鏡画像)からR、G、B毎の標本データを作成し、そのR、G、B毎の標本データの共分散行列の固有ベクトルで与える。

この場合の固有ベクトルは、互いに直交する特性のベクトルとなり、Karhunen-Loeve変換(KL変換と略記)行列となる。また、固有ベクトルと固有値とは組となっており、固有値が大きい固有ベクトルほど、その固有ベクトルで直交変換することにより、低い周波数に相当する周波数成分が求められる。

本実施例では、p個のp次元の固有ベクトルを固有値の大きい順に、フィルタA1、A2、...、Apとして前記フィルタ係数格納部54に格納されている。この場合、フィルタA1、A2、...、Apは、低い周波数成分に相当する変換係数を与えるフィルタ係数から順次高い方に相当するフィルタ係数に並び替えた配列となる。

【0022】

そしてフィルタ部51は、入力画像データに対して、p個のフィルタ係数を用いて直交変換するフィルタ処理を行い、フィルタ処理したフィルタ処理結果(直交変換係数)を重み付け部53に出力する。

上記平均画素値算出部52は、フィルタ部51でフィルタ処理に用いるのと同じ入力画像データにおける $n \times n$ 画素における画素値の平均値を算出して、その算出結果をLUT56に出力する。

【0023】

重み付け部53も、p(= $n \times n$ )個の重み付け回路W1、W2、...、Wp(図5では

10

20

30

40

50

重み付け $W_1$ 、 $W_2$ 、...、 $W_p$ と略記)からなり、各フィルタ $A_x$ によるフィルタ処理結果が、対応する重み付け回路 $W_x$ に入力される。

また、各重み付け回路 $W_x$ は、フィルタ $A_x$ から出力されるフィルタ処理結果に対して重み付けする。そして、重み付け回路 $W_x$ により重み付けした $p (= n \times n)$ 個の処理結果を、逆フィルタ処理を行う逆フィルタ部 $55$ に出力する。

重み付け部 $53$ の重み付け回路 $W_x$ により重み付けする重み付け係数 $W$ は、 $LUT56$ に予め格納されており、平均画素値算出部 $52$ で算出された平均画素値及びフィルタ $A_x$ の出力に応じた重み付け係数 $W$ がこの $LUT56$ から読み出されて重み付け回路 $W_x$ にセットされ、セットされた重み付け係数 $W$ により重み付けされる。

#### 【0024】

逆フィルタ部 $55$ は、重み付け部 $53$ の出力に対して、逆フィルタ処理してノイズ抑制を施した画像データを生成する。生成された画像データは、入力画像データの $n \times n$ 画素の中心画素における画素値とされる。

本実施例においては、重み付け部 $53$ は、フィルタ部 $51$ によるフィルタ処理結果の絶対値 $|Coef|$ を変数として、図6(A)或いは図6(B)に示すような特性により決定される重み付け係数 $W$ の値がフィルタ処理結果 $Coef$ に乗算される。

図6(A)或いは図6(B)に示す重み付け関数の特性は、2つのパラメータ $Cth1$ 、 $Cth2$ により決定される。より具体的には、パラメータ $Cth1$ は、重み付け係数 $W$ が1になる値を決定する閾値であり、また他方のパラメータ $Cth2$ は、重み付け係数 $W$ が0になる値を決定する閾値である。

#### 【0025】

また、図6(A)及び図6(B)の特性を決定するパラメータ(閾値) $Cth1a$ 、 $Cth2a$ と、パラメータ(閾値) $Cth1b$ 、 $Cth2b$ は、夫々画像の局所領域の暗い場合と明るい場合を示している。

これらのパラメータ $Cth1a$ 、 $Cth2a$ 及び $Cth1b$ 、 $Cth2b$ は、図7において、平均画素値算出部 $52$ の算出値、つまり $n \times n$ 画素内の画素値の平均値 $Pav$ により決定される。

つまり、図6(A)及び図6(B)のパラメータ $Cth1a$ 、 $Cth2a$ 及び $Cth1b$ 、 $Cth2b$ は、図7における平均値 $Pav$ が小さい場合の $Pava$ と、大きい場合の $Pavb$ との場合にそれぞれ対応して決定される。

そして、重み付け部 $53$ は、フィルタ処理結果の出力が第1の所定値としてのパラメータ $Cth1$ よりも大きい場合には、フィルタ $A_x$ の出力によらず第1の所定の重み係数(具体的には1)を設定し、これに対してフィルタ処理結果の出力が第1の所定値よりも小さい場合には、フィルタ $A_x$ の出力に応じて重み係数をより小さな値に変更する。更に、前記第1の所定値は、前記明るさ算出手段の出力に応じて変更している。

#### 【0026】

具体的には、平均値 $Pav$ が小さい(暗い)場合には、第1の所定の重み係数(具体的には1)となるパラメータ $Cth1$ を大きな値とし、平均値 $Pav$ が大きい(明るい)場合には、パラメータ $Cth1$ を小さな値に変更するように、平均画素値算出部 $52$ の出力に応じて、パラメータ $Cth1$ を変更している。

#### 【0027】

また、本実施例では、第2の所定値としてのパラメータ $Cth2$ も平均画素値算出部 $52$ の出力に応じて変更している。このパラメータ $Cth2$ は、フィルタ処理結果の出力に対して重み付け係数を0に設定するものであり、フィルタ処理結果の出力に含まれるノイズを有効に除去するレベルに設定する。

そして、パラメータ $Cth2$ と $Cth1$ との間は、重み付け係数が0から1まで変化することになる。

このように平均画素値算出部 $52$ の出力に応じて $Cth1$ 、 $Cth2$ が変化する重み付け関数に基づき、フィルタ処理結果の絶対値 $|Coef|$ に応じた重み係数がフィルタ $A_x$ によるフィルタ処理結果毎に設定される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 8 】

なお、図 7 に示すように、平均値  $P_{av}$  が十分に大きな値である時には、 $C_{th1} = C_{th2} = 0.0$  となり、重み係数  $W$  は、フィルタ処理結果によらず、値 1 となる為、後述する逆フィルタ処理により元の画像データを出力することができ、鮮鋭度劣化のない画像データが得られる。

## 【 0 0 2 9 】

重み付け部 5 3 の出力に対して逆フィルタ処理を行う逆フィルタ部 5 5 は、重み付け部 5 3 から出力される  $p$  個の処理結果に対して、フィルタ  $A_x$  のマスク ( $n \times n$  サイズ) 中心のフィルタ係数との積和 (内積) を行う積和演算を行うことにより、フィルタ処理後の出力結果をもとの注目画素における画像データに戻す処理、つまり逆フィルタ処理 (より具体的には逆  $KL$  変換処理) を行う。

10

## 【 0 0 3 0 】

具体的には、フィルタ  $A_x$  の出力をそれぞれ重み付け回路  $W_x$  により重み付けした処理結果を  $D_x$  ( $x = 1, 2, \dots, p$ ) とし、フィルタ  $A_x$  の中心のフィルタ係数を  $A_{x,m}$  (ここで、 $A_{x,m}$  は、 $A_x$  の  $m$  番目の係数 ( $m$  は、 $p$  を奇数として  $p/2$  を四捨五入した整数値、換言すると  $(p+1)/2$ ) ) とすると、

$$\sum D_x \cdot A_{x,m} \quad \dots (2)$$

となる。ここで、総和記号  $\sum$  は、 $D_x$  及び  $A_{x,m}$  の積  $D_x \cdot A_{x,m}$  を、 $x = 1$  から  $p$  まで加算することを表している。

20

そして、上記 (2) 式による積和演算による逆フィルタ処理結果を、 $n \times n$  画素の小領域での中心画素に対するノイズ抑制回路 3 6 による処理結果の画素値として後段の回路 (図 1 の同時化回路 3 7) 側に出力する。

## 【 0 0 3 1 】

上記のように本実施例においては、2つのパラメータ  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$  及びフィルタ処理結果の出力により重み付け係数  $W$  が決定されると共に、重み付け関数は、図 7 に示すように平均画素値算出部 5 2 の算出値としての平均値  $P_{av}$  を変数とした関数  $f$ 、 $g$  により 2つのパラメータ  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$  を介して決定されるようになっている。

この場合、図 7 に示す両関数  $f$ 、 $g$  は、単調減少の特性を有する。また、関数  $f$  の傾きは、他方の関数  $g$  よりも緩やかとなっている。

30

このように両関数  $f$ 、 $g$  が設定されているため、例えば平均画素値算出部 5 2 の平均値  $P_{av}$  が低い値  $P_{ava}$  の場合と高い値  $P_{avb}$  との場合では、図 6 (A) と図 6 (B) に示す重み付け関数が異なり、重み付け部 5 3 により重み付けされる重み付け係数  $W$  が異なることになる。

## 【 0 0 3 2 】

図 7 と図 6 (A) 及び図 6 (B) の比較から分かるように、平均画素値算出部 5 2 の平均値  $P_{av}$  が低い (小さい)  $P_{ava}$  であると、フィルタ処理結果  $C_{oef}$  に対して重み付け係数  $W$  が低い値となるように設定され、逆に平均画素値算出部 5 2 の平均値  $P_{av}$  が高い (大きい)  $P_{avb}$  であると、フィルタ処理結果  $C_{oef}$  に対して重み付け係数  $W$  が大きな値となるように設定されるようになる。

40

つまり、図 6 (A) の場合の重み付け係数  $W$  の場合には、フィルタ処理結果  $C_{oef}$  がかなり大きな閾値  $C_{th1a}$  以上になった場合に、初めて重み付け係数  $W$  が 1 となり、その値より少し小さい閾値  $C_{th2a}$  以下であると、重み付け係数  $W$  が 0 になってしまう。従って、この場合には、フィルタ処理結果  $C_{oef}$  が重み付け係数  $W$  により抑圧されて出力されることになる。

## 【 0 0 3 3 】

これに対して、図 6 (B) の場合の重み付け係数  $W$  においては、フィルタ処理結果  $C_{oef}$  が 0 より大きいと、その場合における重み付け係数  $W$  は 0 より大きく、かなり低い閾値  $C_{th1b}$  以上になると、重み付け係数  $W$  が 1 となり、フィルタ処理結果  $C_{oef}$  の値がそのまま出力される。

50

本実施例におけるノイズ抑制回路36は、このように局所領域における明るさに応じて、その明るさが暗い程、同じフィルタ処理結果の値に対する重み付けを小さくすることにより、暗い画像領域におけるノイズを有効に抑制し、かつ明るさが明るい程、それに対する重み付けを大きくすることにより、明るい画像領域の画像情報のコントラストを維持するようにしている。

なお、フィルタA1のフィルタ処理結果に対する重み係数Wは、常に1.0とする。これにより、DC成分を保持する。

次に、このように構成された本実施例の内視鏡装置の作用について説明する。

図1に示すように電子内視鏡2を光源装置3やビデオプロセッサ4に接続して、電源を投入する。初期状態では、例えば通常観察状態に設定される。

通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサ4内のモード切替回路21が制御信号により移動モータ18を制御する。

#### 【0034】

体腔内組織の通常観察時におけるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップしており、B1フィルタ14b1によるCCD25で撮像される撮像信号は、生体組織の浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像される。また、G1フィルタ14g1によるCCD25で撮像される撮像信号には、生体組織の中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR1フィルタ14r1によるCCD25で撮像される撮像信号には、深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

そしてビデオプロセッサ4により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

#### 【0035】

なお、この通常観察の場合には、ビデオプロセッサ4は、AGC回路35を通った画像データは、ノイズ抑制回路36等の処理を行わないで、切替スイッチ40を経て補正回路41に入力される。そして、補正処理、拡大処理、構造強調処理等が行われた後、セレクタ44を介して同時化回路45に入力され、同時化された後、さらに動画色ずれの補正等が行われた後、アナログの色信号に変換されて観察モニタ5の表示面に内視鏡画像が表示される。

一方、電子内視鏡2のモード切替スイッチ20が押されると、その信号がビデオプロセッサ4のモード切替回路21に入力される。モード切替回路21は、光源装置3の移動モータ18に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ、第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を移動し、NBIモードにする。

#### 【0036】

第2のフィルタ組によるNBIモード時におけるR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2は、図4に示したように離散的で狭帯域の分光特性を有するため、回転フィルタ14の回転により、狭帯域な面順次光となる。

この場合、B2フィルタ14b2によるCCD25で撮像される撮像信号には、浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G2フィルタ14g2によるCCD25で撮像される撮像信号には中層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR2フィルタ14r2によるCCD25で撮像される撮像信号には深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

この時、図3及び図4から明らかなように、第1のフィルタ組による透過光量に対して第2のフィルタ組による透過光量は、その帯域が狭くなるため減少するため、調光制御パラメータ切替回路50は、回転フィルタ14の第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路33に出力することで、調光回路33は絞り装置13を制御する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

このように N B I モード時には、照明光量が通常モード時よりも大幅に減少するため、絞り装置 1 3 は開放状態に設定される場合が多い。

また、絞り装置 1 3 が開放状態に設定されても、通常モード時に比較すると、照明光量が小さい状態になることがある。その場合には、照明光量が小さいことによる明るさの不足分を撮像された画像を増幅することで電氣的に補正するが、単に A G C 回路 3 5 による増幅率のアップ等では暗い画像部分でのノイズが目立つ画像になってしまうので、本実施例では図 5 に示したノイズ抑制回路 3 6 を通すことにより、以下に説明するように暗部領域におけるノイズを抑制しつつ、明部領域のコントラスト低下を軽減する。

A / D 変換回路 3 2 によりデジタル信号に変換され、A G C 回路 3 5 により増幅された R、G、B の画像データは、図 5 に示すようにノイズ抑制回路 3 6 を構成するフィルタ部 5 1 に入力され、フィルタ部 5 1 を構成するサイズ  $n \times n$  の  $p$  個のフィルタ  $A_1$ 、 $A_2$ 、...、 $A_p$  に入力されると共に、平均画素値算出部 5 2 に入力される。

## 【 0 0 3 8 】

フィルタ部 5 1 は、入力画像データに対して、サンプルの画像データにより予め求められた  $K L$  変換行列に基づくフィルタ係数を用いて、フィルタ処理される。そして、フィルタ処理結果は、重み付け部 5 3 に出力される。

