

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6454359号
(P6454359)

(45) 発行日 平成31年1月16日 (2019. 1. 16)

(24) 登録日 平成30年12月21日 (2018. 12. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 1 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 1 8

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 8 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2016-568228 (P2016-568228)
 (86) (22) 出願日 平成27年1月8日 (2015. 1. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/050400
 (87) 国際公開番号 W02016/110984
 (87) 国際公開日 平成28年7月14日 (2016. 7. 14)
 審査請求日 平成29年2月8日 (2017. 2. 8)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 佐々木 寛
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理装置の作動方法、画像処理装置の作動プログラムおよび内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第1輝度成分の第1色信号を生成する第1画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度よりも高い撮像素子の各画素がそれぞれ生成した色信号をもとに欠落した色成分の信号を補間することにより、各色成分の色信号を有する画像信号を生成する画像処理装置において、

補間により生成された前記各色成分の色信号のうちの前記第1輝度成分の色信号から、
 所定の空間周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する特定周波数成分抽出部と、

前記白色照明光あるいは前記狭帯域照明光による観察方式に応じて決定される前記第1輝度成分とは異なる色成分の色信号に、前記特定周波数成分抽出部が抽出した前記特定周波数成分信号を加算する特定周波数成分加算部と、

を備え、

前記特定周波数成分抽出部は、

所定の周波数特性を有するハイパスフィルタ、またはバンドパスフィルタにより該フィルタの周波数特性に応じた応答信号を抽出するフィルタ処理部と、

前記フィルタ処理部が抽出した応答信号から、構造物に応じた特定振幅を有する信号を前記特定周波数成分信号として抽出するクリップ処理部と、

10

20

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記構造物は、血管であり、

前記クリップ処理部は、抽出した応答信号から、前記血管に応じた閾値に基づいて前記特定周波数成分信号を抽出する、

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】

前記第 2 または第 3 画素の位置における前記第 1 輝度成分の色信号を当該画素位置の周辺の前記第 1 色信号に基づき補間し、該補間により生成された前記第 1 輝度成分の色信号と、前記第 2 または第 3 画素が生成した第 2 または第 3 色信号との差をとった色差信号を生成する補間色差算出部と、

前記補間色差算出部が生成した前記色差信号をもとに補間方向を判別して、各画素位置で欠落している色差信号を補間する色差補間部と、

前記色差補間部が生成した補間後の色差信号と、前記補間色差算出部が生成した前記第 1 輝度成分の色信号とをもとに、前記第 1 輝度成分とは異なる色成分の色信号を生成する画像信号生成部と、

を備えた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】

前記クリップ処理部は、前記白色照明光による観察方式、または前記狭帯域照明光による観察方式に応じてクリップ処理を切り替える、

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 5】

前記応答信号は、正負の値を有する周波数成分信号であり、

前記クリップ処理部は、予め設定されたクリップ閾値により制限された前記特定周波数成分信号を生成する、

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】

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第 1 輝度成分の第 1 色信号を生成する第 1 画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第 2 輝度成分の第 2 色信号を生成する第 2 画素、ならびに第 1 および第 2 輝度成分とは異なる色成分の第 3 色信号を生成する第 3 画素がマトリックス状に配置され、前記第 1 画素の密度が前記第 2 および第 3 画素の各密度よりも高い撮像素子の各画素がそれぞれ生成した色信号をもとに欠落した色成分の信号を補間することにより、各色成分の色信号を有する画像信号を生成する画像処理装置の作動方法において、

特定周波数成分抽出部が、補間により生成された前記各色成分の色信号のうちの前記第 1 輝度成分の色信号から、所定の空間周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する特定周波数成分抽出ステップと、

特定周波数成分加算部が、前記白色照明光あるいは前記狭帯域照明光による観察方式に応じて決定される前記第 1 輝度成分とは異なる色成分の色信号に、前記特定周波数成分抽出部が抽出した前記特定周波数成分信号を加算する特定周波数成分加算ステップと、

を含み、

前記特定周波数成分抽出ステップは、

所定の周波数特性を有するハイパスフィルタ、またはバンドパスフィルタにより該フィルタの周波数特性に応じた応答信号を抽出し、

抽出した応答信号から、構造物に応じた特定振幅を有する信号を前記特定周波数成分信号として抽出する

ことを特徴とする画像処理装置の作動方法。

【請求項 7】

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第 1 輝度成分の第 1 色信号を生成する第 1 画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる

10

20

30

40

50

狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度よりも高い撮像素子の各画素がそれぞれ生成した色信号をもとに欠落した色成分の信号を補間することにより、各色成分の色信号を有する画像信号を生成する画像処理装置の作動プログラムにおいて、

特定周波数成分抽出部が、補間により生成された前記各色成分の色信号のうちの前記第1輝度成分の色信号から、所定の空間周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する特定周波数成分抽出手順と、

特定周波数成分加算部が、前記白色照明光あるいは前記狭帯域照明光による観察方式に応じて決定される前記第1輝度成分とは異なる色成分の色信号に、前記特定周波数成分抽出部が抽出した前記特定周波数成分信号を加算する特定周波数成分加算手順と、
を前記画像処理装置に実行させ、

前記特定周波数成分抽出手順は、

所定の周波数特性を有するハイパスフィルタ、またはバンドパスフィルタにより該フィルタの周波数特性に応じた応答信号を抽出し、

抽出した応答信号から、構造物に応じた特定振幅を有する信号を前記特定周波数成分信号として抽出する

ことを特徴とする画像処理装置の作動プログラム。

【請求項8】

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光、ならびに前記白色照明光の波長帯域より狭帯域の光からなる狭帯域照明光のいずれかを出射する光源部と、

赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第1輝度成分の第1色信号を生成する第1画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度よりも高い撮像素子と、

請求項1に記載の画像処理装置と、
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像素子により生成された撮像信号に信号処理を施して画像信号を生成する画像処理装置、画像処理装置の作動方法、画像処理装置の作動プログラム、およびこの画像処理装置を備えた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野および工業分野において、各種検査のために内視鏡装置が広く用いられている。このうち、医療用の内視鏡装置は、患者等の被検体内に、複数の画素を有する撮像素子が先端に設けられた細長形状をなす可撓性の挿入部を挿入することによって、被検体を切開しなくても被検体内の体内画像を取得できるため、被検体への負担が少なく、普及が進んでいる。

【0003】

このような内視鏡装置の観察方式として、白色の照明光（白色照明光）を用いた白色照明光観察方式と、白色の波長帯域よりも狭い波長帯域である狭帯域の照明光（狭帯域照明光）を用いた狭帯域光観察方式とが広く知られている。このうち、狭帯域光観察方式は、例えば、生体の粘膜表層（生体表層）に存在する毛細血管および粘膜微細模様等を強調表示する画像を得ることができる。狭帯域光観察方式によれば、生体の粘膜表層における病変部をよりの確に発見することができる。このような内視鏡装置の観察方式に関して、白

10

20

30

40

50

色照明光観察方式と、狭帯域光観察方式とを切り替えて観察することが望まれている。

【 0 0 0 4 】

白色照明光観察方式と、狭帯域光観察方式とを切り替えて観察する技術として、被検体内の組織に対して R、G、B の三原色の照明光を順次照射し、それらの反射光から白色照明光観察画像を生成する白色照明光観察モードと、青色光および緑色光の波長帯域にそれぞれ含まれる二つの狭帯域光からなる照明光を順次照射し、それらの反射光画像から狭帯域光観察画像を生成する狭帯域光観察モードと、を切り替え可能な内視鏡システムが提案されている（例えば、特許文献 1 を参照）。青色光および緑色光の波長帯域にそれぞれ含まれる二つの狭帯域光は、血管のヘモグロビンの吸収特性と波長による生体への深さ方向の減衰量とが異なる。特殊光観察画像では、青色光の波長帯域に含まれる狭帯域光によって表層の毛細血管と表層の粘膜構造と、緑色光の波長帯域に含まれる狭帯域光は深層のより太い血管と、を捉えることができる。

10

【 0 0 0 5 】

上述した観察方式でカラー画像を生成して表示するため、単板の撮像素子により撮像画像を取得すべく、当該撮像素子の受光面上には、一般的にベイア配列と呼ばれる赤色（R）、緑色（G）、緑色（G）および青色（B）の波長帯域の光を各々透過する四つのフィルタを 1 つのフィルタ単位（ユニット）として画素毎に配列されてなるカラーフィルタが設けられている。この場合、各画素は、フィルタを透過した波長帯域の光を受光し、その波長帯域の光に応じた色成分の電気信号を生成する。このため、カラー画像を生成する処理では、各画素においてフィルタを透過せずに欠落した色成分の信号値を補間する補間処理が行われる。このような補間処理は、デモザイキング処理と呼ばれる。以下、G 画素（G フィルタが配置された画素のことをいう。R 画素、B 画素も同様の定義）で取得された信号を G 信号（R 画素の場合は R 信号、B 画素の場合は B 信号）という。

20

【 0 0 0 6 】

デモザイキング処理の一例として、G 信号が欠落している R 画素および B 画素にその周辺の G 画素の相関性を利用して R 画素および B 画素における G 信号を補間し、R 画素の R 信号または B 画素位置の B 信号を用いて算出した色差信号（R - G 信号、および B - G 信号）に対して色差信号が欠落している画素位置への補間処理を G 信号の補間の際に使用した周辺 G 画素の相関性を用いて色差信号を補間する技術が示されている（例えば、特許文献 2 を参照）。

30

【 0 0 0 7 】

ところで、ベイア配列により得られた電気信号をもとにデモザイキング処理を行う際、白色照明光観察方式では、G 画素の信号値を用いて補間処理を行うことによって高い解像度を確保することができるものの、狭帯域光観察方式では、G 画素と B 画素との色相関が低いために、上記と同様の補間処理を行っても高い解像度の画像を得ることができない場合があった。

【 0 0 0 8 】

青色の狭帯域光に基づく画像を得る技術として、白色照明光と、青色の波長帯域に含まれる狭帯域の狭帯域照明光と、を出射する内視鏡装置が開示されている（例えば、特許文献 3 を参照）。特許文献 3 では、G 画素が青色の狭帯域光に対して僅かに感度を有するものとし、上述した照明光により得られた G 信号、B 信号および R 信号をもとに G 信号と R 信号との相関演算から G 画素で捉えられた青色の狭帯域光に対応する B 信号成分を抽出し、該抽出した B 信号成分と、青色の狭帯域光に基づく B 画素から生成した B 信号とを組み合わせることにより表層の毛細血管の強調画像を生成する。

40

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 6 8 1 1 3 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 3 3 3 4 1 8 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 2 - 1 7 0 6 4 0 号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、特許文献3が開示する技術のように、青色の狭帯域光と白色照明光とを併せて照射する場合、血管像におけるG信号とR信号との相関は高くはなく、表層の毛細血管のみ（すなわち青色の狭帯域光に起因するG信号に含まれている成分）を精度良く抽出するのは難しい。さらに、G画素の青色の狭帯域光に対する感度は高くないため、G信号とR信号との相関を利用して青色の狭帯域光に相当するB信号成分をG信号から抽出してもその信号レベルは小さく、信号レベルを増幅するとノイズも増幅され、画質が劣化してしまう。

10

【0011】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、白色照明光観察方式および狭帯域光観察方式のどちらの観察方式においても高い解像度の画像を得ることができる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、画像処理装置の作動プログラムおよび内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる画像処理装置は、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第1輝度成分の第1色信号を生成する第1画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度よりも高く、各画素がそれぞれ生成した色信号をもとに欠落した色成分の信号を補間することにより、各色成分の色信号を有する画像信号を生成する画像処理装置において、補間により生成された前記各色成分の色信号のうちの前記第1輝度成分の色信号から、所定の空間周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する特定周波数成分抽出部と、前記第1輝度成分とは異なる色成分の色信号に、前記特定周波数成分抽出部が抽出した前記特定周波数成分信号を加算する特定周波数成分加算部と、を備えたことを特徴とする。

20

【0013】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる画像処理装置の作動方法は、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第1輝度成分の第1色信号を生成する第1画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度よりも高く、各画素がそれぞれ生成した色信号をもとに欠落した色成分の信号を補間することにより、各色成分の色信号を有する画像信号を生成する画像処理装置の作動方法において、特定周波数成分抽出部が、補間により生成された前記各色成分の色信号のうちの前記第1輝度成分の色信号から、所定の空間周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する特定周波数成分抽出ステップと、特定周波数成分加算部が、前記第1輝度成分とは異なる色成分の色信号に、前記特定周波数成分抽出部が抽出した前記特定周波数成分信号を加算する特定周波数成分加算ステップと、を含むことを特徴とする。

30

40

【0014】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる画像処理装置の作動プログラムは、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第1輝度成分の第1色信号を生成する第1画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度より

50

も高く、各画素がそれぞれ生成した色信号をもとに欠落した色成分の信号を補間することにより、各色成分の色信号を有する画像信号を生成する画像処理装置の作動プログラムにおいて、特定周波数成分抽出部が、補間により生成された前記各色成分の色信号のうちの前記第1輝度成分の色信号から、所定の空間周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する特定周波数成分抽出手順と、特定周波数成分加算部が、前記第1輝度成分とは異なる色成分の色信号に、前記特定周波数成分抽出部が抽出した前記特定周波数成分信号を加算する特定周波数成分加算手順と、を前記画像処理装置に実行させることを特徴とする。

【0015】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる内視鏡装置は、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光、ならびに前記白色照明光の波長帯域より狭帯域の光からなる狭帯域照明光のいずれかを出射する光源部と、赤色、緑色および青色の波長帯域の光を含む白色照明光の輝度成分である第1輝度成分の第1色信号を生成する第1画素、前記白色照明光の波長帯域よりも狭帯域の光からなる狭帯域照明光の輝度成分である第2輝度成分の第2色信号を生成する第2画素、ならびに第1および第2輝度成分とは異なる色成分の第3色信号を生成する第3画素がマトリックス状に配置され、前記第1画素の密度が前記第2および第3画素の各密度よりも高い撮像素子と、上記の発明にかかる画像処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、白色照明光観察方式および狭帯域光観察方式のどちらの観察方式においても高い解像度の画像を得ることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態にかかる内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【図2】図2は、本発明の一実施の形態にかかる内視鏡装置の概略構成を示す模式図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態にかかる撮像素子の画素の構成を示す模式図である。

【図4】図4は、本発明の一実施の形態にかかるカラーフィルタの構成の一例を示す模式図である。

【図5】図5は、本発明の一実施の形態にかかる内視鏡装置の照明部が出射する照明光の波長と光量との関係を示すグラフである。

【図6】図6は、本発明の一実施の形態にかかる内視鏡装置の照明部が有する切替フィルタによる照明光の波長と透過率との関係を示すグラフである。

【図7】図7は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部のプレ処理部の構成を説明するブロック図である。

【図8】図8は、本発明の一実施の形態にかかる補間処理部が行う補間フィルタ処理の周波数特性を説明する模式図である。

【図9】図9は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部の補間処理部の要部の構成を説明するブロック図である。

【図10】図10は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部が行うデモザイキング処理を説明する模式図である。

【図11】図11は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部が行うデモザイキング処理を説明する模式図である。

【図12】図12は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部の補間処理部の要部の構成を説明するブロック図である。

【図13】図13は、本発明の一実施の形態にかかるフィルタ処理部が行うフィルタリング処理の周波数特性を説明する模式図である。

【図14】図14は、本発明の一実施の形態にかかるフィルタ処理部が行うフィルタリング処理の周波数特性を説明する模式図である。

10

20

30

40

50

【図１５】図１５は、本発明の一実施の形態にかかるフィルタ処理部が行うフィルタリング処理後の信号を説明する模式図である。

【図１６】図１６は、本発明の一実施の形態にかかるクリップ処理部によるクリップ処理後の信号を説明する模式図である。

【図１７】図１７は、本発明の一実施の形態にかかるゲイン処理部が行うゲイン処理を説明する模式図である。

【図１８】図１８は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部の補間処理部の要部の構成を説明するブロック図である。

【図１９】図１９は、本発明の一実施の形態にかかるプロセッサ部が行う信号処理を説明するフローチャートである。

【図２０】図２０は、本発明の実施の形態の変形例にかかる内視鏡装置の概略構成を示す模式図である。

【図２１】図２１は、本発明の実施の形態の変形例にかかる光源部の回転フィルタの構成を示す模式図である。

【図２２】図２２は、本発明の実施の形態の変形例にかかる内視鏡装置の照明部が有するフィルタによる照明光の波長と透過率との関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。実施の形態では、本発明にかかる画像処理装置を含み、患者等の被検体内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡装置について説明する。また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して説明する。

【００１９】

なお、以下の実施の形態では、白色光をなす光の波長帯域のうちの一部の波長帯域を「狭帯域」として説明するが、該狭帯域は、白色光の波長帯域よりも狭い範囲の波長帯域であればよく、また白色光（可視光）の波長帯域の範囲外の波長帯域（例えば赤外、紫外など）を含むものであってもよい。

【００２０】

（実施の形態）

図１は、本発明の一実施の形態にかかる内視鏡装置１の概略構成を示す図である。図２は、本発明の一実施の形態にかかる内視鏡装置１の概略構成を示す模式図である。図１および図２に示す内視鏡装置１は、被検体内に挿入部２１を挿入することによって観察部位の体内画像を撮像して電気信号を生成する内視鏡２と、内視鏡２の先端から出射する照明光を発生する光源部３と、内視鏡２が取得した電気信号に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡装置１全体の動作を統括的に制御するプロセッサ部４と、プロセッサ部４が画像処理を施した体内画像を表示する表示部５と、を備える。内視鏡装置１は、患者等の被検体内に、挿入部２１を挿入して被検体内の体内画像を取得する。医師等の術者は、取得した体内画像の観察を行うことによって、検出対象部位である出血部位や腫瘍部位の有無を検査する。

【００２１】

内視鏡２は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部２１と、挿入部２１の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部２２と、操作部２２から挿入部２１が延びる方向と異なる方向に延び、光源部３およびプロセッサ部４に接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード２３と、を備える。

【００２２】

挿入部２１は、光を受光する画素（フォトダイオード）が格子（マトリックス）状に配列され、当該画素が受光した光に対して光電変換を行うことにより画像信号を生成する撮像素子２０２を内蔵した先端部２４と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部２５と、湾曲部２５の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部２６と、を有

10

20

30

40

50

する。

【0023】

操作部22は、湾曲部25を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ221と、被検体内に生体鉗子、電気メスおよび検査プロープ等の処置具を挿入する処置具挿入部222と、光源部3に照明光の切替動作を行わせるための指示信号、処置具や、プロセッサ部4と接続する外部機器の操作指示信号、送水を行うための送水指示信号、および吸引を行うための吸引指示信号などを入力する複数のスイッチ223と、を有する。処置具挿入部222から挿入される処置具は、先端部24の先端に設けられる処置具チャンネル(図示せず)を経由して開口部(図示せず)から表出する。