また、平均画素値算出部 5 2 は、フィルタ部 5 1 で空間フィルタ処理に用いるのと同じ入力画像データの  $n \times n$  画素の小領域（局所領域）の画素値に対して平均値  $P_{av}$  を算出する。その平均値  $P_{av}$  及びフィルタ処理結果の値に応じて  $L U T 5 6$  を介して重み付け部 5 3 の重み付け回路  $W_1$ 、 $W_2$ 、...、 $W_p$  の重み付け係数  $W$  を設定する。

本実施例においては、重み付け係数  $W$  は、図 7 に示すように平均値  $P_{av}$  の値に応じてその特性を決定する 2 つのパラメータ  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$  が設定された後、フィルタ処理結果  $C_{coef}$  の絶対値に応じて決定される。これらのパラメータ  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$  により、例えば暗い画像部分の場合には、図 6 ( A ) のように設定され、逆に明るい画像部分の場合には図 6 ( B ) のように設定される。図 6 ( A ) 及び図 6 ( B ) では、暗い場合での  $C_{th1a}$ 、 $C_{th2a}$  と、明るい場合での  $C_{th1b}$ 、 $C_{th2b}$  との場合で示している。

## 【 0 0 3 9 】

図 6 ( A ) 及び図 6 ( B ) のように重み付け係数が設定されるため、フィルタ  $A_x$  によるフィルタ処理結果  $C_{coefx}$  ( 図 6 では  $C_{coef}$  ) の絶対値が小さい場合、つまり、 $S/N$  が低いと考えられる部分では重み付け係数  $W$  の値が小さく、フィルタ処理結果  $C_{coefx}$  の絶対値が大きい場合には重み付け係数が大きくされる。

従って、この重み付け部 5 3 により重み付け処理により、平均値  $P_{av}$  が小さい場合には図 8 ( A ) の入力データに対して図 8 ( B ) のような処理結果となる。なお、図 8 は、フィルタ処理した各周波数成分で示している。

図 8 ( A ) に示すようにパラメータ  $C_{th2}$  の値をランダムノイズの程度に設定することにより、そのノイズを有効に抑制し、かつ高  $S/N$  の画像情報に基づく周波数成分の低下を軽減した図 8 ( B ) の処理結果を得ることができる。つまり、ノイズに対しては、その抑制効果が大きく、かつ相対的に高  $S/N$  の周波数成分が同時に低減されるのをパラメータ  $C_{th1}$  の値により回避するようにしている。従って、暗い画像領域での粘膜に基づく画像情報のコントラストの低下を軽減できることになる。

## 【 0 0 4 0 】

一方、平均値  $P_{av}$  が大きい場合には、パラメータ  $C_{th2}$  は、0 となり、かつもう 1 つのパラメータ  $C_{th1}$  も低い値に設定されるため、重み付け部 5 3 に入力されるフィルタ処理結果  $C_{coef}$  は、殆どそのまま出力される処理となる。

従って、重み付け部 5 3 により重み付け処理により、平均値  $P_{av}$  が大きい場合には図 9 ( A ) の入力データに対して図 9 ( B ) のような処理結果となる。この場合には、重み付け部 5 3 に入力される入力データが殆どそのまま出力されることになる為、明るい画像領域ではコントラスト低下を回避することができることになる。

重み付け部 5 3 の各重み付け回路  $W_x$  により重み付け処理された処理結果の出力は、逆フィルタ部 5 5 に入力され、上記のようにフィルタ部 5 1 の各フィルタ  $A_x$  における中心のフィルタ係数  $A_x$  ,  $m$  との積和演算による逆フィルタ処理（より具体的には、逆  $KL$  変換）が行われてノイズ抑制された画素値の画像データが次段の同時化回路 3 7 に出力される。

#### 【 0 0 4 1 】

上記ノイズ抑制回路 3 6 は、例えば  $R$  の画像データの 1 フレーム分の処理が終了すると、同時化回路 3 7 の  $R$  用フレームメモリに格納される。そして、ノイズ抑制回路 3 6 は、次の  $G$  の画像データの 1 フレーム分の処理を開始し、その処理が終了すると、処理された  $G$  の画像データは、同時化回路 3 7 の  $G$  用フレームメモリに格納される。

この場合、タイミングジェネレータ 4 9 は、ノイズ抑制回路 3 6 のフィルタ係数格納部 5 4 のフィルタ係数及び  $LUT$  5 6 の重み係数のテーブルを切り替えて、 $G$  の画像データに対応したフィルタ係数で、同様にフィルタ処理等を行う。また、 $G$  の画像データの 1 フレーム分の処理が終了すると、 $B$  の画像データの 1 フレーム分の処理を開始し、その処理が終了すると、処理された  $B$  の画像データは、同時化回路 3 7 の  $B$  用フレームメモリに格納される。この場合にも、ノイズ抑制回路 3 6 は、 $B$  の画像データに対応したフィルタ係数で同様にフィルタ処理等を行うことになる。

#### 【 0 0 4 2 】

同時化回路 3 7 に格納された  $R$  ,  $G$  ,  $B$  の画像データは、同時に読み出され、色変換回路 3 8 に入力され、この色変換回路 3 8 は、カラー表示した場合の視認特性を良好なものとするために表示色を変換する処理を行う。この色変換回路 3 8 により色変換された  $RGB$  の画像データは、面順次回路 3 9 により面順次信号に変換される。

面順次信号は、切替スイッチ 4 0 を経て 補正回路 4 1 側に入力され、以後は通常モードの場合と同様の処理が行われた後、観察モニタ 5 に  $NBI$  モードの  $NBI$  画像が表示される。

上記ノイズ抑制回路 3 6 による全体的な処理手順は、図 1 0 に示すようになる。ノイズ抑制回路 3 6 の動作が開始すると、ステップ  $S_1$  において処理対象画像データの有無が判定される。

#### 【 0 0 4 3 】

具体的には、 $RGB$  画像データの何れかがノイズ抑制回路 3 6 に入力され、中心画素を 1 画素ずつずらしながら、画像の先頭から後尾へ向かって順次  $n \times n$  画素の画像データを抽出して処理対象の画像データとするが、抽出すべき  $n \times n$  画素の画像データがあるか否かが判定され、無い場合にはこの処理を終了し、ありと判定されると次のステップ  $S_2$  の処理に進む。

ステップ  $S_2$  において、処理対象画像データから  $n \times n$  画素の画像データが抽出され、次のステップ  $S_3$  により  $n \times n$  画素の画像データにフィルタ部 5 1 のフィルタ  $A_1 \sim A_p$  によりフィルタ処理が行われると共に、ステップ  $S_4$  に示すように平均画素値算出部 5 2 により平均値  $P_{av}$  が算出される。

平均値  $P_{av}$  が算出されると、ステップ  $S_5$  に示すようにその平均値  $P_{av}$  により、フィルタ出力に対する重み付け関数の設定が行われる。

#### 【 0 0 4 4 】

さらにステップ  $S_6$  において、後述する実施例 2 で説明する  $AGC$  ゲイン値、ノイズ抑制部 ( $NR$  レベル調整部) によるノイズ抑制レベル、強調回路 4 3 による強調レベル、 $CCD$  種別により重み付け関数の補正を行った後、ステップ  $S_7$  に進む。

このステップ  $S_7$  において、ステップ  $S_3$  によるフィルタ処理のフィルタ出力毎に、重み付け関数、即ち  $LUT$  5 6 を参照して、フィルタ処理結果の値に応じた重み付け係数  $W$  を求め、フィルタ処理結果と乗算して重み付けを行う。

この重み付けの処理により、特に暗部領域でのノイズを有効に抑圧し、かつ明部領域でのコントラスト低下を回避して、次のステップ  $S_8$  に進む。

このステップ  $S_8$  において、各周波数成分での重み付けの処理結果に対して各フィルタ

10

20

30

40

50

A x の所定係数との積和演算を行って逆フィルタ処理を行い、 $n \times n$ 画素の中心画素の画素値を求めた後、ステップ S 1 に戻る。ステップ S 1 は再び処理対象の画素データの有無を判定し、有ればさらに次のステップ S 2 において、上述した  $n \times n$  画素の中心画素に隣接する  $n \times n$  画素の画像データが抽出され、同様の処理が繰り返される。

このようにして、処理対象となる画像データ全てに対して上述した処理が繰り返され、画像データ全てに対して処理が行われると、この処理を終了する。

本実施例によれば、上述したように、画像における局所的な明るさとフィルタ処理結果 C o e f の値に応じて、フィルタ処理結果 C o e f に対する重み付けを変えることにより、暗部で特に目立つ印象を与えるノイズを有効に抑制し、かつノイズ以外の画像のコントラスト低下を軽減し、また明部でのコントラスト低下を回避できる。

10

#### 【 0 0 4 5 】

従って、本実施例によれば、特に暗い画像部分が存在する場合にも、診断に適した内視鏡画像を得ることができる。

なお、本実施例においては、フィルタ係数、重み付け係数 W を R、G、B の画像毎に切り替えるようにしていたが、R、G、B の画像で切り替えることなく共通化してノイズ抑制回路 3 6 の回路規模を低減化するように変形した構成にしても良い。

また、上述の説明では、サンプルの画像データに対して K L 変換基底をフィルタ係数に用いてノイズ抑制を行っていたが、他の変形例として、離散コサイン変換 ( D C T ) 基底を採用して、R、G、B の画像に共通のフィルタ処理を行うようにしても良い。

この D C T を用いた場合、フィルタ係数に対称性を持たせられることになるので、回路規模を低減化できると共に、ノイズ抑制のために必要となる演算数も削減できるため、高速処理が可能となる。

20

#### 【 0 0 4 6 】

また、上述の説明では、フィルタ部 5 1 全体に対して、重み付け部 5 3 の重み付け係数 W を設定する、共通の L U T 5 6 を用いたが、各フィルタ A x の出力毎に専用の L U T 5 6 を設けるようにしても良い。

このようにすると、重み付けの自由度があがるため、特に暗い画像情報のコントラスト低下を抑えつつ、ノイズ抑制効果を向上させることが可能となる。例えば、ランダムノイズ以外に内視鏡システムや撮像素子、ある狭帯域光によって得られる画像情報等において特異的となるようなノイズが存在する場合、その周波数成分に対応するフィルタ処理結果

30

#### 【 0 0 4 7 】

( 実施例 2 )

次に本発明の実施例 2 を図 1 1 等を参照して説明する。本実施例は、実施例 1 を変形した構成にしたものである。本実施例は、異なる種別の撮像手段を備えた電子内視鏡が接続されたような場合や、輪郭或いは構造強調のレベルを変更したりした場合にも、ノイズ抑制を有効に行うことができるようにすることを目的とする。

実施例 1 においては、ノイズ抑制回路 3 6 は、C C D 2 5 の種別等に依存しないで共通に使用していたが、本実施例では、C C D 2 5 の種別、動作状態 ( A G C O N ) に設定された場合の A G C 回路 3 5 のゲイン値、強調回路 4 3 の強調レベルに応じて、その重み付け部による重み付け係数を変更する構成にしている。その他の構成は、実施例 1 と同様である。

40

図 1 1 は本発明の実施例 2 におけるノイズ抑制回路 3 6 の周辺部の回路構成を示す。本実施例においても、実施例 1 で説明したように、A G C 回路 3 5 の出力信号はノイズ抑制回路 3 6 に入力され、ノイズ抑制がされた後、図 1 では示している同時化回路 3 7 等を經て強調回路 4 3 に入力される。

#### 【 0 0 4 8 】

また、本実施例では、A G C 回路 3 5 の A G C ゲインの情報と、強調回路 4 3 による強調レベルの情報と、電子内視鏡 2 に設けられた C C D 種別検知回路 2 8 B により検知され

50

たCCD25の種別の情報とがノイズ抑制回路36に入力されるようになっている。なお、図11に示すCCD種別検知回路28BによるCCD種別検知を、図1のスコープID発生回路28によるスコープIDから行うようにしても良いし、ビデオプロセッサ4に着脱自在で接続される図示しないコネクタの接続ピンによりCCD25の種別を検知できるようにしても良い。

より具体的には、図12に示すようにノイズ抑制回路36におけるLUT56に、フィルタ部51の出力、平均画素値算出部52の出力となる平均値(出力値)、CCD25の種別、AGC回路35のAGCゲイン値、強調回路43の強調レベルの各情報が入力され、これらの情報により、(パラメータCth1、Cth2を変更し)重み付け部53の重み付け係数Wが適切に変更設定される。

10

#### 【0049】

例えば、CCD25は、そのCCD25の種別によりノイズレベルが異なる場合があり、本実施例においては、CCD25の種別により異なるノイズレベルに応じてそのノイズレベルに対応した重み付け係数に変更するようにしている。

具体的にはCCD25として、例えば種別が異なり、ノイズが少ない方から4種のCCD25A、25B、25C、25Dがあるとした場合、対応する重み付け係数もノイズの値に比例などさせて設定する。例えば、CCD25I(I=A~D)の種別を検知した場合、その種別に対応した補正係数CIをパラメータCth(ここで、CthはCth1、Cth2を総称したもの)に乗算する。ここで、CA<CB<CC<CDである。

#### 【0050】

20

このように設定することにより、ノイズレベルの大きなCCDに対しては、小さな重み付け係数を与えることができる為、CCDの種別によらず、適切な抑制効果を得ることが可能になる。

#### 【0051】

また、AGC回路25によるゲイン値により、ノイズ抑制の効果が変動してしまわないように、そのゲイン値に応じて重み付け係数の値を補正する。

具体的には、ゲイン値が増大されると明るさの平均値Pavが見かけ上、ゲイン値に比例して大きくなるため、図7の関数f(Pav)、g(Pav)を変更する必要がある、例えば図7の横軸のPavや縦軸のCthのスケールをゲイン倍する。

図13は、例えば点線で示す特性は、ゲインが1の場合のパラメータCth1、Cth2の値により設定される重み付け係数Wに対して、ゲイン値をa倍に増大(図13ではa=2)にした場合における重み付け係数W(実線)を示す。ここで、実線で示す場合のパラメータCth1、Cth2の値は、