【0024】

ユニバーサルコード23は、ライトガイド203と、一または複数の信号線をまとめた集合ケーブルと、を少なくとも内蔵している。集合ケーブルは、内視鏡2および光源部3とプロセッサ部4との間で信号を送受信する信号線であって、設定データを送受信するための信号線、画像信号を送受信するための信号線、撮像素子202を駆動するための駆動用のタイミング信号を送受信するための信号線などを含む。

【0025】

また、内視鏡2は、撮像光学系201、撮像素子202、ライトガイド203、照明用レンズ204、A/D変換部205および撮像情報記憶部206を備える。

【0026】

撮像光学系201は、先端部24に設けられ、少なくとも観察部位からの光を集光する。撮像光学系201は、一または複数のレンズを用いて構成される。なお、撮像光学系201には、画角を変化させる光学ズーム機構および焦点を変化させるフォーカス機構が設けられていてもよい。

【0027】

撮像素子202は、撮像光学系201の光軸に対して垂直に設けられ、撮像光学系201によって結ばれた光の像を光電変換して電気信号(画像信号)を生成する。撮像素子202は、CCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサ等を用いて実現される。

【0028】

図3は、撮像素子202の画素の構成を示す模式図である。撮像素子202は、撮像光学系201からの光を受光する複数の画素が、格子(マトリックス)状に配列されている。そして、撮像素子202は、それぞれの画素が受光した光に対して光電変換を行うことにより電気信号(画像信号等とも呼ばれる)を生成する。この電気信号には、各画素の画素値(輝度値)や画素の位置情報などが含まれる。図3では、 i 行 j 列目に配置されている画素を画素 P_{ij} と記している(i, j は自然数)。

【0029】

撮像素子202は、撮像光学系201と当該撮像素子202との間に設けられ、各々が個別に設定される波長帯域の光を透過する複数のフィルタを有するカラーフィルタ202aを備える。カラーフィルタ202aは、撮像素子202の受光面上に設けられる。

【0030】

図4は、カラーフィルタ202aの構成の一例を示す模式図である。カラーフィルタ202aは、2行2列のマトリックス状に並べられた4個のフィルタからなるフィルタユニットU1を画素 P_{ij} の配置に応じてマトリックス状に並べて配置したものである。換言すれば、カラーフィルタ202aは、フィルタユニットU1のフィルタ配列を基本パターンとして、該基本パターンで繰り返し配置したものである。各画素の受光面には、所定の波長帯域の光を透過する一つのフィルタが各々配置される。このため、フィルタが設けられた画素 P_{ij} は、該フィルタが透過する波長帯域の光を受光する。例えば、緑色の波長帯域の光を透過するフィルタが設けられた画素 P_{ij} は、緑色の波長帯域の光を受光する。以下、緑色の波長帯域の光を受光する画素 P_{ij} をG画素という。同様に、青色の波長帯域の光を受光する画素をB画素、赤色の波長帯域の光を受光する画素をR画素という。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

ここでのフィルタユニットU1は、青色(B)の波長帯域 H_B 、緑色(G)の波長帯域 H_G および赤色(R)の波長帯域 H_R の光を透過する。加えて、フィルタユニットU1は、波長帯域 H_B の光を透過する青色フィルタ(Bフィルタ)、波長帯域 H_G の光を透過する緑色フィルタ(Gフィルタ)、波長帯域 H_R の光を透過する赤色フィルタ(Rフィルタ)を用いて構成され、二つのGフィルタが対角に配置されるとともに、BフィルタおよびRフィルタが対角に配置された、いわゆるベイヤ配列をなしている。フィルタユニットU1では、Gフィルタの密度が、BフィルタおよびRフィルタの密度に対して高い。換言すれば、撮像素子202において、G画素の密度がB画素およびR画素の密度に対して高い。青色、緑色および赤色の波長帯域 H_B 、 H_G および H_R は、例えば、波長帯域 H_B が380nm~500nm、波長帯域 H_G が480nm~600nm、波長帯域 H_R が580nm~650nmである。

10

【 0 0 3 2 】

図1および図2の説明に戻り、ライトガイド203は、グラスファイバ等を用いて構成され、光源部3が出射した光の導光路をなす。

【 0 0 3 3 】

照明用レンズ204は、ライトガイド203の先端に設けられ、ライトガイド203により導光された光を拡散して先端部24の外部に出射する。

【 0 0 3 4 】

A/D変換部205は、撮像素子202が生成した電気信号をA/D変換し、該変換した電気信号をプロセッサ部4に出力する。A/D変換部205は、撮像素子202が生成した電気信号を、例えば12ビットのデジタルデータ(画像信号)に変換する。

20

【 0 0 3 5 】

撮像情報記憶部206は、内視鏡2を動作させるための各種プログラム、内視鏡2の動作に必要な各種パラメータおよび当該内視鏡2の識別情報等を含むデータを記憶する。また、撮像情報記憶部206は、識別情報を記憶する識別情報記憶部261を有する。識別情報には、内視鏡2の固有情報(ID)、年式、スペック情報、伝送方式およびカラーフィルタ202aにかかるフィルタの配列情報等が含まれる。撮像情報記憶部206は、フラッシュメモリ等を用いて実現される。

【 0 0 3 6 】

つぎに、光源部3の構成について説明する。光源部3は、照明部31および照明制御部32を備える。

30

【 0 0 3 7 】

照明部31は、照明制御部32の制御のもと、波長帯域が互いに異なる複数の照明光を切り替えて出射する。照明部31は、光源31a、光源ドライバ31b、切替フィルタ31c、駆動部31d、駆動ドライバ31eおよび集光レンズ31fを有する。

【 0 0 3 8 】

光源31aは、照明制御部32の制御のもと、赤色、緑色および青色の波長帯域 H_R 、 H_G および H_B の光を含む白色照明光を出射する。光源31aが発生した白色照明光は、切替フィルタ31cや、集光レンズ31fおよびライトガイド203を経由して先端部24から外部に出射される。光源31aは、白色LEDや、キセノンランプなどの白色光を発する光源を用いて実現される。

40

【 0 0 3 9 】

光源ドライバ31bは、照明制御部32の制御のもと、光源31aに対して電流を供給することにより、光源31aに白色照明光を出射させる。

【 0 0 4 0 】

切替フィルタ31cは、光源31aが出射した白色照明光のうち青色の狭帯域光および緑色の狭帯域光のみを透過する。切替フィルタ31cは、照明制御部32の制御のもと、光源31aが出射する白色照明光の光路上に挿脱自在に配置されている。切替フィルタ31cは、白色照明光の光路上に配置されることにより、二つの狭帯域光のみを透過する。

50

具体的には、切替フィルタ 31c は、波長帯域 H_B に含まれる狭帯域 T_B （例えば、400nm～445nm）の光と、波長帯域 H_G に含まれる狭帯域 T_G （例えば、530nm～550nm）の光と、からなる狭帯域照明光を透過する。この狭帯域 T_B 、 T_G は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい青色光および緑色光の波長帯域である。なお、狭帯域 T_B は、少なくとも 405nm～425nm が含まれていればよい。この帯域に制限されて射出される光を狭帯域照明光といい、当該狭帯域照明光による画像の観察をもって狭帯域光観察（NBI）方式という。

【0041】

駆動部 31d は、ステッピングモータや DC モータ等を用いて構成され、切替フィルタ 31c を光源 31a の光路から挿脱動作させる。

10

【0042】

駆動ドライバ 31e は、照明制御部 32 の制御のもと、駆動部 31d に所定の電流を供給する。

【0043】

集光レンズ 31f は、光源 31a が出射した白色照明光、または切替フィルタ 31c を透過した狭帯域照明光を集光して、光源部 3 の外部（ライトガイド 203）に出射する。

【0044】

照明制御部 32 は、光源ドライバ 31b を制御して光源 31a をオンオフ動作させ、および駆動ドライバ 31e を制御して切替フィルタ 31c を光源 31a の光路に対して挿脱動作させることによって、照明部 31 により出射される照明光の種類（帯域）を制御する。

20

【0045】

具体的には、照明制御部 32 は、切替フィルタ 31c を光源 31a の光路に対して挿脱動作させることによって、照明部 31 から出射される照明光を、白色照明光および狭帯域照明光のいずれかに切り替える制御を行う。換言すれば、照明制御部 32 は、波長帯域 H_B 、 H_G および H_R の光を含む白色照明光を用いた白色照明光観察（WLI）方式と、狭帯域 T_B 、 T_G の光からなる狭帯域照明光を用いた狭帯域光観察（NBI）方式とのいずれかの観察方式に切り替える制御を行う。

【0046】

ここで、白色照明光観察（WLI）方式では緑色成分（波長帯域 H_G ）が輝度成分（第 1 輝度成分）となり、狭帯域光観察（NBI）方式では青色成分（狭帯域 T_B ）が輝度成分（第 2 輝度成分）となる。したがって、本実施の形態にかかる撮像素子 202 では、G 画素が第 1 画素に相当し、B 画素が第 2 画素に相当し、R 画素が第 3 画素に相当する。なお、本発明における輝度成分とは、例えば後述する XYZ 表色系の輝度信号 Y の主成分となる色成分のことをいう。例えば、白色照明光観察では、人間の目の比視感度の最も高く、生体の血管や腺管構造が明瞭に描出される緑色成分が輝度成分となる。一方、狭帯域照明光観察では、被写体により選択される輝度成分が異なり、白色照明光観察と同様に緑色成分が選択される場合もあれば、白色光観察時と輝度成分が異なる場合もある。具体的には、狭帯域光観察において青色成分または赤色成分が輝度成分になるものの代表例として上述した NBI 観察があり、この場合、生体表層の血管や腺管構造が明瞭に描出される青色成分が輝度成分となる。本実施の形態では、白色照明光観察では緑色成分を輝度成分とし、狭帯域光観察では青色成分を輝度成分とする。

30

40

【0047】

図 5 は、照明部 31 が出射する照明光の波長と光量との関係を示すグラフである。図 6 は、照明部 31 が有する切替フィルタ 31c による照明光の波長と透過率との関係を示すグラフである。照明制御部 32 の制御により切替フィルタ 31c を光源 31a の光路から外すと、照明部 31 は、図 5 に示す白色光スペクトルのように、波長帯域 H_B 、 H_G および H_R の光を含む白色照明光を出射する。これに対し、照明制御部 32 の制御により切替フィルタ 31c を光源 31a の光路に挿入すると、照明部 31 は、狭帯域 T_B 、 T_G の光からなる狭帯域照明光を出射する（図 6 参照）。

50

【 0 0 4 8 】

次に、プロセッサ部 4 の構成について説明する。プロセッサ部 4 は、画像処理部 4 1、入力部 4 2、記憶部 4 3 および制御部 4 4 を備える。

【 0 0 4 9 】

画像処理部 4 1 は、内視鏡 2 (A / D 変換部 2 0 5) からの電気信号をもとに所定の画像処理を実行して、表示部 5 が表示する画像情報を生成する。画像処理部 4 1 は、プレ処理部 4 1 1、補間処理部 4 1 2 および表示画像生成処理部 4 1 3 を有する。

【 0 0 5 0 】

プレ処理部 4 1 1 は、A / D 変換部 2 0 5 からの電気信号に対し、オプティカルブラック (Optical Black : O B) クランプ処理、ノイズ低減 (Noise Reduction : N R) 処理 およびホワイトバランス (White Balance : W B) 処理を行って、該信号処理後の画像信号を補間処理部 4 1 2 に出力する。

10

【 0 0 5 1 】

図 7 は、プレ処理部 4 1 1 の構成を説明するブロック図である。プレ処理部 4 1 1 は、O B 処理部 4 1 1 1、N R 処理部 4 1 1 2 および W B 処理部 4 1 1 3 を有する。

【 0 0 5 2 】

O B 処理部 4 1 1 1 は、A / D 変換部 2 0 5 から入力される画像信号の R 信号、G 信号 および B 信号に対してそれぞれ O B クランプ処理を行う。O B クランプ処理では、内視鏡 2 (A / D 変換部 2 0 5) から入力された電気信号をもとに、オプティカルブラック領域に対応する所定領域の平均値を算出し、電気信号から該平均値を減算することで、黒レベルをゼロ値に補正する。

20

【 0 0 5 3 】

N R 処理部 4 1 1 2 は、制御部 4 4 から現在の観察方式が W L I 方式であるかまたは N B I 方式であるかに関する観察方式情報を取得し、該観察方式情報に応じてノイズ低減量を変更して、O B クランプ処理が施された画像信号に対してノイズ低減処理を行う。

【 0 0 5 4 】

W B 処理部 4 1 1 3 は、ノイズ低減処理が施された画像信号に対して、観察方式情報に基づくホワイトバランス処理を施し、ホワイトバランス処理後の画像信号を補間処理部 4 1 2 に出力する。なお、W B 処理部 4 1 1 3 は、狭帯域光観察 (N B I) 方式により、得られたチャンネル (色成分) の信号が二つ (G 信号および B 信号) である場合、2 チャンネル間信号のバランス補正処理となり、残りの 1 つのチャンネル (本実施の形態 1 では R 信号) はゼロ乗算する。

30

【 0 0 5 5 】

補間処理部 4 1 2 は、プレ処理部 4 1 1 から入力される画像信号をもとに、複数の画素の色情報 (画素値) の相関から補間方向を判別し、判別した補間方向に並んだ画素の色情報に基づいて補間を行うことによって、少なくとも二つの色成分の信号を有するカラー画像信号を生成する。補間処理部 4 1 2 は、G 補間色差算出部 4 1 2 a、色差補間部 4 1 2 b、カラー画像信号生成部 4 1 2 c、G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d および特定周波数成分加算部 4 1 2 e を有する。

【 0 0 5 6 】

40

G 補間色差算出部 4 1 2 a は、プレ処理部 4 1 1 から入力される画像信号に対して、G 信号が欠落している画素 (R 画素または B 画素) に対してその周辺画素に基づき補間した G 信号 (以下、補間 G 信号という) を生成し、全ての画素位置が G 信号または補間 G 信号を有する G 信号画像を出力する。すなわち、G 補間色差算出部 4 1 2 a の補間処理により、各画素が G 成分の画素値または補間値を有する一枚の画像を構成する画像信号が生成される。

【 0 0 5 7 】

また、G 補間色差算出部 4 1 2 a は、R 画素または B 画素の位置に応じて各色成分の信号と補間 G 信号との色差をとった色差信号である R - G 信号または B - G 信号を生成し、色差画像信号として出力する。G 補間色差算出部 4 1 2 a は、生成した G 信号画像をカラ

50

一画像信号生成部 4 1 2 c へ出力し、色差画像信号を色差補間部 4 1 2 b に出力する。

【 0 0 5 8 】

色差補間部 4 1 2 b は、G 補間色差算出部 4 1 2 a から入力される色差画像信号に対して各画素位置で欠落している色差信号を補間し、全ての画素位置が色差信号を有する色差画像信号をカラー画像信号生成部 4 1 2 c へ出力する。すなわち、色差補間部 4 1 2 b の補間処理により、各画素が色差信号 R - G または B - G の値を有する一枚の画像を構成する画像信号が生成される。

【 0 0 5 9 】

カラー画像信号生成部 4 1 2 c は、G 補間色差算出部 4 1 2 a および色差補間部 4 1 2 b により生成された G 信号、R - G 信号および B - G 信号に対して補間フィルタを作用させる。図 8 は、本発明の一実施の形態にかかる補間処理部 4 1 2 が行う補間フィルタ処理の周波数特性を説明する模式図であって、周波数に対する信号の応答を示すグラフである。カラー画像信号生成部 4 1 2 c は、ナイキスト周波数 NF をカットするため、水平方向および垂直方向の $1/2$ 画素位置に図 8 に示すようなローパスフィルタ特性となる補間フィルタを作用させる。この補間フィルタ処理により、撮像素子 2 0 2 に元々備わっている画素位置の信号と、周辺画素の信号値を用いて補間処理により生成した信号とで周波数特性が周期的に異なる（特に G 信号はナイキスト周波数 NF の周期となる）ものを空間的に均一化する。

【 0 0 6 0 】

カラー画像信号生成部 4 1 2 c は、上述した補間フィルタ処理後、各画素位置における G 信号（補間 G 信号を含む）と、色差信号（B - G 信号または R - G 信号）と、をそれぞれ加算することにより R G B 信号または G B 信号を生成し、カラー画像信号として表示画像生成処理部 4 1 3 へ出力する。具体的には、カラー画像信号生成部 4 1 2 c は、観察方式が W L I 方式である場合は、色差補間部 4 1 2 b から、B - G 信号を有する色差画像信号、および R - G 信号を有する色差画像信号を取得し、R 成分、G 成分および B 成分の信号（R G B 信号）を生成する。一方で、カラー画像信号生成部 4 1 2 c は、観察方式が N B I 方式である場合は、R 成分の光が存在しないため、B - G 補間部 4 0 0 4 から B - G 信号を有する色差画像信号のみを取得し、G 成分および B 成分の信号（G B 信号）を生成する。

【 0 0 6 1 】

G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d は、補間により生成された赤色、緑色および青色を成分として有する各信号のうち、W L I 方式の輝度成分の信号である G 信号に対して、色信号のなかの所定の空間周波数成分を成分として有する特定周波数成分信号を抽出する。具体的には、G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c が生成した R G B 信号のうち、G 信号が入力され、該 G 信号に対して、構造物である血管領域、または凹部の暗い領域（暗部）に応じた周波数成分を有する特定周波数成分信号を抽出する。ここで、空間周波数成分とは、例えば R、G、B などの所定の表色系を構成する色空間を周波数空間に変換して得られる空間周波数帯域毎の画素値の振幅情報である。

【 0 0 6 2 】

特定周波数成分加算部 4 1 2 e は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c が生成した R 信号および / または B 信号と、G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d が抽出した特定周波数成分信号と、が入力され、R 信号または B 信号に対して、各々の色成分に応じた特定周波数成分信号を加算する。具体的には、特定周波数成分加算部 4 1 2 e は、観察モード情報（照明方式が白色照明光観察（W L I）方式および狭帯域光観察（N B I）方式のいずれであるかを示す情報）を取得し、照明方式が W L I 方式であれば R 信号および B 信号の少なくともいずれかの一方の信号に対して、各々の色成分に応じた特定周波数成分信号を加算し、N B I 方式であれば、B 信号に対して B 成分に応じた特定周波数成分信号を加算する。

【 0 0 6 3 】

表示画像生成処理部 4 1 3 は、補間処理部 4 1 2 により生成されたカラー画像信号に対して、表示部 5 の色域である例えば s R G B（X Y Z 表色系）の色空間に色変換処理を行

10

20

30

40

50

い、所定の階調変換特性に基づく階調変換、拡大処理、または粘膜表層の毛細血管や粘膜微細模様などの構造の構造強調処理などを施す。表示画像生成処理部 4 1 3 は、所定の処理を施した後、該処理後の信号を表示用の表示画像信号として表示部 5 に出力する。