30

$$Cth1 = Cth1 \times a$$

$$Cth2 = Cth2 \times a$$

となっている。

#### 【0052】

このように補正することにより、ゲインによって変化するフィルタ処理結果Coefに応じて重み係数Wを変更するので、ゲインに依存しないノイズ抑制を行うことができる。

ゲインの値で重み付け係数を補正する代わりに、明るさ算出手段となる平均画素値算出部52の出力部に、この平均画素値算出部52の出力をゲイン値で除算する除算器を設け、また各フィルタAxの出力部に夫々のフィルタ処理結果をゲイン値で除算する除算器を設けて、更に各重み付け回路Wxの出力部に夫々の重み付け結果をゲイン値で乗算する乗算器を設けるようにしても良く、この場合には重み付け係数を補正しなくても良い。

40

また、強調回路43により構造強調を行う場合には、その強調レベルにより強調量が増大するにつれ重み付け係数Wの値が小さくなるように強調レベルに対応した補正係数CjをパラメータCthに乗算する。

このようにすることにより、構造強調を増大させた場合、通常はノイズも目立つようになるが、本実施例においては暗い画像領域で、ノイズが目立つことを軽減できるようになる。

50

また、構造強調を行う場合、特定の周波数成分を強調する場合には、その周波数に該当するフィルタ出力結果に対する重み付け係数 $W$ の値を小さくするようにしても良い。

【0053】

その他は、実施例1とほぼ同様の構成である。

このような構成による本実施例によれば、実施例1の場合と同様の効果を有すると共に、さらにCCD25の種別、AGC回路35のゲイン値、強調回路43の強調レベルが変更された場合に対しても適切にノイズ抑制ができる。

つまり、CCD25の種別等が変更された場合にも、それらに対応して、特に暗い画像部分で目立つようになるノイズを有効に抑制し、かつノイズ以外の画像部分のコントラストが低下することを軽減して、診断し易い画像を得ることができる。

本実施例の第1変形例として、例えばビデオプロセッサ4におけるフロントパネル等に、ノイズ抑制レベル(NRレベルと略記)を調整するNRレベル調整部を設け、このNRレベル調整部におけるNRレベルを可変設定する摘み(或いはスイッチ)を操作して、NRレベルを変化すると、その変化に応じて重み付け部53の重み付け係数も変更するようにしても良い。

【0054】

具体的には、この摘みを小さいNRレベルから大きなNRレベルに変更した場合、図14に示すように重み付け部53の重み付け係数 $W$ を決定するパラメータ $Cth$ (つまり $Cth1$ ,  $Cth2$ )を点線で示す特性から実線で示す特性のようにシフトさせる。なお、図14では上述のパラメータ $Cth1$ ,  $Cth2$ をまとめた $Cth$ で示している。

図14に示すように、明るさの平均値 $Pav$ に対して、パラメータ $Cth$ の値を大きくする。例えばNRレベルに対応する補正係数を $Cth$ の値に乗算する。

このようにすることにより、例えば小さいNRレベルから大きなNRレベルに変更した場合、その変更に伴ってフィルタ処理結果 $Coef$ に対する重み付け係数 $W$ の値は小さく設定され、ノイズ抑制の機能が增大する。

なお、NRレベルを変化させた場合、ノイズ抑制機能が効き始める画像の明るさは変化させないようにするために、図14に示すように横軸とクロスする位置は変更しないようにする。

【0055】

従って、ユーザは、NRレベルを変化させることにより、ノイズ抑制機能が開始する明るさを変えないで、ノイズ抑制効果をユーザの好み、例えばユーザが適切と思う画質が得られる状態に自由に設定することができる。

また、第1変形例においては、ノイズ抑制機能が開始する明るさを変更しないようにしていたが、第2変形例としてNRレベルを変化させた場合、それに連動してこの明るさも変更するようにしても良い。

この第2変形例においては、例えば小さいNRレベルから大きなNRレベルに変更した場合、その変更に伴って図15の点線の特性から実線で示す特性のようにパラメータ $Cth$ を変更する。

つまり、平均値 $Pav$ に対するパラメータ $Cth$ を決定する特性図において、 $Pav$ 軸、 $Cth$ 軸の切片の値をNRレベルに対応した補正係数で変更し、NRレベルを大きくした場合、両切片の値を同時に大きくする。

【0056】

このようにすることにより、ノイズ抑制効果が開始される明るさを変更でき、かつ明るさに対するノイズ抑制効果をユーザの好みに応じて変更できる。

なお、図15における特性をさらに複数用意しておき、その中の値から選択できるようにしても良い。

なお、本実施例では、AGC回路35のゲイン、CCD25の種別、強調レベル、NRレベルにそれぞれ応じて重み付け係数を変更しているが、これらの内の少なくとも1つで重み付け係数を変更するようにしても良い。

また、上記AGC回路35のゲインにより重み付け係数を変更すると説明したものは、

10

20

30

40

50

ノイズ抑制回路 36 に入力されるまでに増幅する増幅器のゲインに置換したもので良い。

【0057】

(実施例 3)

次に本発明の実施例 3 を図 16 から図 19 を参照して説明する。本実施例は、ノイズ抑制の機能を向上しつつ、回路規模を抑制することを目的とする。

本実施例は、実施例 1 或いは実施例 2 において、さらに逆フィルタ処理した出力と原画素値とに対して、明るさの出力値を用いて加重平均を行うようにしたものである。

図 16 は、実施例 3 におけるノイズ抑制回路周辺部の回路構成を示す。本実施例は、例えば実施例 1 におけるノイズ抑制回路 36 において、フィルタ部 51 におけるフィルタサイズを大きくしたフィルタ部 51 によるノイズ抑制回路 36 を採用している。

フィルタサイズを大きくすると、周波数分解能が高くなり、ノイズ抑制効果を高められるが、回路規模が大きくなってしまふ。

【0058】

例えば、 $5 \times 5$  のフィルタサイズでは、十分に明るい画像領域においてフィルタ処理 - 逆フィルタ処理により、処理前の画素値を得るには全部で  $(5 \times 5)$  の 25 個のフィルタが必要となり、さらに  $7 \times 7$  のフィルタサイズでは全部で 49 個のフィルタが必要になってしまい、回路規模が大きくなってしまふ。

このため、本実施例では、 $n \times n$  のフィルタサイズを大きくしてノイズ抑制の機能を向上し、かつそのために回路規模が大きくなることを防止すべく、フィルタ数  $r$  をフル次元、つまり  $(n \times n)$  より少ない  $m$  ( $m < (n \times n)$  とした整数) にしている。この場合、固有値が大きいものに対応するフィルタ程優先して用いることで、フィルタ数を削減した影響を軽減する。

つまり、固有値の小さいフィルタ係数で求められるフィルタ処理結果 (周波数成分) は、高い周波数に相当し、低  $S/N$  の場合となることがあり、このような周波数成分は低減すべきであるが、固有値の小さいフィルタ係数のフィルタを用いない場合には、常に抑制される為、フィルタ数削減によるノイズ抑制効果への影響を軽減できる。

【0059】

また、逆フィルタ部 55 の出力と原画素値とに対して、平均画素値算出部 52 による出力値を用いて、加重平均を行うようにすることで、フィルタ数の削減による影響をさらに軽減している。

加重平均部 61 は、例えば、図 17 (A) に示すように平均画素値算出部 52 から出力される平均値  $P_{av}$  に応じて変化する重み付け係数  $s$  により、下の (3) 式で算出される値をフィルタマスク中心画素 ( $(n+1)/2$ 、 $(n+1)/2$ ) における画素値  $P_{out}$  として出力する。つまり、

$$P_{out} = s \cdot P_{org} + (1-s) \cdot P_{nr} \quad \dots(3)$$

ここで、 $P_{nr}$  : ノイズ抑制回路 36 から入力値、 $s$  : 加重平均部 61 での重み付け係数 ( $0 < s < 1$ )、 $P_{org}$  : フィルタマスク中心における入力画素値 (原画素値) である。これにより、平均画素値が大きく明るい場合には、入力画像値を出力し、暗くなるにつれ、ノイズ抑制処理した画素値が支配的になるように出力することで、明るい領域でのボケ感を抑え、暗い領域で目立ち易くなるノイズ感を抑制する。

【0060】

図 18 は、本実施例による動作のフローチャートを示す。図 18 に示す動作内容は、図 10 に示すフローチャートにおいて、ステップ S8 の後に、ステップ S10 の処理を行う。

つまり、ステップ S8 において、逆フィルタ処理の後に、ステップ S10 に示すようにこの逆フィルタ処理の出力と注目画素値 (フィルタマスク中心における入力画素値) とを明るさの平均値  $P_{av}$  を用いて加重平均する処理を行い、この処理の後、ステップ S1 の処理に移る。その他は、図 10 と同様の処理動作であり、その説明を省略する。なお、図

10

20

30

40

50

18では、図10の場合と同様にステップS6において、AGCゲイン値等により重み付け部53による重み付けを補正する実施例2の内容で示している。

【0061】

本実施例の構成によれば、フィルタサイズ $n \times n$ のフィルタ数 $r$ を、より少ない $m$ 個に減らしても原信号出力が可能であり、またノイズ抑制処理も実現できるため、ハード規模の縮小化が可能となる。また高速処理も可能となる。

このようにして、本実施例は、フィルタ個数を削減したノイズ抑制回路の出力データと、注目画素の画像データとの加重平均を局所的な明るさに応じて行うことで、回路規模を低減し、ノイズ抑制の機能を向上しつつ、特に明るい領域での鮮鋭度低下を回避することができる。

10

なお、図17(A)では加重平均する重み付け係数 $s$ を明るさの平均値 $P_{av}$ が0の値からリニアに増大させているが、本実施例の変形例として、例えば図17(B)、図17(C)に示すように重み付け係数 $s$ の傾きや、横軸 $P_{av}$ との切片を、内視鏡操作者が設定変更可能なノイズ抑制レベルにより変更できるようにしても良い。

【0062】

また、図19は、加重平均部61における重み係数 $s$ の関数(A)と、重み付け関数の特性を決定するパラメータ $C_{th1}$ の関数(B)の関係を示し、重み付け部53での重み係数 $W$ が1となるパラメータ $C_{th1}$ が値0となる平均値 $P_{av\_cs}$ 以上の明るさで、加重平均部61の重み係数 $s$ が1.0としている。これにより、明るさ変化に対してノイズ抑制の効果が急激に変化することを軽減することが可能である。

20

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して他の実施例等を構成しても良い。

また、上述した各実施例において、NBIモードにおいては、光源装置3は図4に示すように $R_2$ 、 $G_2$ 、 $B_2$ の狭帯域の波長の光で照明を行うと説明したが、例えば $G_2$ 、 $B_2$ の2つの狭帯域の波長の光で照明を行うようにしても良い。

この場合には、 $G_2$ 、 $B_2$ の照明光の下で得た $G$ 、 $B$ の画像データをノイズ抑制回路36で画像処理した後、色変換回路38において、式(1)により $G$ 、 $B$ の画像データから $R$ 、 $G$ 、 $B$ チャンネルの画像データを生成すれば良い。

【0063】

なお、図1のホワイトバランス回路34で用いる $R$ の画像データは、 $B$ の画像データを用いることとする。即ち、図示していないフレームメモリをA/D変換回路32とホワイトバランス回路34の間に設け、タイミングジェネレータ49のタイミング信号に同期して、フレームメモリに記憶させた $B$ の画像データを $R$ の画像データの代わりにホワイトバランス回路34に出力する。

30

【0064】

NBIモードにおいては、粘膜組織の表層付近の血管走行状態等、短波長側の光により得られる生体情報が有用であるため、このように短波長側の2つの狭帯域光を用いた場合には、表層付近の血管走行状態等を鮮明に示す画像を色変換処理により構成することが可能となり、診断する場合に有効となる。

なお上述の説明では、ノイズ抑制回路36、36を適用する場合、NBIモードの場合に対して有効であると説明したが、以下の実施例4で説明する蛍光観察画像を得る内視鏡装置の場合にもノイズ抑制回路36、36は有効である。

40

また、この場合には、予め代表的な蛍光画像及び反射光による反射画像を撮像して、標本となる画像データを作成し、その画像データに対して固有値及び固有ベクトルを求めてKL変換基底のフィルタ係数を用意しておき、このフィルタ係数を用いてフィルタ処理等のノイズ抑制処理を行う。

【0065】

また、通常モードとNBIモードの他に、蛍光観察を行う蛍光モードを備えた内視鏡装置を形成し、NBIモードを選択した場合には上述した実施例1～実施例3のようにノイズ抑制の画像処理を行い、蛍光モードを選択した場合には、蛍光モードに対応したフィル

50

タ係数等を用いてノイズ抑制の画像処理を行うようにしても良い。

なお、上述の各実施例においては、面順次式の内視鏡装置 1 の場合で説明したが、同時式の内視鏡装置の場合においても、A/D変換したR、G、Bの画像データをメモリに一旦格納し、これらR、G、Bの画像データをR、G、Bの色成分画像として順次読み出して面順次の画像データに変換することにより、上述した場合と同様にノイズ抑制を行うことができることは明らかである。また、色分離した場合には、輝度と色差信号が得られる場合にも、マトリクス回路等によりR、G、Bの画像データに変換すれば良い。

【0066】

つまり、上述した各実施例は同時式の電子内視鏡や同時式の光源装置及び同時式のビデオプロセッサの場合にも適用できる。

10

また、上述の説明では、明るさ算出手段としての平均画素値算出部 52 は、フィルタ処理する  $n \times n$  の画素サイズにおける平均値  $P_{av}$  を算出しているが、フィルタ処理する小領域と同じ局所領域で平均値  $P_{av}$  等の明るさを算出するものに限定されるものでなく、例えば  $n \times n$  の画素サイズを含む局所領域、具体的には  $a$  を 2, 4 等の偶数として、 $(n + a) \times (n + a)$  の画素サイズの局所領域で平均値を算出するように設定した場合も含む。

上述した実施例 1 から実施例 3 によれば、コントラスト低下を軽減しながらノイズを有効に抑制できる効果を有する。

【0067】

(実施例 4)

20

次に図 20 から図 22 を参照して、本発明の実施例 4 を説明する。まず、本実施例の背景を説明する。なお、後述する実施例 5 も基本的には同じ背景である。

例えば日本国特開平 1 - 181168 号公報では、対象画素値と、周辺画素の平均値とを比較して、その差分が所定の閾値以上であれば、対象画素値を周辺画素の平均値で置換していた。

しかしながら、この方法では、白傷ノイズが隣接画素に存在する場合には、平均値が高くなり、ノイズ抑制効果が十分に得られないといった問題があった。

また、メディアンフィルタを応用したノイズ抑制方法も提案されている(日本国特開 2004 - 313413 号)。この場合にも、同様の欠点がある。

蛍光観察等のように、撮像素子への入射光量の少ない環境下で明るい画像を得るために、撮像素子自体に電荷増倍機構が設けられた高感度撮像素子が使用されることがあるが、画像情報のみならず、画素欠陥に起因する白傷ノイズも増幅してしまう。このため、高感度撮像素子の場合には、特に白傷ノイズによる影響を軽減できることが望ましい。

30

このため、本実施例は、撮像素子の画素欠陥として知られる白傷ノイズが注目する画素に隣接して存在する場合にも、白傷ノイズ抑制を適切に、若しくは白傷ノイズ軽減ができる(内視鏡用)画像処理装置或いは内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0068】

そして、上記目的を達成するために、画像処理装置は、以下の(a)、(b)の構成にしている。

(a) 撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理装置において、周辺画素を画素値の大きい順に並べる並べ替え手段と、前記並べ替え手段により設定された最大の画素値側のもの(単数或いは複数)を除いて前記平均値を算出する平均値算出手段を設けたことを特徴とする。

40

(b) 撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理装置において、周辺画素を画素値の大きい順から単数或いは複数除外して、前記平均値を算出する平均値算出手段を設けたことを特徴とする。

【0069】

また、上記目的を達成するために、内視鏡装置は、以下の(c)、(d)の構成にして

50

いる。

(c) 撮像素子を内蔵した内視鏡と、前記撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理装置とを有し、前記画像処理装置は、周辺画素を画素値の大きい順に並べる並べ替え手段と、前記並べ替え手段により設定された最大の画素値側のもの(単数或いは複数)を除いて前記平均値を算出する平均値算出手段とを有する内視鏡装置。

(d) 撮像素子を内蔵した内視鏡と、前記撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理装置とを有し、前記画像処理装置は、周辺画素を画素値の大きい順から単数或いは複数除外して、前記平均値を算出する平均値算出手段を有する内視鏡装置。

10

#### 【0070】

次に本実施例を具体的に説明する。図20は、本実施例を備えた内視鏡装置101の全体構成を示す。この内視鏡装置101は、電子内視鏡102と、光源装置103と、ビデオプロセッサ104と、観察モニタ5とから構成される。

本内視鏡装置101は、通常観察と蛍光観察を行うモードを備えている。このため、電子内視鏡102は、例えば図1の電子内視鏡2におけるCCD25の代わりにCCD素子内部に増幅機能(電荷増倍機能)を備えた高感度撮像素子としての高感度CCD25Eを採用している。また、この高感度CCD25Eの撮像面の前には励起光をカットする励起光カットフィルタ106が配置されており、励起光カットフィルタ106は、蛍光観察の場合に観察対象部位に照射された励起光の反射光をカットし、蛍光波長を透過する。

20

#### 【0071】

また、光源装置103は、図1の光源装置3において、回転フィルタ14における通常光観察用の第1のフィルタ組の内側に配置されている第2のフィルタ組の代わりに蛍光観察用の第3のフィルタ組を設けた回転フィルタ14Bが採用されている。

また、ビデオプロセッサ104は、CCDドライバ29から高感度CCD25EにCCD駆動信号を印加すると共に、制御電圧発生回路107から高感度CCD25Eの増幅率の値を決定する制御電圧を印加する。

また、高感度CCD25Eの出力信号は、プロセス回路31、A/D変換回路32を経て調光回路33と、制御電圧発生回路107と、白傷ノイズを抑制する白傷ノイズ抑制回路111に入力される。この白傷ノイズ抑制回路111の主要部は、図21に示すような構成になっている。

30

#### 【0072】

調光回路33と、制御電圧発生回路107は、観察モニタ5上での画像が適当な明るさになるように協調して動作する。調光回路33は光源装置103の絞り装置13を制御し、また制御電圧発生回路107は、電子内視鏡102の高感度CCD25Eに対してその増幅率を制御する制御電圧を印加する。高感度CCD25Eは、制御電圧の値により、その増幅率が決定されることになる。

A/D変換回路32から出力される画像データは、白傷ノイズ抑制回路111を構成する減算器112及びセレクタ113に図示しない遅延回路を介して入力される。

40

また、この画像データの各画素が入力されるタイミングで、並び替え部114を起動し、この並び替え部114は、図22に示すように3×3画素のマスク115における9個の画素の画素M11~M33における処理の対象となる対象画素M22を中央として、これを除く8個の周辺画素の画素の値を最大のものから最小のものまで並び替えの処理を行う。

#### 【0073】

なお、この並び替えは、実際には、少なくとも最大のものを算出する機能を持てば良い。そして、最大画素値の画素Mmaxを除いた7個の画素値(図21ではこれをM1~M7)を平均値算出部116に出力し、平均値算出部116は、算出した平均値<M>を減

50

算器 1 1 2 に出力すると共に、セレクトア 1 1 3 に出力する。

減算器 1 1 2 は、対象画素 M 2 2 から（最大画素のものを除外した）周辺画素の平均値  $\langle M \rangle$  を減算した減算値を比較器 1 1 7 に出力する。比較器 1 1 7 は、この減算値と、他方の入力端に印加される閾値とを比較する。そして、比較器 1 1 7 による比較結果をセレクト信号としてセレクトア 1 1 3 の切替を制御する。

セレクトア 1 1 3 は、セレクト信号により、対象画素 M 2 2 の値或いは平均値  $\langle M \rangle$  をセレクトして、この白傷ノイズ抑制回路 1 1 1 の出力信号として、次段の同時化回路 4 5 側に出力する。

#### 【 0 0 7 4 】

具体的には、減算器 1 1 2 の出力の値が閾値より小さいと、対象画素 M 2 2 は、白傷ノイズでないとしてセレクトア 1 1 3 は対象画素 M 2 2 を出力する。

一方、減算器 1 1 2 の出力の値が閾値以上であると、対象画素 M 2 2 は、白傷ノイズであると判定して、セレクトア 1 1 3 は平均値  $\langle M \rangle$  を出力し、白傷ノイズをこの平均値  $\langle M \rangle$  で置換することにより白傷ノイズを抑制する。

上記比較器 1 1 7 に出力される閾値は、図 2 0 に示すように閾値を格納した閾値メモリ 1 1 8 から出力される。

この閾値メモリ 1 1 8 には、異なるアドレスに対応して異なる閾値が格納されている。

そして、制御電圧発生回路 1 0 7 から出力される制御電圧のレベルに応じて異なるアドレス値を発生するアドレス発生回路 1 1 9 の出力により、制御電圧のレベル、換言すると高感度 C C D 2 5 E の増幅率に対応した閾値が比較器 1 1 7 に出力される。

#### 【 0 0 7 5 】

高感度 C C D 2 5 E は、制御電圧のレベルに応じて略指数関数的に増幅率が增大するため、白傷ノイズの無い画素と、白傷ノイズのある画素との差、すなわち白傷ノイズ値は、増幅率が大きくなる程大きくなる。

このように高感度 C C D 2 5 E は、制御電圧のレベルに応じて異なる増幅率に設定されるため、本実施例では複数の増幅率に対応した複数の閾値を予め用意し、設定される増幅率に対応した閾値を出力できるようにアドレス発生回路 1 1 9 と閾値メモリ 1 1 8 を設けて、増幅率が変化した場合においても、適切な閾値が選択されるようにしている。

なお、白傷ノイズ抑制回路 1 1 1 は、蛍光観察を行う蛍光モード時に動作し、通常モード時には動作しないで、A / D 変換回路 3 2 の出力信号は、セレクトア 1 1 3 を経て同時化回路 4 5 に入力される。

#### 【 0 0 7 6 】

また、モード切替スイッチ 2 0 により、通常モードにした場合には、実施例 1 の場合と同様に照明光路上には第 1 のフィルタ組が配置されて、図 3 に示す R 1 , G 1 , B 1 の照明光で照明を行う。一方、蛍光モード時には、図 2 6 に示すように照明光路上に第 3 のフィルタ組が配置される。第 3 のフィルタ組 R 3 , G 3 , B 3 は、例えば図 4 に示す R 2 , G 2 , B 2 の透過特性を持つフィルタを用いることもでき、B 2 を励起光としてその蛍光を受光する。他の R 2 , G 2 は、その反射光像を蛍光画像と重畳して表示するのに用いる。従って、蛍光画像のみを表示しても良い。

その他の構成は、実施例 1 において説明したものと同一構成要素には、同じ符号を付け、その説明を省略する。

#### 【 0 0 7 7 】

本実施例では、白傷ノイズが、高感度 C C D 2 5 E の増幅率が大きく設定された場合に、特に顕著になるため、蛍光モード時に白傷ノイズ抑制回路 1 1 1 が機能する構成にしている。

次に本実施例における蛍光モード時における白傷ノイズ抑制回路 1 1 1 の動作を説明する。なお、通常モード時の動作は、実施例 1 における拡大等の一部の機能を削除した動作と同様である。

蛍光モード時には、第 3 のフィルタ組が照明光路上に配置され、この場合には励起光が観察対象部位に照射される。そして、観察対象部位における励起光により励起されて発生

10

20

30

40

50

した蛍光は、高感度CCD25Eにより受光される。この場合、観察対象部位で反射された励起光は励起光カットフィルタ106によりカットされ、高感度CCD25Eには入射されない。

【0078】

高感度CCD25Eにより撮像され、A/D変換回路32によりA/D変換された画像データは、図21に示すように白傷ノイズ抑制回路111に入力される。白傷ノイズ抑制回路111に順次入力される対象画素M22の画像データは、減算器112とセクタ113に入力される。

また、並び替え部114は、対象画素M22の周辺画素を画素値の大きい順に並び替え、最大画素値の画素Mmaxのものを除外した残りの画素M1～M7を平均値算出部116に出力し、平均値<M>が算出される。

そして、減算器112は、対象画素M22から平均値<M>を減算した出力値を比較器117に出力し、この比較器117は、その出力値を閾値と比較する。

【0079】

平均値<M>は、すでに最大画素値の画素Mmaxを除外した平均値であるため、仮に周辺画素に白傷ノイズがある画素が存在してもその影響が除外されたものとなっている。従って、減算器112の出力値を比較器117により、閾値と比較することにより、対象画素M22が白傷ノイズがある画素であるか否かを適切に判定できる。

つまり、本実施例によれば、対象画素の周辺に隣接して白傷ノイズがある画素が存在した場合にも、その白傷ノイズの影響を殆ど受けることなく、対象画素M22が白傷ノイズを含むか否かを判定でき、かつ白傷ノイズを含む場合にも適切な値で置換して白傷ノイズを有効に抑制することができる。

以上の動作から分かるように上記並び替え部114は、画素値を並び替えずに周辺画素における最大画素値の画素Mmaxを検出して、その最大画素値の画素Mmaxを除外して、その残りの画素からその平均値算出部116に出力するものでも良い。また、対象画素M22に隣接して例えば2つの白傷ノイズのある画素が存在する可能性がある場合には、最大画素値の画素Mmaxの他に2番目に大きな画素値のものを除外して、その残りの画素を平均値算出部116に出力して平均値<M>を算出するものでも良い。

【0080】

このように本実施例によれば、白傷ノイズが隣接して存在する画素の場合にも、周辺画素の平均値<M>の中に白傷ノイズの影響が含まれなくなるため、適正に白傷ノイズを補正することができる。

なお、本実施例は、通常の画素に比べて、欠損画素かこれに類似した極端に小さな画素値となる画素（以下、黒傷ノイズの画素）が存在する可能性がある場合にも同様に適用することができる。

この場合には、周辺画素における最小画素値のものを除外して平均値を算出し、平均値から対象画素の値を減算したものを閾値と比較して、黒傷ノイズの判定を行い、その判定結果に応じて対象画素を置換して出力するか否かを定めるようにしても良い。

なお、本実施例では、素子内部に増幅機能を備えた高感度撮像素子の場合で説明したが、素子内部に増幅機能を有しないCCD25等の撮像素子においても、例えばAGC回路35を設けて増幅した場合に対しても同様に適用することができる。

【0081】

次に本実施例の第1変形例を説明する。従来、面順次式内視鏡装置では、RGB各色において、対象画素値と、周辺画素値と、周辺画素平均値とを比較して、その差分が所定の閾値以上である画素を白傷ノイズと判断し、対象画素値を周辺画素平均値に置換していた。

しかしながら、構造の境界情報や、ランダムノイズのように、RGB3色のうち、ある色のみが周辺画素よりも突出して明るければ、その色のその画素は白傷と判断されて補正されてしまう為、白傷ノイズは補正されるが、白傷ノイズ以外の画素も多数補正されてしまうこととなり、画像のボケ感が増すといった問題があった。

10

20

30

40

50

このため、本変形例ではRGB各色において、対象画素値と周辺画素平均値との差分を導出し、所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素値を周辺画素平均値に置換する内視鏡装置において、RGB全色の差分が閾値以上である場合のみ、白傷ノイズと判断し、その画素のみ周辺画素平均値に置換するようにする。

【0082】

また、カラーバランス値のように、RGBそれぞれに所定のゲインがかかっている場合には、それぞれのゲイン値を考慮した閾値が色毎に設定される形式を追加してよい。また、閾値は、高感度撮像素子の増幅率に応じて、変化させる構成を追加してもよい。

本変形例は、図20の構成において、A/D変換回路32の画像データをそのまま同時化回路45に一時格納し、同時化回路45から読み出したR画像データ、G画像データ、B画像データに対して図23に示すような白傷ノイズ抑制回路121を通して、白傷ノイズを抑制する。

10

図23に示すように同時化回路45から白傷ノイズ抑制回路121に入力されるR画像データ $R_i$ 、G画像データ $G_i$ 、B画像データ $B_i$ は、それぞれR成分用判定回路122R、G成分用判定回路122G、B成分用判定回路122Bに入力される。

【0083】

これらR成分用判定回路122R、G成分用判定回路122G、B成分用判定回路122Bの出力信号は、セレクト123に入力されると共に、3色とも閾値以上か否かを判定する判定回路124に入力される。