【 0 0 6 4 】

入力部 4 2 は、プロセッサ部 4 に対する術者等からの入力等を行うためのインターフェースであり、電源のオン/オフを行うための電源スイッチ、撮影モードやその他各種のモードを切り替えるためのモード切替ボタン、光源部 3 の照明光を切り替えるための照明光切替ボタンなどを含んで構成されている。

【 0 0 6 5 】

記憶部 4 3 は、内視鏡装置 1 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡装置 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータや、観察方式に応じたホワイトバランス係数などの画像処理に必要なデータ、本発明にかかる画像処理を実行するためのプログラムなどを記録する。また、記憶部 4 3 は、内視鏡 2 にかかる情報、例えば内視鏡 2 の固有情報 (I D) とカラーフィルタ 2 0 2 a のフィルタ配置にかかる情報との関係テーブルなどを記憶してもよい。記憶部 4 3 は、フラッシュメモリや D R A M (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現される。

【 0 0 6 6 】

制御部 4 4 は、C P U 等を用いて構成され、内視鏡 2 および光源部 3 を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。制御部 4 4 は、記憶部 4 3 に記録されている撮像制御のための設定データ (例えば、読み出し対象の画素など) や、撮像タイミングにかかるタイミング信号等を、所定の信号線を介して内視鏡 2 へ送信する。制御部 4 4 は、撮像情報記憶部 2 0 6 を介して取得したカラーフィルタ情報 (識別情報) を画像処理部 4 1 に出力するとともに、切替フィルタ 3 1 c の挿脱動作 (配置) にかかる情報を光源部 3 に出力する。

【 0 0 6 7 】

次に、表示部 5 について説明する。表示部 5 は、映像ケーブルを介してプロセッサ部 4 が生成した表示画像信号を受信して該表示画像信号に対応する体内画像を表示する。表示部 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) を用いて構成される。

【 0 0 6 8 】

続いて、補間処理部 4 1 2 の色差補間部 4 1 2 b の構成について図面を参照して説明する。図 9 は、補間処理部 4 1 2 の要部の構成を説明するブロック図であって、G 補間色差算出部 4 1 2 a、色差補間部 4 1 2 b およびカラー画像信号生成部 4 1 2 c の構成を示す図である。色差補間部 4 1 2 b は、色差分離部 4 0 0 1、B - G 相関判別部 4 0 0 2、B - G 補間方向判別部 4 0 0 3、B - G 補間部 4 0 0 4、R - G 相関判別部 4 0 0 5、R - G 補間方向判別部 4 0 0 6 および R - G 補間部 4 0 0 7 を有する。

【 0 0 6 9 】

色差分離部 4 0 0 1 は、G 補間色差算出部 4 1 2 a から出力された色差画像信号を B - G 信号と R - G 信号とに分離し、B - G 信号を B - G 相関判別部 4 0 0 2 および B - G 補間方向判別部 4 0 0 3 に出力する一方、R - G 信号を R - G 相関判別部 4 0 0 5 および R - G 補間方向判別部 4 0 0 6 に出力する。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 は、プロセッサ部 (補間処理部 4 1 2) が行うデモザイキング処理を説明する模式図である。分離された B - G 信号および R - G 信号は、図 1 0 に示す模式図のように、B 画素位置および R 画素位置に応じてそれぞれ配置されている。

【 0 0 7 1 】

B - G 相関判別部 4 0 0 2 は、色差分離部 4 0 0 1 から出力された B - G 信号に対して、R - G 信号を有する R 画素を注目画素とし、該注目画素に隣接する画素の B - G 信号の相関を算出する。図 1 1 は、プロセッサ部 (補間処理部 4 1 2) が行うデモザイキング処理を説明する模式図である。具体的には、B - G 相関判別部 4 0 0 2 は、図 1 1 に示すように、注目画素 (画素 P_{ij}) の座標を (k, l) とし、隣接する 4 つの画素位置にお

10

20

30

40

50

る B - G 信号の色差信号値を $f_{B-G}(k-1, l-1)$ 、 $f_{B-G}(k+1, l-1)$ 、 $f_{B-G}(k-1, l+1)$ 、 $f_{B-G}(k+1, l+1)$ とすると、斜め上方向の相関値 S_s は下式 (1) に基づいて算出する。以下、斜め上方向とは、図 3 に示す画素の配置において左下から右上に向かう方向とし、斜め下方向とは、図 3 に示す画素の配置において左上から右下に向かう方向とする。また、外縁に位置する画素など、隣接する画素が存在しない場合は、例えば、折り返した位置にある画素の信号値を用いる。

【数 1】

$$S_s = |f_{B-G}(k-1, l+1) - f_{B-G}(k+1, l-1)| \quad \dots (1)$$

【0072】

10

また、B - G 相関判別部 4002 は、斜め下方向の相関値 S_b を下式 (2) に基づいて算出する。

【数 2】

$$S_b = |f_{B-G}(k-1, l-1) - f_{B-G}(k+1, l+1)| \quad \dots (2)$$

なお、上記式 (1) および (2) では、斜め方向に位置する二つの画素の信号値を用いて算出しているが、これに限定されるものではない。注目画素を中心に同一方向でより離れた画素での B - G 信号を利用する事で算出した相関値の信頼度を向上させることができる。

【0073】

20

B - G 相関判別部 4002 は、相関値 S_s および S_b の差分絶対値 $|S_s - S_b|$ が予め指定された閾値より大きい場合、相関値 S_s および S_b のうち小さな値である相関値の方向を、相関が高い方向であると判定する。一方、B - G 相関判別部 4002 は、差分絶対値 $|S_s - S_b|$ が閾値よりも小さい場合、特定方向の相関はないと判定する。B - G 相関判別部 4002 は、「斜め上方向」、「斜め下方向」および「特定方向の相関なし」のいずれかを示す判定情報を B - G 補間方向判別部 4003 に出力する。なお、閾値は、信号に含まれるノイズを考慮した値として設定される。

【0074】

B - G 補間方向判別部 4003 は、B - G 相関判別部 4002 からの判定情報と、B - G 信号の色差信号値を用いて、注目画素 (k, l) における B - G 信号の補間色差信号値 $f_{B-G}(k, l)$ を下式 (3) ~ (5) に示すいずれかの式で算出する。

30

〔判定情報が「斜め上方向」の場合〕

B - G 補間方向判別部 4003 は、判定情報が「斜め上方向」の場合、注目画素 (k, l) における B - G 信号の補間色差信号値 $f_{B-G}(k, l)$ を下式 (3) に基づいて算出する。

【数 3】

$$f_{B-G}(k, l) = \{f_{B-G}(k-1, l+1) + f_{B-G}(k+1, l-1)\} / 2 \quad \dots (3)$$

〔判定情報が「斜め下方向」の場合〕

B - G 補間方向判別部 4003 は、判定情報が「斜め下方向」の場合、注目画素 (k, l) における B - G 信号の補間色差信号値 $f_{B-G}(k, l)$ を下式 (4) に基づいて算出する。

40

【数 4】

$$f_{B-G}(k, l) = \{f_{B-G}(k-1, l-1) + f_{B-G}(k+1, l+1)\} / 2 \quad \dots (4)$$

〔判定情報が「特定方向の相関なし」の場合〕

B - G 補間方向判別部 4003 は、判定情報が「特定方向の相関なし」の場合、注目画素 (k, l) における B - G 信号の補間色差信号値 $f_{B-G}(k, l)$ を下式 (5) に基づいて算出する。

【数 5】

$$f_{B-G}(k,l) = \{f_{B-G}(k-1,l+1) + f_{B-G}(k+1,l-1) + f_{B-G}(k-1,l-1) + f_{B-G}(k+1,l+1)\} / 4 \quad \dots(5)$$

なお、上記式(5)は周辺の四つの画素のB-G信号の平均値としたが、より高い空間周波数を保持できる周辺の十六個の画素以上のB-G信号を使った補間を行ってもよい。

【0075】

B-G補間方向判別部4003は、注目画素(k, l)に対する補間色差信号値 $f_{B-G}(k, l)$ の算出により、補間された色差信号を含むB-G信号が市松状に配置された色差B-Gについての色差信号をB-G補間部4004に出力する。 10

【0076】

B-G補間部4004は、B-G補間方向判別部4003からの色差信号(B-G信号)に対して欠落している画素位置にB-G信号の補間色差信号値を算出する。B-G補間部4004は、例えば、図11に示す画素の配置において欠落している画素位置(k, l-1)の補間値 $f_{B-G}(k, l-1)$ を下式(6)に基づいて算出する。

【数 6】

$$f_{B-G}(k,l-1) = \{f_{B-G}(k-1,l-1) + f_{B-G}(k,l-2) + f_{B-G}(k+1,l-1) + f_{B-G}(k,l)\} / 4 \quad \dots(6) \quad 20$$

なお、上記式(6)は周辺の四つの画素のB-G信号の平均値としたが、より高い空間周波数を保持できる周辺の十六個の画素以上のB-G信号を使った補間を行ってもよい。

【0077】

B-G補間部4004は、B-G信号の欠落画素位置に対する補間色差信号値の算出により、全画素位置がB-G信号を有する色差画像信号をカラー画像信号生成部412cに出力する。すなわち、B-G補間部4004の補間処理により、各画素が色差B-Gについての色差信号値または補間色差信号値を有する一枚の画像を構成する色差信号が生成される。