また、この判定回路124の出力信号は、セレクト信号として、セレクト123の切替を制御する。そして、セレクト123からそれぞれR出力画像データ $R_o$ 、G出力画像データ $G_o$ 、B出力画像データ $B_o$ が白傷ノイズ抑制回路121の出力信号として出力される。

20

R画像データ $R_i$ の対象画素 $M_{22r}$ は、R成分用判定回路122Rを構成するディレイ回路125を経て減算器126に入力されると共に、セレクト123に入力される。

【0084】

また、この対象画素 $M_{22r}$ の周辺画素 $M_{ijr}$  ( $i, j$ はそれぞれ1から3までの任意の整数であるが、但し $i = j = 2$ の対象画素 $M_{22}$ の場合のみを除く。また、添え字 $r$ は、R成分の画素であることを示す。)は、平均値算出部127に入力され、平均値 $\langle M_r \rangle$ が算出される。

30

算出されたこの平均値 $\langle M_r \rangle$ は、減算器126に入力されると共に、セレクト123に入力される。減算器126は、対象画素 $M_{22r}$ の値から平均値 $\langle M_r \rangle$ を減算して、減算出力は、比較器128に入力され、この比較器128により、R成分用閾値 $Thr$ と比較される。

この比較器128の比較結果 $D_r$ は、判定回路124に入力される。

G画像データ $G_i$ が入力されるG成分用判定回路122G、B画像データ $B_i$ が入力されるB成分用判定回路122Bは、R成分用判定回路122Rと基本的に同じ構成であり、単に閾値 $Thr$ がそれぞれ閾値 $Thg$ 、 $Thb$ に変更されている。

【0085】

そして、G成分用判定回路122Gは、セレクト123に対象画素 $M_{22g}$ の出力と、平均値 $\langle M_g \rangle$ とを出力し、判定回路124には比較結果 $D_g$ を出力する。

40

また、B成分用判定回路122Bは、セレクト123に対象画素 $M_{22b}$ の出力と、平均値 $\langle M_b \rangle$ とを出力し、判定回路124には比較結果 $D_b$ を出力する。

判定回路124は、比較結果 $D_r, D_g, D_b$ 全てが閾値 $Thr, Thg, Thb$ 以上であると判定した場合のみ、セレクト123を切り替えて平均値 $\langle M_r \rangle, \langle M_g \rangle, \langle M_b \rangle$ を出力させ、それ以外の場合には、対象画素 $M_{22r}, M_{22g}, M_{22b}$ を出力させる。

【0086】

つまり、判定回路124は、

$$|M_{22r} - \langle M_r \rangle| > Thr$$

50

| M 2 2 g - < M g > | T h g  
 | M 2 2 b - < M b > | T h b

を同時に満たす場合のみ、対象画素 M 2 2 は、白傷ノイズの画素であると判定し、それぞれ平均値に置換して出力させるようにする。その他の場合には、このような置換を行わない。

本変形例の効果として、全色が所定の閾値である箇所のみ抽出できることから、白傷ノイズのように全色で突出した画素値となることの検出により確実に判定でき、かつ構造の境界情報やランダムノイズのように単色で突出している画素の補正を制限し、過剰な補正による画像のボケ感を抑制することができ、結果として、白傷ノイズの検出及びその補正機能を向上することができる。

10

【 0 0 8 7 】

次に第 2 変形例を説明する。蛍光観察等のように、撮像素子への入射光量の少ない環境下で明るい画像を得るために、撮像素子自体に電荷増倍機構が設けられた高感度撮像素子が使用されているが、画像情報のみならず、画素欠陥に起因する白傷ノイズも増幅してしまう。

このため、白傷ノイズ補正手段として、従来例では、面順次内視鏡の R G B 各色において、対象画素値と、周辺画素値とを比較して、その差分が所定の閾値以上である画素を白傷ノイズと判断し、対象画素値を周辺画素値に変換していた。しかしながら、この方式ではハレーションの境界領域も白傷ノイズとして検出して補正してしまうこととなり、この補正により不要な画素を補正して画像をぼかしてしまう欠点があった。

20

【 0 0 8 8 】

このため、本変形例は、ハレーション領域を認識(判定)することにより、ハレーション領域と判定されたその領域では、白傷ノイズの補正処理の対象外とする。このハレーション領域か否かの判定方法としては、

A . 対象画素の画素値により判定する。具体的には、ハレーションであるか否かを、最大画素値であるか否かにより判定する。この場合、白傷ノイズは、周囲よりも若干、その値が大きくなるものの、最大画素値ではないという特性を利用する。

B . 対象画素を含む、隣接した複数の領域にわたって、最大画素値となる画素が存在する場合には、ハレーション領域と判定する。

【 0 0 8 9 】

C . 増幅率が大きい場合、白傷画素が最大値(飽和画素と同じ)となる場合があり、A の方式ではノイズ補正されない可能性がある。それを防止する為、単一画素のみでハレーション画素と判定した場合は、白傷(ノイズ)と判定し(直し)、ノイズ補正対象とする。図 2 4 は、このようにハレーション判定する手段を備えた場合の白傷ノイズ抑制回路 1 3 1 の構成を示す。

30

上述した図 2 2 のように対象画素 M 2 2 に対してこれを囲む周辺画素を M 1 1 ~ M 3 3 ( M 2 2 を除く)としたマスクを設定した場合、対象画素 M 2 2 の信号は、セレクタ 1 1 3 に入力されると共に、比較器 1 3 2 に入力され、閾値 T h と比較される。

また、対象画素 M 2 2 の周辺画素 M i j ( i , j は 1 ~ 3 の任意の整数で、 i = j = 2 を除く)の信号は、(周辺画素)平均値算出部 1 3 3 に入力され、周辺画素 M i j の平均値 < M > が算出され、この平均値 < M > は、セレクタ 1 1 3 に入力される。

40

【 0 0 9 0 】

また、本変形例では、対象画素 M 2 2 の周辺画素 M 1 1 ~ M 3 3 ( M 2 2 を除く)における斜め方向に隣接するものを除いた特定の周辺画素 M 1 2 , M 2 1 , M 2 3 , M 3 2 の信号は、ハレーション有無判定回路 1 3 4 に入力され、ハレーション領域の画素か否かが判定される。

このハレーション有無判定回路 1 3 4 による判定結果 D h は、比較器 1 3 2 の比較結果 D m と共に判定回路 1 3 5 に入力され、両比較結果に応じた判定出力がセレクト信号としてセレクタ 1 1 3 の切替を制御する。

ハレーション有無判定回路 1 3 4 は、以下の D ~ F のいずれかによる判定をする。なお

50

、以下では各画素の画像データが8ビット(0~255)の場合で説明する。

D. 中心画素M22が最大画素値の255であれば、ハレーションと判定する。

【0091】

E. 中心画素M22が最大画素値255であって、かつ中心画素M22の隣接画素(横、縦方向のみ、斜めは除外)に、最大画素値の255となる画素が1画素以上あれば、中心画素M22はハレーションとする。

F. 中心画素M22が最大画素値の255で、周辺画素値は最大画素値の255でない場合には、ハレーションでないと判定する。

判定回路135は、ハレーション有無判定回路134による判定結果Dhがハレーションと判定すれば、比較器132の比較結果Dmに拘わらず、セクタ113が中心画素M22を出力するためのセレクト信号をセクタ113に出力する。ハレーション有無判定回路134よる判定結果Dhがハレーションでないと判定し、かつ比較器132の比較結果Dmが閾値以上であれば、セクタ113は、平均値<M>を出力するためのセレクト信号をセクタ113に出力し、また判定結果Dhがハレーションでないと判定し、かつ比較結果Dmが閾値以下であれば、セクタ113は、中心画素M22を出力するためのセレクト信号をセクタ113へ出力する。

10

【0092】

例えば、図25は白傷ノイズ抑制回路131に入力される注目画素及びその周辺画素の画素値の1例を示す。この場合には、D或いはEに該当するので、中心画素は、ハレーションと判定して、セレクト信号はセクタ113の切替を行わないで、中心画素M22のデータ255がそのまま出力されることになる。

20

更に、高感度CCD25Eに対する増幅率に応じて判定方法を変更する構成にしても良い。つまり、増幅率が所定の閾値以下である場合、判定回路135は上記D或いはEによりハレーション画素を判定し、閾値以上である場合には上記Fにより判定する。

本変形例によれば、白傷ノイズ補正時に、ハレーション領域は除外する為、不要な画素をばかすことが無くなり、画像を鮮明化することができる。

【0093】

(第5実施例)

次に図27から図31を参照して、本発明の第5実施例を説明する。本実施例は、一組の光源装置及び画像処理装置(具体的にはビデオプロセッサ)に対して、特性の異なる複数の、蛍光観察可能な内視鏡が接続された場合でも、蛍光観察画像のS/N低下を回避しつつ、撮像素子における画素欠陥を補正することが可能な画像処理装置及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

【0094】

そして、上記目的を達成するために、画像処理装置は、以下の(e)、(f)の構成にしている。

(e) 蛍光観察に用いられる透過波長特性が異なるフィルタをそれぞれ有し、電荷を蓄積する事によって被写体像を撮像する第1及び第2の撮像素子をそれぞれ内蔵すると共に、蓄積時間に関する情報をそれぞれ記憶する第1及び第2の記憶手段を内蔵した第1及び第2の内視鏡が選択的に接続され、前記第1及び第2の撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理手段と、

40

周辺画素を画素値の大きい順に並べる並べ替え手段と、前記並べ替え手段により設定された最大の画素値側のもの(単数或いは複数)を除いて前記平均値を算出する平均値算出手段と、

前記記憶手段における蓄積時間に関する情報に基づき、前記画像処理に関する処理パラメータを変更する手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【0095】

(f) 蛍光観察に用いられる透過波長特性が異なるフィルタをそれぞれ有し、電荷を蓄積

50

する事によって被写体像を撮像する第1及び第2の撮像素子をそれぞれ内蔵すると共に、蓄積時間に関する情報をそれぞれ記憶する第1及び第2の記憶手段を内蔵した第1及び第2の内視鏡が選択的に接続され、前記第1及び第2の撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理手段と、

周辺画素を画素値の大きい順から単数或いは複数除外して、前記平均値を算出する平均値算出手段と、

前記記憶手段における蓄積時間に関する情報に基づき、前記画像処理に関する処理パラメータを変更する手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

10

【0096】

また、上記目的を達成するために、内視鏡装置は、以下の(g)~(k)の構成にしている。

(g) 蛍光観察に用いられる透過波長特性が異なるフィルタをそれぞれ有し、電荷を蓄積する事によって被写体像を撮像する第1及び第2の撮像素子をそれぞれ内蔵した第1及び第2の内視鏡と、

前記第1及び第2の内視鏡にそれぞれ設けられ、蓄積時間に関する情報をそれぞれ記憶する第1及び第2の記憶手段と、

前記第1又は第2の内視鏡を経て被写体を照明光で照明する照明手段と、

前記第1及び第2の撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理装置とを有し、

20

前記画像処理装置は、周辺画素を画素値の大きい順に並べ替える並べ替え手段と、前記並べ替え手段により設定された最大の画素値側のもの(単数或いは複数)を除いて前記平均値を算出する平均値算出手段と、前記記憶手段における蓄積時間に関する情報に基づき、前記画像処理に関する処理パラメータを変更する手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0097】

(h) 蛍光観察に用いられる透過波長特性が異なるフィルタをそれぞれ有し、電荷を蓄積する事によって被写体像を撮像する第1及び第2の撮像素子をそれぞれ内蔵した第1及び第2の内視鏡と、

30

前記第1及び第2の内視鏡にそれぞれ設けられ、蓄積時間に関する情報をそれぞれ記憶する第1及び第2の記憶手段と、

前記第1又は第2の内視鏡を経て被写体を照明光で照明する照明手段と、

前記第1及び第2の撮像素子により撮像された画像データにおける対象画素値と周辺画素値の平均値との差分を導出し、前記差分を所定の閾値と比較して、閾値以上であれば対象画素を周辺画素平均値に置換する画像処理装置とを有し、

前記画像処理装置は、周辺画素を画素値の大きい順から単数或いは複数除外して、前記平均値を算出する平均値算出手段と、前記記憶手段における蓄積時間に関する情報に基づき、前記画像処理に関する処理パラメータを変更する手段と、

40

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0098】

(i) hにおいて、前記処理パラメータは、前記ノイズ抑制手段における前記閾値である。

(j) hにおいて、前記第1及び第2の記憶手段は、前記照明手段が照明する少なくとも一つの照明光を照明した際に前記第1又は第2の撮像素子が蓄積する蓄積時間をそれぞれ記憶する。

(k) hにおいて、前記第1及び第2の記憶手段は、前記照明手段が照明する、反射光像を取得するための照明光を照明した際の、前記第1及び第2の撮像素子が蓄積する蓄積時間をそれぞれ記憶する。

50

## 【 0 0 9 9 】

図 27 は、実施例 5 の画像処理装置を備えた内視鏡装置 101B の構成を示す。この内視鏡装置 101B は、第 1 の電子内視鏡としての電子内視鏡 102A と、図 28 に示す第 2 の電子内視鏡としての電子内視鏡 102B と、光源装置 103B と、本実施例の画像処理装置としてのビデオプロセッサ 104B と、観察モニタ 5 とから構成される。なお、本実施例における構成は、実施例 4 の構成と類似しているため、実施例 4 で説明した構成要素と同じ構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。

## 【 0 1 0 0 】

電子内視鏡 102A は、図 20 に示した実施例 4 に用いた電子内視鏡 102 において、その電子内視鏡 102A の固有の識別情報を発生するスコープ ID 発生回路 150 を設けた構成である。

10

また、図 28 に示す第 2 の電子内視鏡 102B は、図 27 に示す電子内視鏡 102A において、さらに通常観察用の撮像手段を備えた電子内視鏡である。

つまり、図 27 に示す電子内視鏡 102A は、1 つの CCD 25E により、通常観察と蛍光観察とを兼用して使用されるのに対し、図 28 に示す電子内視鏡 102B は、通常観察は CCD 25F、蛍光観察は CCD 25E を使用する。

この CCD 25F は、通常観察用であるため、対物レンズ 24F の結像位置に、励起光カットフィルタ 106 が介在されない状態で配置されている。なお、対物レンズ 24F は、対物レンズ 24 と同じ特性のものを採用できる。

## 【 0 1 0 1 】

20

また、CCD 25E と CCD 25F との出力信号は、モード切替スイッチ 20 により接点が切り替えられる切替スイッチ 151 を介してビデオプロセッサ 104B のプロセス回路 31 に入力される。なお、本実施例においては共通の CCD ドライバ 29 により CCD 25E と CCD 25F が駆動される構成としている。

また、電子内視鏡 102A の CCD 25E の撮像面の前に配置されている励起光カットフィルタ 106 と電子内視鏡 102B の CCD 25E の撮像面の前に配置されている励起光カットフィルタ 106B とは、図 29 (A) 及び図 29 (B) に示すようにその透過範囲が異なる特性に設定されている。

つまり、電子内視鏡 102B においては、CCD 25E は、蛍光観察専用に使われるため、励起光カットフィルタ 106B は、図 29 (B) に示すように励起光  $E_x$  の波長帯とは異なり、反射光像を得るために使用される G2 及び R2 の波長範囲を透過する特性に設定されている。具体的には波長  $G_2$  から波長  $R_2$  より長波長の  $\lambda_0$  までの波長帯を透過する。この  $\lambda_0$  の波長は、G2 の波長帯よりも少し短波長に設定されている。

30

## 【 0 1 0 2 】

これに対して、電子内視鏡 102A は、通常観察と蛍光観察とを 1 つの CCD 25E で兼用しているため、この CCD 25E の撮像面の前に配置されている励起光カットフィルタ 106 は、図 29 (A) に示すように波長  $\lambda_1$  から  $\lambda_0$  の波長帯を透過する。この  $\lambda_1$  の波長は、G2 の波長帯よりもさらに短波長となり、 $\lambda_1 < \lambda_0$  に設定されている。

なお、図 29 に示す励起光  $E_x$ 、照明光 G2、R2 は、蛍光観察モードの際に光源装置 103B から出射される面順次照明光の波長帯を示している。

40

なお、本実施例においては、蛍光観察を行う場合、第 1 の電子内視鏡 102A による第 1 の蛍光像  $I_{u1}$  は、狭帯域にしてその照明光強度を弱くした R2 及び G2 の照明光のもとで撮像された第 1 の反射光像  $r_1$ 、 $g_1$  とビデオプロセッサ 104B 内で合成されて観察モニタ 5 に表示される。同様に、蛍光観察を行う場合、第 2 の電子内視鏡 102B による第 2 の蛍光像  $I_{u2}$  は、狭帯域にしてその照明光強度を弱くした R2 及び G2 の照明光のもとで撮像された第 2 の反射光像  $r_2$ 、 $g_2$  とビデオプロセッサ 104B 内で合成されて蛍光観察画像として観察モニタ 5 で表示される。

## 【 0 1 0 3 】

この場合、第 1 の反射光像  $r_1$  と  $r_2$  とは、照明光 R2 の波長帯における励起光カットフィルタの透過率が第 1 と第 2 の電子内視鏡で同じであるため、同一被写体を撮像した場

50

合の信号レベルが同等となり、また同様に第1の反射光像  $g_1$  と  $g_2$  とは、照明光  $G_2$  の波長帯における励起光カットフィルタの透過率が第1と第2の電子内視鏡で同じであるため、同一被写体を撮像した場合の信号レベルが同等となる。

また、上記励起光カットフィルタ106は、通常観察の場合には、図30(A)に示すように広帯域のB1の照明光の一部を透過するように設定されており、この広帯域のB1の照明光のもとで撮像した色信号を得られるようにしている。これに対して、上記励起光カットフィルタ106Bは、通常観察の場合には、図30(B)に示すようにB1の照明光を透過しないように設定されている。つまり、励起光カットフィルタ106は、透過する波長範囲が励起光カットフィルタ106Bよりも広帯域に設定されている。

従って、共通の光源装置103Bを用いて、同一被写体を蛍光観察モードで蛍光観察を行うと、励起光カットフィルタ106を用いたCCD25Eにより撮像される第1の蛍光像  $1u_1$  の場合の方が、励起光カットフィルタ106Bを用いたCCD25Eにより撮像される第2の蛍光像  $1u_2$  の場合における信号レベルより高くなる。つまり、共通の光源装置103Bを用いて蛍光観察モードで蛍光観察を行うと、電子内視鏡102Aの場合と102Bの場合とで、CCD25Eの出力レベルに差が生じる。

#### 【0104】

このため、本実施例においては、後述するようにビデオプロセッサ104B側で、蛍光像の信号レベルに反射光像の信号レベルを合わせるための処理パラメータの変更手段(具体的には、撮像時間若しくは蓄積時間の変更手段)を設けた構成にし、励起光カットフィルタの特性が異なる場合にも、S/N低下を回避した良好な蛍光観察画像を生成できるようにしている。

本内視鏡装置101Bに使用される光源装置103Bは、例えば実施例1における光源装置3において、回転フィルタ14におけるB2フィルタ14b2の代わりに図29(A)等に示した励起光  $E_x$  を発生する励起光フィルタを設けた回転フィルタ14Cが採用されたものである。つまり、蛍光観察モード時には、光源装置103Bは、 $R_2$ 、 $G_2$ 、励起光  $E_x$  の照明光を順次出射し、通常観察モード時には  $R_1$ 、 $G_1$ 、B1の照明光を順次出射する。

また、本内視鏡装置101Bに使用されるビデオプロセッサ104Bは、図20に示した実施例4のビデオプロセッサ104の一部を変更した構成である。

#### 【0105】

本実施例におけるビデオプロセッサ104Bは、通常観察と蛍光観察とを1つのCCD25Eで兼用している電子内視鏡102Aの場合にも、通常観察と蛍光観察とをそれぞれ専用のCCD25F、CCD25Eを用いる電子内視鏡102Bの場合にも、白傷ノイズ等の画素欠陥を適切に補正し、ノイズの少ない良好な画像を生成する画像処理を行う。

このため、本実施例のビデオプロセッサ104Bは、図20のビデオプロセッサ104において、さらに制御部152を設け、この制御部152は、スコープID発生回路150に書き込まれている反射光及び蛍光の蓄積時間に関する情報に応じて、CCDドライバ29とアドレス発生回路119とを制御する。

例えば、制御部152は、例えば蛍光観察モードへの最初の切替時(この他に起動時でも良い)に、スコープID発生回路150から反射光及び蛍光の蓄積時間に関する情報を読み出し、制御部152内のメモリ152aに格納する。

#### 【0106】

そしてユーザにより、蛍光観察モードが選択された場合、制御部152は、メモリ152aから反射光像及び蛍光像の撮像時間(より厳密には蓄積時間)に関する情報を読み出し、CCDドライバ29に対して、処理パラメータとしての蓄積時間の制御、つまりCCD25Eによる電子シャッタの制御を行う。

図27に示すように電子内視鏡102Aが、ビデオプロセッサ104Bに接続された場合には、制御部152は、CCDドライバ29に対して、 $R_2$ の照明光、 $G_2$ の照明光でそれぞれ照明した場合における(反射光像を撮像するときの)各撮像時間を  $tr_1$ 、 $tg_1$  となるように制御し、また励起光  $E_x$  を照射した場合(蛍光像を撮像するとき)の撮像

10

20

30

40

50

時間を  $t_{b1}$  に制御する。

一方、図 28 に示す電子内視鏡 102B が、ビデオプロセッサ 104B に接続された場合には、制御部 152 は、CCD ドライバ 29 に対して R2 の照明光、G2 の照明光でそれぞれ照明した場合における各撮像時間を  $t_{r2}$  ( $< t_{r1}$ )、 $t_{g2}$  ( $< t_{g1}$ ) となるように制御し、また励起光 Ex を照射した場合（蛍光像を撮像するとき）の撮像時間を  $t_{b2}$  ( $= t_{b1}$ ) に制御する。

【0107】

上述のように、電子内視鏡 102A、102B の間では、蛍光の撮像に用いられる励起光カットフィルタ 106、106B の特性が異なるため、同一被写体を撮像した場合に得られる蛍光像  $l_{u1}$ 、 $l_{u2}$  の信号レベル（明るさ）が異なるが、赤色帯などの照射による反射光像  $r1$ 、 $g1$ ； $r2$ 、 $g2$  の信号レベル（明るさ）は同等である。このため、蛍光像と反射光像を合成した場合の蛍光観察像における各像の信号レベル（明るさ）のバランスが異なってしまう。

10

本実施例では、基準の被写体を撮像した場合の反射光像の信号レベル（明るさ）が蛍光像の信号レベル（明るさ）に合うように、反射光撮像時の撮像時間を、内視鏡（励起光カットフィルタ）の特性に合わせて（スコープ ID 発生回路 150 に予め記録した蓄積時間に関する情報に基づき）調整することで、各像の信号レベル（明るさ）を適切にバランスさせるようにしている。

【0108】

また微弱な蛍光の撮像では、撮像時間を短縮しないようにすることで、撮像時間の短縮による蛍光像の S/N 低下を抑制している。

20

このように電子内視鏡 102A、102B の間では、蛍光撮像手段に用いられる励起光カットフィルタ 106、106B の特性が異なるため、同一被写体を撮像した場合に得られる蛍光像  $l_{u1}$ 、 $l_{u2}$  の明るさが異なるが、赤色帯などの照射による反射光像  $r1$ 、 $g1$ ； $r2$ 、 $g2$  の明るさは同等である。このため、同じ処理状態で、蛍光像と反射光像を合成した場合の各像の明るさのバランスが異なってしまう。

【0109】

本実施例では、蛍光像の明るさに反射光像を合わせる場合、反射光像の撮像では、内視鏡（励起光カットフィルタ）の特性に合わせて撮像素子の撮像時間を（スコープ ID 発生回路 150 に予め記憶した電子シャッタの情報に基づき）調整して、上記明るさを適切に

30

バランスさせるようにしている。  
なお、上記においては、スコープ ID 発生回路 150 には、反射光及び蛍光の蓄積時間に関する情報が書き込まれている場合を示したが、反射光の蓄積時間に関する情報のみを書き込むようにしても良い。そして、制御部 152 は、この反射光の蓄積時間に関する情報をメモリ 152a に格納し、蛍光の蓄積時間に関する情報は、ビデオプロセッサ 104B に接続される電子内視鏡によらず、所定の蓄積時間を予めメモリ 152a に格納しておく構成にして良い。

【0110】

また、スコープ発生回路 150 は、励起光カットフィルタ 106 若しくは 106B の特性情報を発生し、制御部 152 は、その特性情報に応じた反射光及び蛍光の蓄積時間に関する情報をメモリ 152a 等に格納する構成にしても良い。

40

【0111】

さらに、スコープ ID 発生回路 150 は、単にスコープ ID 情報を発生し、制御部 152 は、ビデオプロセッサ 104B 側でそのスコープ ID の場合に使用される反射光及び蛍光の蓄積時間に関する情報をメモリ 152a 等に格納する構成にしても良い。

【0112】

また、従来の画素欠陥補正の画像処理は、撮像時間に応じて変化する欠陥画素の画素値を考慮した処理になっていなかった為、適切に補正できなかったが、本実施例では以下のように処理パラメータとしての閾値を変更設定して適切に補正できるようにしている。

【0113】

50

本実施例では蛍光観察モードの場合、この制御部152は、アドレス発生回路119に対して、R2, G2での反射光撮像と励起光Exのもとで蛍光撮像した場合の撮像信号が面順次で白傷ノイズ抑制回路111の比較器117に入力された場合、その比較器117の他方の入力端に閾値メモリ118から読み出されて印加される3つの閾値を制御する。図27に示すように電子内視鏡102Aが、ビデオプロセッサ104Bに接続された場合には、比較器117の一方に第1の反射光像r1, g1, 蛍光像lu1に基づく減算器112の出力信号が順次入力される場合、比較器117の他方に入力端に印加される閾値をThr1, Thg1, Thb1とした場合、例えばThb1 > Thr1, Thb1 > Thg1となるように制御部152は制御する。

【0114】

つまり、蛍光撮像を行う場合には、CCD25Eの増幅率を反射光撮像の場合よりも高く設定するため、その場合に白傷があるとその白傷による信号レベルも高くなる。これに対応して、蛍光撮像を行った場合の信号が比較器117に入力された場合には、その場合に対応する閾値Thb1が他の信号の場合の閾値Thr1, Thg1よりも高く設定されるように制御部152は制御する。

また、図28に示す電子内視鏡102Bの場合には、比較器117に入力される上記閾値として、Thr2, Thg2, Thb2となる。この場合、例えばThb2 > Thr2, Thb2 > Thg2となるように制御部152は制御する。この場合も上記閾値Thb1等の場合と同様に設定される。

また、CCD25Eに白傷が有る場合には、CCD25Eの撮像時間が短いと、白傷による信号レベルがより低くなる。そこで、上述したようにtr1 > tr2の設定に対応して、制御部152はThr1 > Thr2に設定する。同様にtg1 > tg2の設定に対応して、制御部152はThg1 > Thg2に設定する。

【0115】

また、第1の電子内視鏡102Aと第2の電子内視鏡102Bとでは、蛍光撮像を行う場合のCCD25Eの増幅率及び撮像時間を同じに設定するため、制御部152はThb1 = Thb2の設定を行うようにしている。

【0116】

ここで、アドレス発生回路119Bは、制御部152から入力されるメモリ152aに格納された反射光及び蛍光の蓄積時間に関する情報及び、制御電圧発生回路107から出力される制御電圧レベルに応じて、アドレス値を発生して、閾値メモリ118から比較器117に入力する閾値を切り替える。

【0117】

なお、実施例4においては、モード切替スイッチ20を操作した場合、その出力信号で光源装置103の照明光の切替を制御する構成にしていたが、本実施例ではモード切替スイッチ20による操作信号は制御部152に入力される。