【0078】

R-G相関判別部4005は、B-G相関判別部4002と同様にして、色差分離部4001から出力されたR-G信号に対して、B-G信号を有するB画素を注目画素とし、該注目画素に隣接する画素のR-G信号の相関を算出する。R-G相関判別部4005は、式(1)および(2)において、BをRと読み替えて相関値 S_s および S_b を算出する。R-G相関判別部4005は、相関値 S_s 、相関値 S_b 、差分絶対値 $|S_s - S_b|$ および閾値をもとに、「斜め上方向」、「斜め下方向」および「特定方向の相関なし」のいずれかを判定し、該判定結果を示す判定情報をR-G補間方向判別部4006に出力する。 30

【0079】

R-G補間方向判別部4006は、B-G補間方向判別部4003と同様にして、R-G相関判別部4005からの判定情報と、R-G信号の色差信号値を用いて、注目画素(k, l)にR-G信号の補間色差信号値 $f_{R-G}(k, l)$ を上式(3)~(5)に示すいずれかの式で算出する。R-G補間方向判別部4006は、式(3)~(5)において、BをRと読み替えて補間色差信号値 $f_{R-G}(k, l)$ を算出する。R-G補間方向判別部4006は、注目画素(k, l)に対する補間色差信号値 $f_{R-G}(k, l)$ の算出により、補間された色差信号を含むR-G信号が市松状に配置された色差R-Gについての色差信号をR-G補間部4007に出力する。 40

【0080】

R-G補間部4007は、B-G補間部4004と同様にして、R-G補間方向判別部4006からの色差信号(R-G信号)に対して欠落している画素位置にR-G信号の補間色差信号値を算出する。R-G補間部4007は、R-G信号の欠落画素位置に対する 50

補間色差信号値の算出により、全画素位置が R - G 信号を有する色差画像信号をカラー画像信号生成部 4 1 2 c に出力する。すなわち、R - G 補間部 4 0 0 7 の補間処理により、各画素が色差 R - G についての色差信号値または補間色差信号値を有する一枚の画像を構成する色差信号が生成される。

【 0 0 8 1 】

色差補間部 4 1 2 b は、上述した補間処理により、色差信号をカラー画像信号生成部 4 1 2 c に出力する。ここで、観察方式が W L I 方式である場合は、B - G 補間部 4 0 0 4 および R - G 補間部 4 0 0 7 から、B - G 信号を有する色差画像信号、および R - G 信号を有する色差画像信号がそれぞれ出力される。一方で、観察方式が N B I 方式である場合は、R 成分の光が存在しないため、カラー画像信号生成部 4 1 2 c には、B - G 補間部 4 0 0 4 から B - G 信号を有する色差画像信号のみが入力される。

10

【 0 0 8 2 】

次に、補間処理部 4 1 2 の G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d の構成について図面を参照して説明する。図 1 2 は、補間処理部 4 1 2 の要部の構成を説明するブロック図であって、カラー画像信号生成部 4 1 2 c、G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d および特定周波数成分加算部 4 1 2 e の構成を示す図である。G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d は、フィルタ処理部 4 1 0 1、クリップ処理部 4 1 0 2 およびゲイン処理部 4 1 0 3 を有する。

【 0 0 8 3 】

フィルタ処理部 4 1 0 1 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c が生成した R G B 信号のうち G 信号が入力され、ハイパスフィルタによるフィルタ処理を行う。図 1 3、図 1 4 は、本発明の一実施の形態にかかるフィルタ処理部 4 1 0 1 が行うフィルタリング処理の周波数特性を説明する模式図である。図 1 5 は、本発明の一実施の形態にかかるフィルタ処理部 4 1 0 1 が行うフィルタリング処理後の信号を説明する模式図である。なお、図 1 5 では、図 3 に示す画素配列のある一つのライン（例えば水平方向）の画素位置における信号レベルを示している。ここで、G 信号は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c での補間フィルタ処理により図 8 に示すような周波数特性に制限された信号となっている。フィルタ処理部 4 1 0 1 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c が生成した G 信号に対し、図 1 3 に示すような応答特性（周波数特性）を有するハイパスフィルタによりフィルタ処理する。

20

【 0 0 8 4 】

フィルタ処理部 4 1 0 1 によってハイパスフィルタ処理された G 信号は、図 8 に示す周波数特性と、図 1 3 に示す周波数特性の合成特性となり、結果的に図 1 4 に示す周波数特性に制限されたバンドパス特性を有する信号（応答信号）となる。これにより、フィルタ処理部 4 1 0 1 から出力されたバンドパス特性の信号は、図 1 5 に示すように低周波成分がカットされたゼロレベルを基準に正負の値を持った特定周波数成分信号となる。特に、正值となる領域 R_s は小さな輝点等の明るい小領域や生体の凸部の明るい領域や局所的にヘモグロビン含有量が周辺領域よりも少ない粘膜領域等に対応し、負値となる領域 R_v1 、 R_v2 は血管や凹部の暗い領域に対応する。

30

【 0 0 8 5 】

ここで、粘膜内の血管は血液中に含有するヘモグロビンにより狭帯域 T_G の光を吸収し、粘膜表層の細径血管、粘膜中層の中径血管、粘膜深層の太径血管では反射光が少ない暗い領域となる。狭帯域 T_G の光の吸収量は、ヘモグロビンの量が多いほど（つまり血管が太いほど）多くなる。血管以外の領域はヘモグロビンの含有量が少ないので血管領域に比較して反射光は多く、平均的に明るい（高い輝度値の）領域となる。図 1 5 に示すゼロレベルは、概ね血管以外の領域の信号レベルに対応する。特に、深層血管である太径血管はフィルタ処理部 4 1 0 1 で処理されるハイパスフィルタ特性により概ねカットされ、中層、及び表層の血管が抽出されるようにハイパスフィルタの特性が設計される。ここで、G 信号中の血管の周波数特性は、内視鏡 2（挿入部 2 1）の観察距離および画素数に依存して変化する。所定の観察距離および画素数をもとにハイパスフィルタ特性を決定することで、所定の観察距離より近接した場合に、太径血管が特定周波数成分信号からカットされ

40

50

た状態を維持できる。特に、NBI方式では、遠景時はより広い領域の色味（表層血管が密集した茶褐色を呈する領域）の観察を主とし、近接状態で表層血管の走行状態を判定することに主眼が置かれた診断が行われており、上記所定の観察距離を設定することは可能である。

【0086】

クリップ処理部4102は、フィルタ処理部4101から出力される図15に示すような特定周波数成分信号が入力され、正值と負値で異なる予め設定されたクリップ閾値により制限された特定周波数成分信号を生成する。図16は、本発明の一実施の形態にかかるクリップ処理部4102によるクリップ処理後の信号を説明する模式図である。クリップ処理部4102は、例えば、クリップ上限値をゼロレベルとし、クリップ下限値を所定の負値として設定された範囲（クリップ範囲）に基づいて抽出する。本実施の形態におけるクリップ下限値の絶対値は、上述した領域 R_v1 、 R_v2 の絶対値よりも大きい。クリップ処理部4102は、輝点等の領域 R_s をカットし、血管領域、または凹部の暗い領域である領域 R_v1 、 R_v2 のみを抽出する。クリップ処理部4102でクリップ処理された特定周波数成分信号は、ゲイン処理部4103へ出力される。なお、上述したクリップ処理では、クリップ処理部4102が2つの閾値により血管領域を抽出するものとして説明したが、これに限定されず、クリップ上限値を所定の正值として、表層の粘膜の変化を抽出できるようにしてもよい。また、例えばモルフォロジーのような非線形ローパス処理を組み合わせることで、所定幅以下の凹部のみを抽出するようにすることもできる。また、上述したクリップ範囲は、観察方式によらず同じ範囲としてもよいし、観察方式により異なる範囲としてもよい。この場合、クリップ処理部4102は、制御部44から観察モード情報を取得して観察方式を判断し、該判断した観察方式に応じたクリップ範囲で信号抽出を行う。

【0087】

ゲイン処理部4103は、クリップ処理部4102によるクリップ処理後のG信号の信号値に対するゲイン量を算出し、算出されたゲイン量を特定周波数成分信号に乗算する。図17は、本発明の一実施の形態にかかるゲイン処理部4103が行うゲイン処理を説明する模式図である。具体的には、ゲイン処理部4103には、クリップ処理部4102から出力されたクリップ処理後の特定周波数成分信号と、カラー画像信号生成部412cから出力されたG信号とが入力される。ゲイン処理部4103は、図17に示すようなG信号の信号レベルに応じたゲイン量を算出し、算出されたゲイン量を特定周波数成分信号に乗算し、得られた最終的な特定周波数成分信号を特定周波数成分加算部412eへ出力する。ここで、図17に示すような特性を有するゲイン量としたのは、暗部でのノイズ量の増加を抑制し、所定以上の明るさの領域で抽出された血管領域の振幅を α 倍に増幅することを目的にしている。ここでの α は、B信号またはR信号に描出される血管が前段の補間処理により減衰してしまった分を補う量として事前に決定される。

【0088】

次に、補間処理部412の特定周波数成分加算部412eの構成について図面を参照して説明する。図18は、補間処理部412の要部の構成を説明するブロック図であって、カラー画像信号生成部412c、G信号特定周波数成分抽出部421d、特定周波数成分加算部412eおよび表示画像生成処理部413の構成を示す図である。特定周波数成分加算部412eは、第1切替部4201、第1加算部4202、第2切替部4203および第2加算部4204を有する。

【0089】

第1切替部4201は、カラー画像信号生成部412cからB信号が入力され、照明方式がWLI方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力されたB信号を表示画像生成処理部413へ出力する。一方、第1切替部4201は、照明方式がNBI方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力されたB信号を第1加算部4202へ出力する。このように、第1切替部4201は、観察モード情報（照明方式）に応じて入力されたB信号の出力先を切り替える。