そして、制御部152は、モード切替に対応して、光源装置103Bの制御回路16にモード切替の信号を送り、制御回路16はこの信号に対応した制御を行う。

次に本実施例の作用を説明する。まず、光源装置103B及びビデオプロセッサ104Bに第2の電子内視鏡102Bが接続されたとする。そして、電源が投入されると、この制御部152は起動時には通常観察モードで照明及び信号処理を行うように制御する。この通常観察モード時には、光源装置103Bは、R1, G1, B1の照明光を順次射出し、この照明光の状態ではCCD25Fは撮像を行う。この場合には、制御部152は、制御電圧発生回路107を動作させない。また、白傷ノイズ抑制回路111も動作させない。従って、この場合には、ビデオプロセッサ104B内のA/D変換回路32の出力信号は、白傷ノイズ抑制回路111をスルーして同時化回路45に入力される。

【0118】

この場合の動作は、通常の面順次方式の電子内視鏡における通常観察モードと同じ動作となる。一方、モード切替スイッチ20が操作されて蛍光観察モードに切り替えられると、制御部152は、スコープID発生回路150から読み出した蓄積時間に関する情報を

10

20

30

40

50

メモリ 152 a に格納し、このメモリ 152 a に格納した蓄積時間の情報により、CCD 25 E の電子シャッタ時間、つまり上述した撮像時間  $t_{r2}$  ,  $t_{g2}$  の制御を行う。

また、この蛍光観察モードにおいては、制御部 152 は、白傷ノイズ抑制回路 111 を動作させる。この場合、制御部 152 は白傷ノイズ抑制回路 111 内の比較器 117 に印加される閾値を、この比較器 117 の一方の入力端に入力される第 2 の反射光像  $r_2$  ,  $g_2$  , 蛍光像  $lu_2$  に基づく減算器 112 の出力信号が順次入力される場合、比較器 117 の他方に入力端に印加される閾値を  $Thr_2$  ,  $Thg_2$  ,  $Thb_2$  とし、この場合  $Thb_2 > Thr_2$  ,  $Thb_2 > Thg_2$  となるように制御部 152 は制御する。

#### 【0119】

また、この第 2 の電子内視鏡 102 B の代わりに第 1 の電子内視鏡 102 A が光源装置 103 B 及びビデオプロセッサ 104 B に接続された場合にも、基本的に上記符号  $lu_2$  等における数字 2 を 1 に置換したものと同様の動作となる。

この場合、上述したように第 1 の電子内視鏡 102 A の場合と第 2 の電子内視鏡 102 B の場合とで、 $t_{r1} > t_{r2}$  等に設定するようにしているので、観察モニタ 5 に第 1 の蛍光像  $lu_1$  或いは第 2 の蛍光像  $lu_2$  を表示する場合、それぞれ反射光像  $r_1$  ,  $g_1$  或いは  $r_2$  ,  $g_2$  とのカラーバランスを適切に保って表示することができる。

また、本実施例においては、電子内視鏡 102 A 或いは 102 B に対して設定される各像の撮像時間に応じて、白傷ノイズ抑制を行う際の閾値を適切に設定することができ、白傷ノイズを有効に抑制できる。

#### 【0120】

このように本実施例によれば、励起光カットフィルタの特性が異なる場合にも、適切に白傷ノイズを抑制し、かつ良好な蛍光観察画像を得ることができる。

上述の説明においては、蛍光撮像を行う際の CCD 25 E の増幅率を、反射光撮像を行う際よりも高く設定する場合で説明したが、蛍光撮像時と反射光撮像時とで同じ増幅率を設定する場合でも、各像の撮像時間に応じた閾値を用いることで、白傷ノイズ抑制を行うようにしても良い。

また、蛍光撮像を行う際の CCD 25 E の増幅率が第 1 の電子内視鏡 102 A と第 2 の電子内視鏡 102 B とで異なる場合には、その増幅率に応じた、蛍光像に対して設定される閾値を用いて、白傷ノイズ抑制を行うようにしても良い。

#### 【0121】

さらに、上述の説明においては、通常観察モード時においては、白傷ノイズ抑制回路 111 の機能を用いない場合で説明したが、通常観察モード時においても、蛍光観察モード時よりは小さい値に設定される閾値を用いて、白傷ノイズ抑制を行うようにしても良い。この場合における閾値の情報は、例えばスコープ ID 発生回路 150 に格納すれば良い。なお、本実施例では、面順次で入力される撮像信号に対して、白傷ノイズ抑制回路 111 により白傷ノイズの抑制を行っているが、図 31 に示す変形例のように同時化回路 45 で同時化した後に白傷ノイズ抑制回路 121 で白傷ノイズの抑制を行うようにしても良い。

#### 【0122】

図 31 に示す変形例の白傷ノイズ抑制回路 121 は、実施例 4 における図 20 の白傷ノイズ抑制回路 111 を図 23 に示した変形例の白傷ノイズ抑制回路 121 に変形したものと基本的に同じ構成である。

図 31 の白傷ノイズ抑制回路 121 は、比較器 128 に印加される閾値を、スコープ ID 発生回路 150 のスコープ ID により制御する点が図 23 の白傷ノイズ抑制回路 121 と異なっている。図 31 の場合には、第 1 の電子内視鏡 102 A が接続された状態で示しており、この場合には R 成分用判定回路 122 R における比較器 128 には閾値  $Thr_1$  が印加される。

なお、明示していないが G 成分用判定回路 122 G における比較器 128 には閾値  $Thg_1$  が印加されることになり、蛍光成分用 (B 成分用) 判定回路 122 B における比較器 128 には閾値  $Thb_1$  が印加されることになる。

本変形例は、実施例 5 の場合とほぼ同様の効果がある。

10

20

30

40

50

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

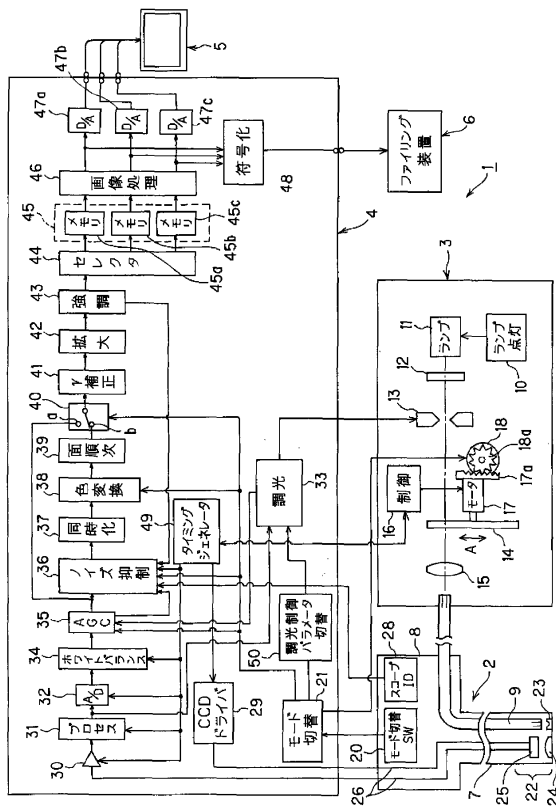
【産業上の利用可能性】

【0123】

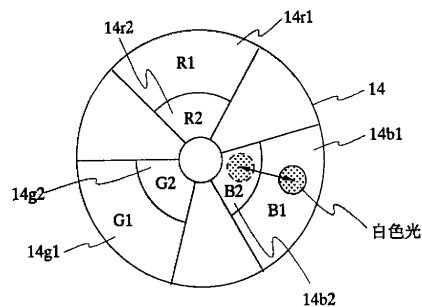
内視鏡の撮像手段により撮像された体腔内の画像に対して、狭帯域光観察下のように照明光量が十分でないような場合においても、ノイズを有効に抑制し、かつコントラストの低下を軽減する画像処理を行い、診断に適した内視鏡画像を表示できるようにする。

本出願は、2005年3月22日に日本国に出願された特願2005-82544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、図面に引用されるものとする。

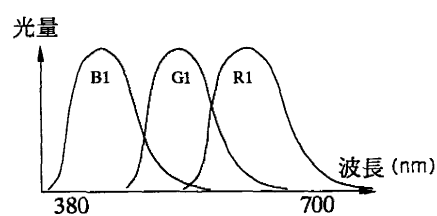
【図1】



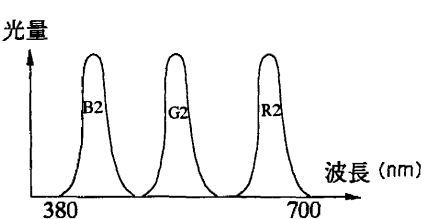
【図2】



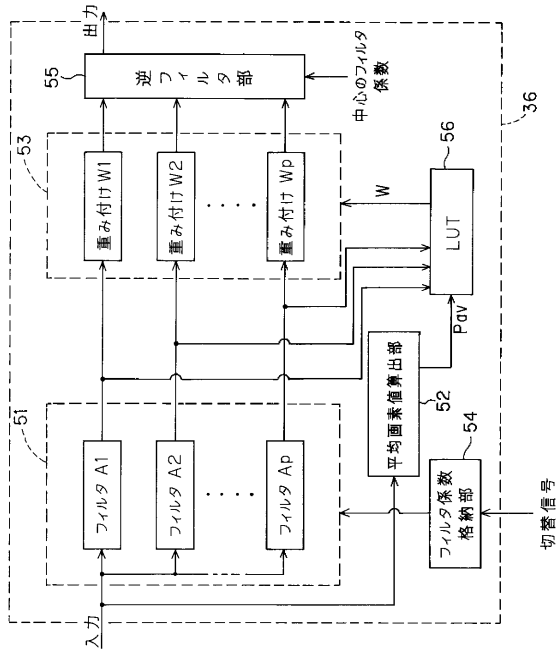
【図3】



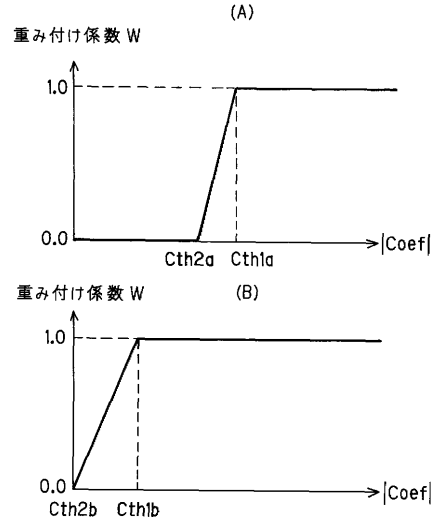
【図4】



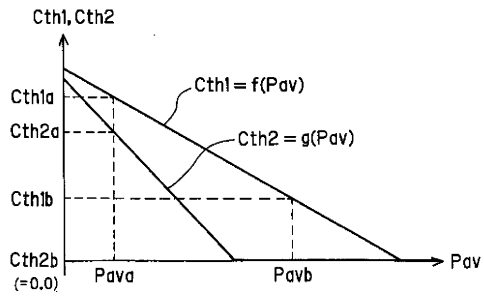
【図5】



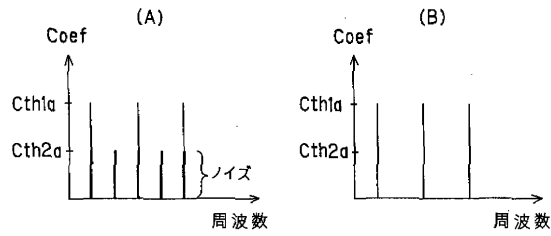
【図6】



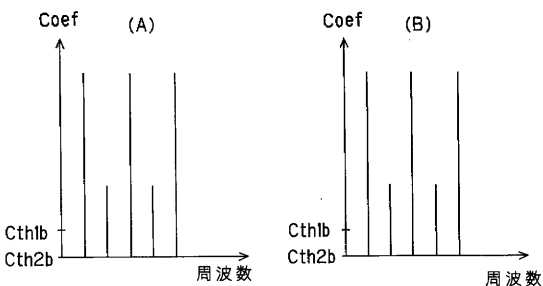
【図7】



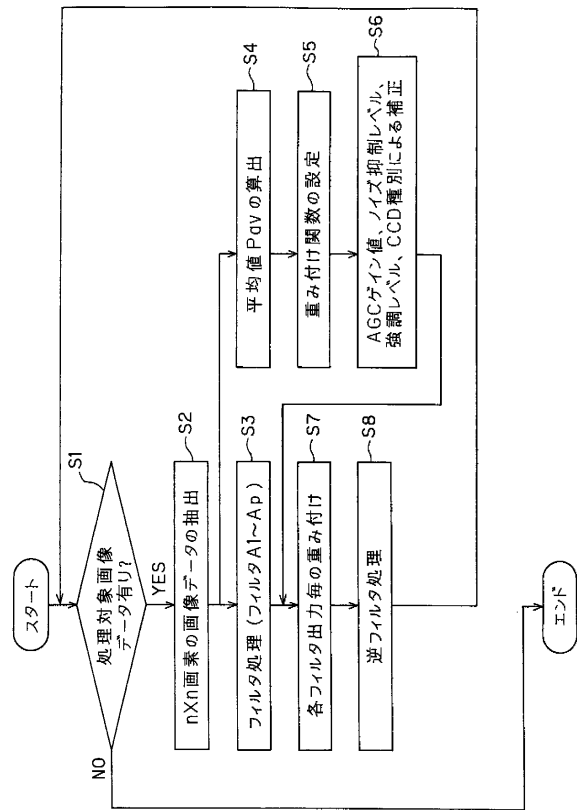
【図8】



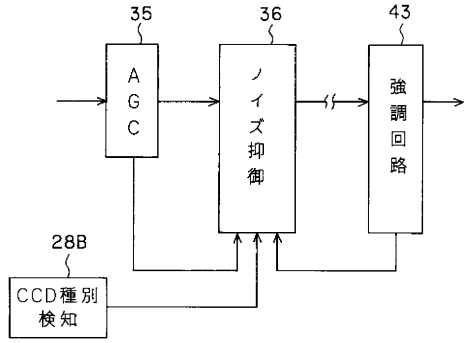
【図9】



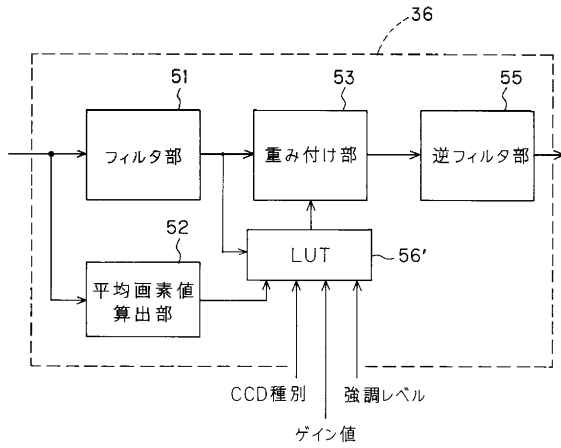
【図10】



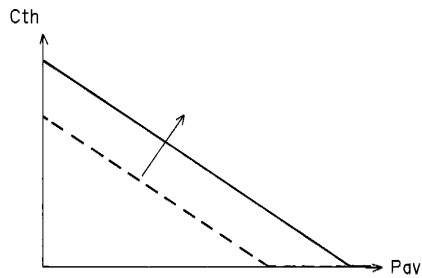
【図11】



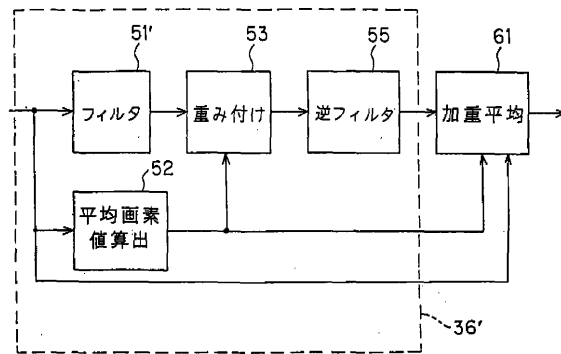
【図12】



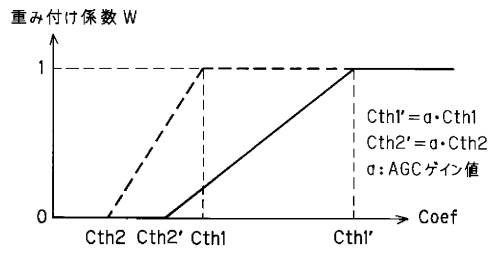
【図15】



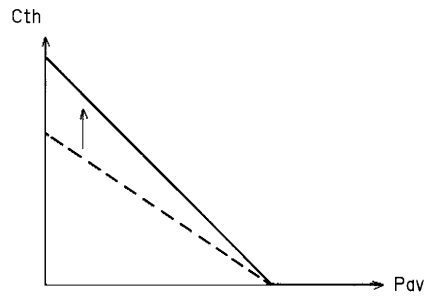
【図16】



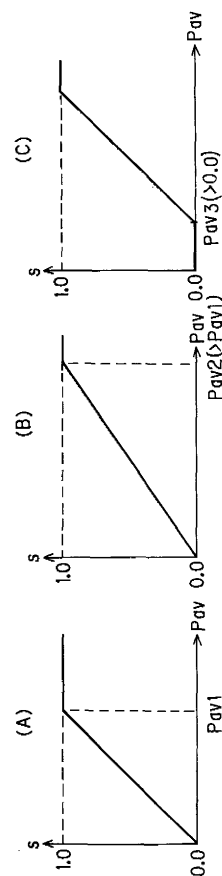
【図13】



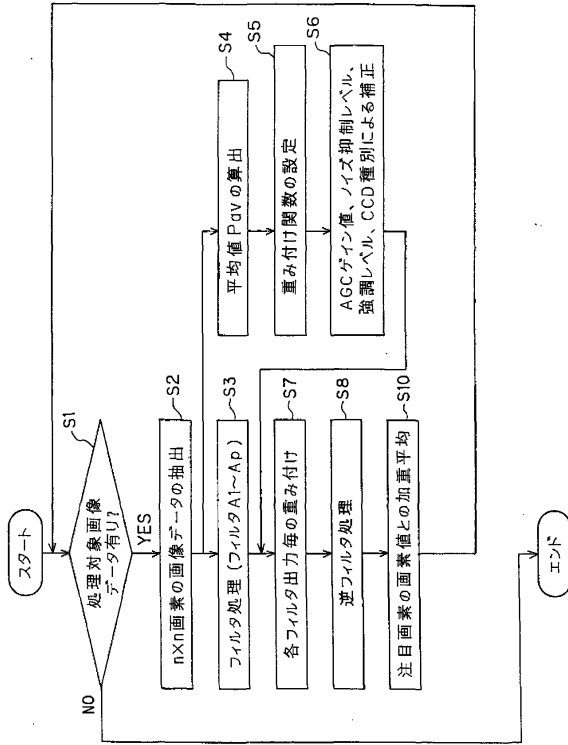
【図14】



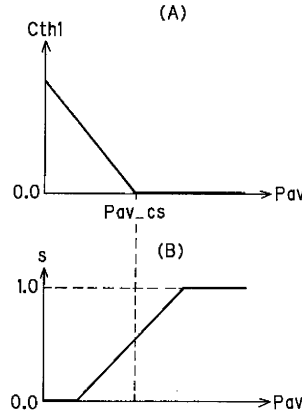
【図17】



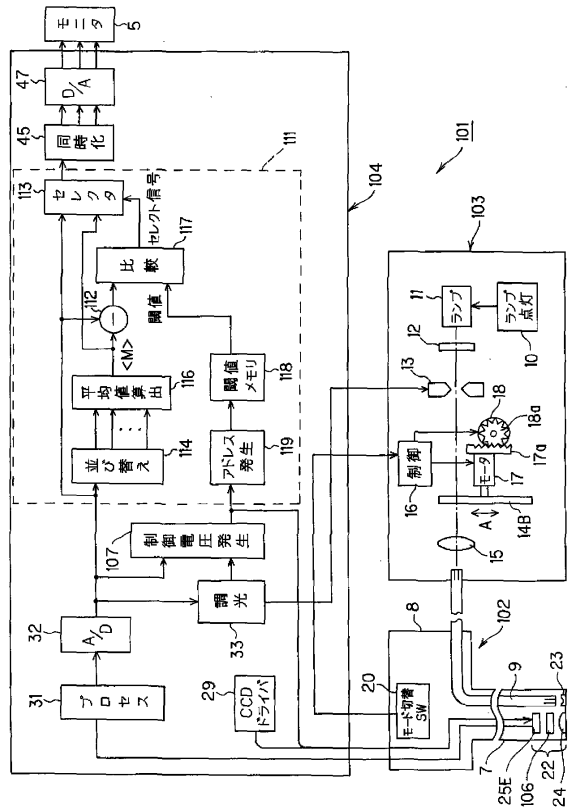
【図18】



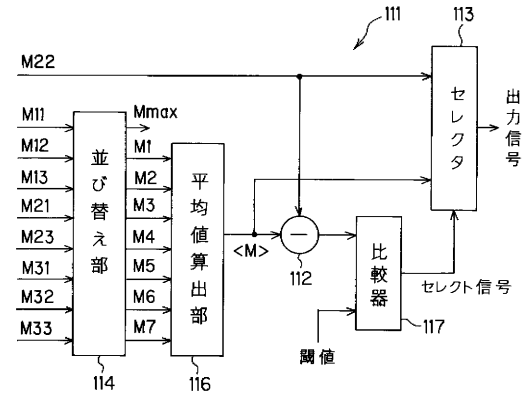
【図19】



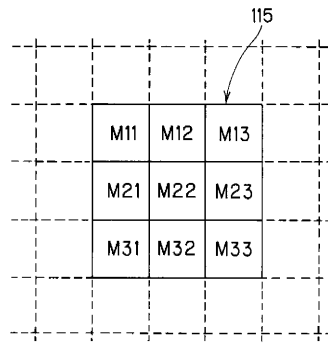
【図20】



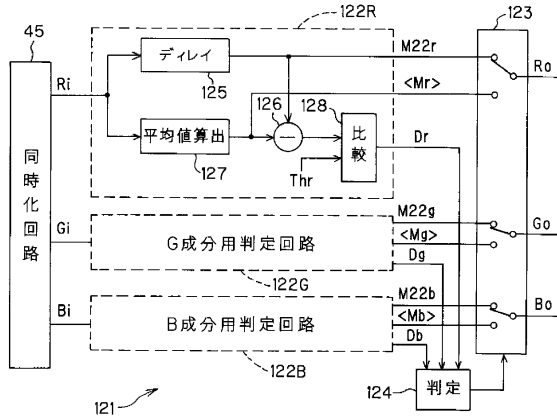
【図21】



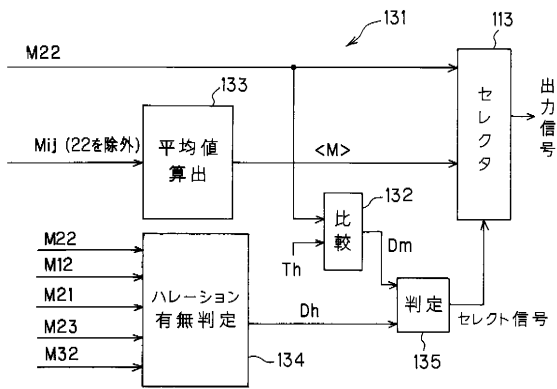
【図22】



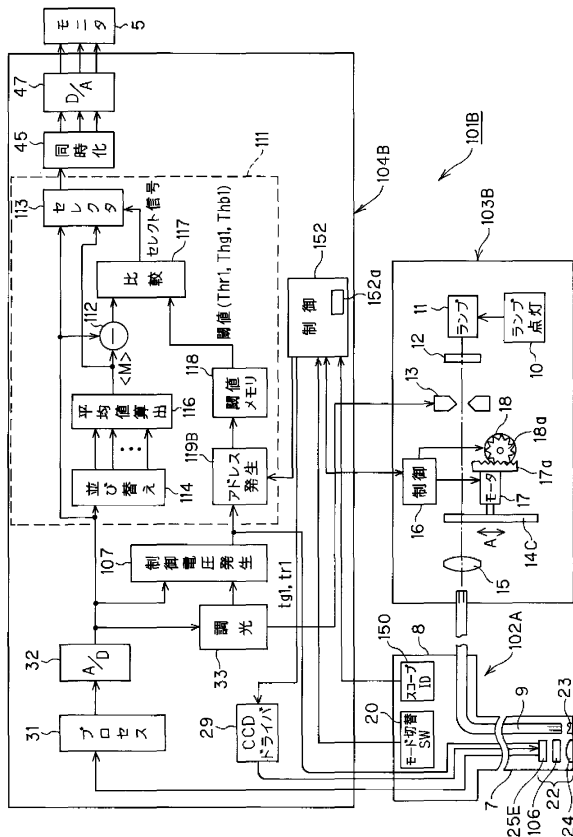
【図23】



【図24】



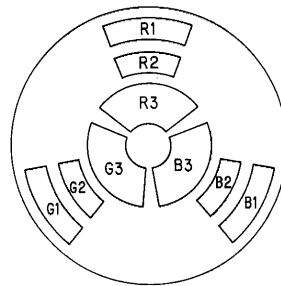
【図27】



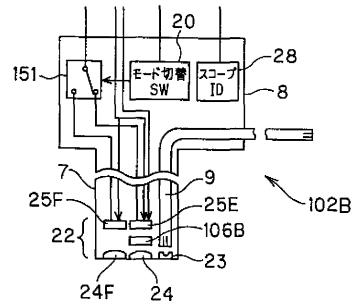
【図25】

100	255	255
50	255	255
80	120	100

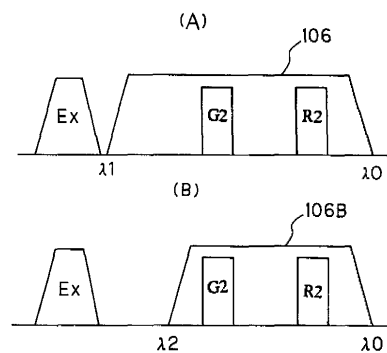
【図26】



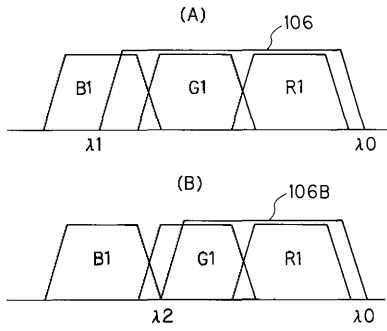
【図28】



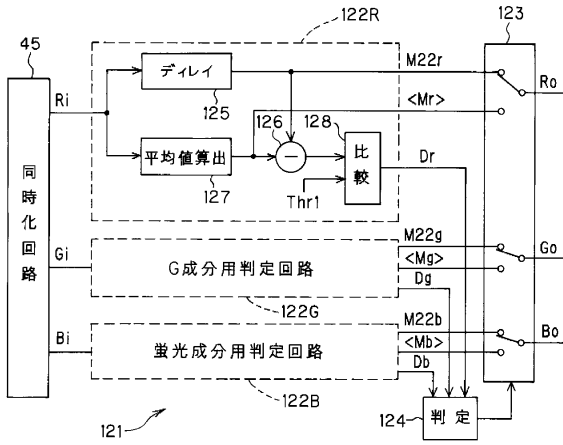
【図29】



【図30】



【図31】



---

フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2001-309177(JP,A)  
特開平4-314181(JP,A)  
特開平7-85247(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G06T 1/00

G06T 5/00

G06T 5/20

专利名称(译)	图像处理设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4599398B2</a>	公开(公告)日	2010-12-15
申请号	JP2007509302	申请日	2006-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山崎健二 高橋義典		
发明人	山▲崎▼ 健二 高橋 義典		
IPC分类号	A61B1/04 G06T5/00 G06T5/20 G06T1/00		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 G06T5/002 G06T5/20 G06T2207/10068 H04N5/217 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T5/00.300 G06T5/20.A G06T1/00.290.Z		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2005082544 2005-03-22 JP		
其他公开文献	JPWO2006101128A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

该图像处理装置包括：滤波处理电路，对由成像装置捕获的图像数据使用多个空间滤波器执行滤波处理；亮度计算电路，计算图像数据的局部区域中的亮度；以及滤波处理加权电路，根据滤波处理电路的输出和/或亮度计算电路的输出对电路的输出进行加权，以及逆滤波器，用于相对于加权电路的输出产生处理后的图像数据以及执行处理的逆滤波处理电路。

$$= \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$