【 0 0 9 0 】

第 1 加算部 4 2 0 2 は、第 1 切替部 4 2 0 1 から出力された B 信号と、G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d から出力された特定周波数成分信号とが入力され、B 信号に特定周波数成分信号を加算する。第 1 加算部 4 2 0 2 は、加算により得られた加算 B 信号を表示画像生成処理部 4 1 3 へ出力する。

【 0 0 9 1 】

第 2 切替部 4 2 0 3 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c から R 信号が入力され、照明方式が N B I 方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力された R 信号を表示画像生成処理部 4 1 3 へ出力する。一方、第 2 切替部 4 2 0 3 は、照明方式が W L I 方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力された R 信号を第 2 加算部 4 2 0 4 へ出力する。このように、第 2 切替部 4 2 0 3 は、観察モード情報（照明方式）に応じて入力された R 信号の出力先を切り替える。

10

【 0 0 9 2 】

第 2 加算部 4 2 0 4 は、第 2 切替部 4 2 0 3 から出力された R 信号と、G 信号特定周波数成分抽出部 4 2 1 d から出力された特定周波数成分信号とが入力され、R 信号に特定周波数成分信号を加算する。第 2 加算部 4 2 0 3 は、加算により得られた加算 R 信号を表示画像生成処理部 4 1 3 へ出力する。

【 0 0 9 3 】

ここで、照明方式が N B I 方式である場合に、B 信号に特定周波数成分信号を加算する意味について説明する。表層血管はヘモグロビン量が少ないため、狭帯域 T_G の光の吸収量が少なく、周辺粘膜との信号値の差が小さい。一方、中径血管はヘモグロビン量が表層血管より多くなるため、狭帯域 T_G の光の吸収量がより多くなり、周辺粘膜との信号値の差が得られるようになる。

20

【 0 0 9 4 】

これに対し、B 信号は上述したように色差補間部 4 1 2 b やカラー画像信号生成部 4 1 2 c によりできるだけ周波数帯域を維持する補間処理が行われるが、補間処理自体はローパスフィルタ特性を有するので高周波成分が減衰し、細径血管像や中径血管像のコントラスト（信号振幅）が低下した像となる。

【 0 0 9 5 】

G 信号から抽出した特定周波数成分信号からは、太径血管像に応じた信号が抽出されず、中径血管像および細径血管像に対応する信号が特定周波数成分信号として抽出される。なお、クリップ処理により血管以外の領域は抽出されず、さらに特定周波数成分信号には不必要なノイズ混入の抑制もできる。

30

【 0 0 9 6 】

このような特定周波数成分信号を B 信号に加算することで、B 信号の細径血管像や中径血管像に細径血管の特定周波数成分像や中径血管の特定周波数成分像を加算することができ、B 信号での血管像のコントラストを B 信号のみの場合と比べて向上させることができる。

【 0 0 9 7 】

また、照明方式が N B I 方式である場合に、ごく粘膜表層の毛細血管については狭帯域 T_B の光のみ吸収し、狭帯域 T_G の光の吸収がほとんど得られない場合がある。このような場合は、G 信号によって毛細血管像が描出できず、G 信号の特定周波数成分を G 信号に加算することができない。この場合は、色差補間部 4 1 2 b により B - G 信号に対する方向判別補間を行うことで B 信号の解像度低下を最小限に抑制できる。

40

【 0 0 9 8 】

表示画像生成処理部 4 1 3 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c から出力された G 信号、および特定周波数成分加算部 4 1 2 e から出力された B 信号（または加算 B 信号）および R 信号（または加算 R 信号）に対して、上述した処理を施した後、該処理後の信号を表示用の表示画像信号として表示部 5 に出力する。

【 0 0 9 9 】

50

続いて、プロセッサ部4が行う信号処理（画像処理方法）について図面を参照して説明する。図19は、プロセッサ部4が行う信号処理を説明するフローチャートである。プロセッサ部4は、内視鏡2（先端部24）から電気信号を取得すると、この電気信号を、プレ処理部411に出力する（ステップS101）。内視鏡2からの電気信号は、撮像素子202により生成され、A/D変換部205によってデジタル信号に変換されたRAW画像データを含む信号である。

【0100】

電気信号がプレ処理部411に入力されると、プレ処理部411は、上述したOBクランプ処理、ノイズ低減処理およびホワイトバランス処理を行って、該信号処理後の画像信号を補間処理部412に出力する（ステップS102）。

10

【0101】

プレ処理部411により信号処理が施された電気信号が補間処理部412に入力されると、G補間色差算出部412aが、G信号が欠落している画素（R画素またはB画素）に対して補間G信号を生成し、全ての画素位置がG信号（画素値）または補間G信号（補間値）を有するG信号画像をカラー画像信号生成部412cに出力する。（ステップS103）。

【0102】

その後、G補間色差算出部412aは、入力された電気信号が、白色照明光観察方式および狭帯域光観察方式のうちどちらの観察方式（照明方式）により生成されたものかを、観察モード情報を取得して判断する（ステップS104）。具体的には、G補間色差算出部412aは、制御部44からの制御信号（例えば、照明光にかかる情報や、観察方式を示す情報）に基づいて、どちらの観察方式により生成されたものかを判断する。

20

【0103】

G補間色差算出部412aは、入力された電気信号が、白色照明光観察方式により生成されたものであると判断すると（ステップS104；WLI）、R画素およびB画素の位置に応じて各色成分の信号と補間G信号との色差をとった色差信号であるR-G信号およびB-G信号を生成し、色差画像信号として色差補間部412bに出力する（ステップS105）。

【0104】

これに対し、G補間色差算出部412aは、入力された電気信号が、狭帯域光観察方式により生成されたものであると判断すると（ステップS104；NBI）、B画素の位置に応じてB成分の信号と補間G信号との色差をとった色差信号であるB-G信号を生成し、色差画像信号として色差補間部412bに出力する（ステップS106）。

30

【0105】

色差補間部412bは、G補間色差算出部412aから取得した色差画像信号に基づいて色差補間処理を行う（ステップS107）。具体的には、色差補間部412bは、G補間色差算出部412aから入力される色差画像信号に対して各画素位置で欠落している色差信号を補間し、全ての画素位置が色差信号を有する色差画像信号をカラー画像信号生成部412cへ出力する。すなわち、色差補間部412bの補間処理により、白色照明光観察方式であれば、各画素が色差信号R-GおよびB-Gの値を有する一枚の画像を構成する画像信号が生成され、狭帯域光観察方式であれば、各画素が色差信号B-Gの値を有する一枚の画像を構成する画像信号が生成される。

40

【0106】

カラー画像信号生成部412cは、G補間色差算出部412aで生成されたG成分の画素値および補間値、ならびに色差補間部412bで生成された色差画像信号の信号値を用いて、カラー画像を構成するカラー画像信号を生成する（ステップS108）。具体的には、カラー画像信号生成部412cは、各画素位置におけるG信号または補間G信号と、色差信号（B-G信号またはR-G信号）と、をそれぞれ加算することによりRGB信号またはGB信号を生成し、G信号をG信号特定周波数成分抽出部421dおよび表示画像生成処理部413へ出力するとともに、RB信号を特定周波数成分加算部412eに出力

50

する。

【0107】

その後、G信号特定周波数成分抽出部421dが、カラー画像信号生成部412cが生成したRGB信号のうちのG信号に対して特定周波数成分信号を抽出する。具体的には、まず、フィルタ処理部4101が、カラー画像信号生成部412cが生成したRGB信号のうちのG信号が入力され、ハイパスフィルタによるフィルタ処理を行う（ステップS109）。

【0108】

クリップ処理部4102は、フィルタ処理部4101から出力される特定周波数成分信号（図15参照）に対してクリップ処理を施し、予め設定されたクリップ下限値およびクリップ上限値により制限された特定周波数成分信号を生成する（ステップS110：特定周波数成分抽出ステップ）。

10

【0109】

ゲイン処理部4103は、クリップ処理部4102によるクリップ処理後のG信号の信号値に対するゲイン量を算出し、算出されたゲイン量を特定周波数成分信号に乗算する（ステップS111）。

【0110】

その後、特定周波数成分加算部412eは、カラー画像信号生成部412cが生成したR信号およびB信号と、G信号特定周波数成分抽出部421dが抽出した特定周波数成分信号と、が入力され、R信号およびB信号に対し、観察モード情報に応じて各々の色成分に応じた特定周波数成分信号を加算する（ステップS112：特定周波数成分加算ステップ）。特定周波数成分加算部412eは、上述した観察モード情報を参照し、照明方式がWLI方式であればR信号およびB信号に対して、各々の色成分に応じた特定周波数成分信号を加算し、NBI方式であれば、B信号に対してB成分に応じた特定周波数成分信号を加算する。

20

【0111】

表示画像生成処理部413は、カラー画像信号生成部412cから出力されたG信号、および特定周波数成分加算部412eから出力されたB信号（または加算B信号）およびR信号（または加算R信号）に対して、階調変換、拡大処理、または粘膜表層の毛細血管や粘膜微細模様などの構造の構造強調処理などを施して表示用の表示画像信号を生成する（ステップS113）。表示画像生成処理部413は、所定の処理を施した後、表示画像信号として表示部5に出力する。

30

【0112】

上述した本実施の形態によれば、WLI方式とNBI方式とを切り替え可能な内視鏡装置において、カラー画像信号生成部412cにより生成されたカラー画像信号に対して、G信号特定周波数成分抽出部421dが、カラー画像信号生成部412cが生成したRGB信号のうちのG信号から特定周波数成分信号を抽出し、特定周波数成分加算部412eが、B信号に対し、特定周波数成分信号を加算するようにしたので、補間処理に伴う血管コントラストの低下を改善することができる。本実施の形態では、WLI方式の場合は、G画素の信号値を用いて補間処理を行うことによって高い解像度を確保するとともに、NBI方式の場合は、青色成分の信号に対して特定周波数成分信号を加算して、血管や凹部の暗い領域に対応する領域を補うようにしたため、緑色成分を輝度成分とする白色光観察、および青色成分を輝度成分とする狭帯域観察のどちらにおいても輝度成分の解像度を高くすることができる。

40

【0113】

また、上述した本実施の形態によれば、B-G信号やR-G信号に対して、上記注目画素位置にその周辺のB-G信号、またはR-G信号のみを使ってより高い相関方向を決定し、決定された相関が高い方向のB-G信号、またはR-G信号を使って補間するようにしたので、G信号と相関性が殆ど無い毛細血管や深部血管等の構造物の解像度の低下を最小限に抑制できる。

50

【0114】

(実施の形態の変形例)

図20は、本発明の実施の形態の変形例にかかる内視鏡装置1aの概略構成を示す模式図である。上述した実施の形態では、光源部3が、切替フィルタ31cを有し、該切替フィルタ31cの挿脱により白色照明光観察方式と、狭帯域 T_B 、 T_G の光からなる狭帯域照明光を用いた狭帯域光観察方式とのいずれかの観察方式に切り替えるものとして説明したが、本変形例では、光源部3に代えて光源部3aを有し、回転フィルタ31gにより観察方式を切り替える。

【0115】

本変形例にかかる内視鏡装置1aは、上述した内視鏡2、プロセッサ部4、表示部5と、内視鏡2の先端から出射する照明光を発生する光源部3aと、を備える。光源部3aは、照明部31および照明制御部32を備える。照明部31は、照明制御部32の制御のもと、波長帯域が互いに異なる複数の照明光を切り替えて出射する。照明部31は、上述した光源31a、光源ドライバ31b、駆動部31d、駆動ドライバ31eおよび集光レンズ31fと、回転フィルタ31gと、を有する。

10

【0116】

図21は、本発明の実施の形態の変形例にかかる光源部3aの回転フィルタ31gの構成を示す模式図である。回転フィルタ31gは、回転軸310と、回転軸310に支持された円板状をなす回転部311と、を有する。回転部311は、主面を三つに分割した領域にそれぞれ配置される三つのフィルタ(フィルタ312~314)を有する。

20

【0117】

フィルタ312は、赤色、緑色および青色の波長帯域 H_R 、 H_G および H_B の光を含む白色照明光を透過する。

【0118】

フィルタ313は、波長帯域 H_B に含まれる狭帯域 T_B (例えば、400nm~445nm)の光と、波長帯域 H_G に含まれる狭帯域 T_G (例えば、530nm~550nm)の光と、からなる狭帯域照明光(本変形例では、第1狭帯域照明光とする)を透過する。フィルタ313により透過される光は、上述した狭帯域光観察(NBI)方式の狭帯域照明光に相当する。

【0119】

図22は、本発明の実施の形態の変形例にかかる内視鏡装置1aの照明部31が有するフィルタによる照明光の波長と透過率との関係を示すグラフである。フィルタ314は、波長帯域 H_R に含まれる狭帯域 T_R の光と、波長帯域 H_G に含まれる狭帯域 T_G の光と、からなる狭帯域照明光(本変形例では、第2狭帯域照明光とする)を透過する。なお、フィルタ314が透過する狭帯域 T_G の光は、上述した狭帯域光観察(NBI)方式の狭帯域 T_G の光と同じであってもよいし、異なる帯域のものであってもよい。第2狭帯域照明光では、赤色成分(狭帯域 T_R)および緑色成分(狭帯域 T_G)のうち、例えば変化の大きい色成分が輝度成分として選択される。

30

【0120】

照明制御部32は、光源ドライバ31bを制御して光源31aをオンオフ動作させ、および駆動ドライバ31eを制御して回転フィルタ31g(回転軸310)を回転させてフィルタ312~314のうちのいずれかのフィルタを光源31aの光路上に配置することによって、照明部31により出射される照明光の種類(帯域)を制御する。

40

【0121】

本変形例においても、画像処理部41は、上述した信号処理を施して、表示画像信号を生成する。なお、第2狭帯域照明光による観察である場合は、B成分の光が存在しないため、カラー画像信号生成部412cには、R-G補間部4007からR-G信号を有する色差画像信号のみが入力され、カラー画像信号生成部412cにより、R成分およびG成分の信号(RG信号)が生成される。

【0122】

50

フィルタ処理部 4 1 0 1 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c が生成した R G B 信号のうち G 信号が入力され、所定のハイパスフィルタによるフィルタ処理を行う。なお、本変形例において、フィルタ処理部 4 1 0 1 は、観察方式により異なるバンドパステ性を有する信号を抽出するようにしてもよい。具体的には、フィルタ処理部 4 1 0 1 は、観察方式が N B I 方式である場合、図 1 4 に示す周波数特性に制限されたバンドパステ性を有する信号を抽出し、第 2 狭帯域照明光による観察方式である場合、所定のバンドパスフィルタ処理により、所定の範囲の周波数特性を有する信号を抽出するようにしてもよい。第 2 狭帯域照明光による観察方式である場合に、ハイパスフィルタに代えてバンドパスフィルタとして高い周波数をカットすることで、第 2 狭帯域照明光による観察において不必要な粘膜表層の細径血管をカットすることができる。

10

【 0 1 2 3 】

クリップ処理部 4 1 0 2 は、観察モード情報（観察方式）に応じてクリップ処理にかかる閾値（信号振幅の範囲）を切り替える。観察方式ごとの閾値は、予め記憶部 4 3 に記憶されているものを参照するものであってもよいし、術者等により入力部 4 2 を介して入力された閾値を用いてクリップ処理を行うものであってもよい。

【 0 1 2 4 】

ここで、第 1 切替部 4 2 0 1 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c から B 信号が入力され、照明方式が W L I 方式または第 2 狭帯域照明光による方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力された B 信号を表示画像生成処理部 4 1 3 へ出力する。一方、第 1 切替部 4 2 0 1 は、照明方式が N B I 方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力された B 信号を第 1 加算部 4 2 0 2 へ出力する。

20

【 0 1 2 5 】

これに対して、第 2 切替部 4 2 0 3 は、カラー画像信号生成部 4 1 2 c から R 信号が入力され、照明方式が N B I 方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力された R 信号を表示画像生成処理部 4 1 3 へ出力する。一方、第 2 切替部 4 2 0 3 は、照明方式が W L I 方式または第 2 狭帯域照明光による方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力された R 信号を第 2 加算部 4 2 0 4 へ出力する。

【 0 1 2 6 】

また、上述した実施の形態では、各々が所定の波長帯域の光を透過するフィルタを複数有するカラーフィルタ 2 0 2 a が撮像素子 2 0 2 の受光面に設けられているものとして説明したが、各フィルタが撮像素子 2 0 2 の各画素に個別に設けられているものであってもよい。

30

【 0 1 2 7 】

なお、上述した実施の形態にかかる内視鏡装置 1 , 1 a は、一つの光源 3 1 a から出射される白色光に対して、切替フィルタ 3 1 c の挿脱や回転フィルタ 3 1 g の回転により照明部 3 1 から出射される照明光を白色照明光および狭帯域照明光に切り替えるものとして説明したが、白色照明光および狭帯域照明光をそれぞれ出射する二つの光源を切り替えて白色照明光および狭帯域照明光のいずれかを出射するものであってもよい。二つの光源を切り替えて白色照明光および狭帯域照明光のいずれかを出射する場合、例えば、光源部、カラーフィルタおよび撮像素子を備え、被検体内に導入されるカプセル型の内視鏡にも適用することができる。

40

【 0 1 2 8 】

また、上述した実施の形態および変形例にかかる内視鏡装置 1 , 1 a は、A / D 変換部 2 0 5 が先端部 2 4 に設けられているものとして説明したが、プロセッサ部 4 に設けられるものであってもよい。また、画像処理にかかる構成を、内視鏡 2 や、内視鏡 2 とプロセッサ部 4 とを接続するコネクタ、操作部 2 2 などに設けるものであってもよい。また、上述した内視鏡装置 1 , 1 a では、撮像情報記憶部 2 0 6 に記憶された識別情報などを用いてプロセッサ部 4 に接続されている内視鏡 2 を識別するものとして説明したが、プロセッサ部 4 と内視鏡 2 との接続部分（コネクタ）に識別手段を設けてもよい。例えば、内視鏡 2 側に識別用のピン（識別手段）を設けて、プロセッサ部 4 に接続された内視鏡 2 を識別

50

する。

【 0 1 2 9 】

また、上述した実施の形態では、G補間色差算出部412aが、G信号が欠落している画素（R画素またはB画素）に対してその周辺画素に基づき補間したG信号を生成するものとして説明したが、補間方向を判別して補間処理を行う線形補間であってもよいし、キュービック補間やその他の非線形補間により補間処理を行うものであってもよい。

【 0 1 3 0 】

また、上述した実施の形態では、第2切替部4203が、照明方式がWLI方式である旨の観察モード情報を取得した場合、入力されたR信号を第2加算部4204へ出力するものとして説明したが、入力されたR信号を表示画像生成処理部413へ出力するようにしてもよい。すなわち、WLI方式では、特定周波数成分信号の加算処理を行わないものであってもよい。WLI方式において特定周波数成分を加算しないように制御すると、血管の色味が変化してしまうことを抑制することができる。

10

【 0 1 3 1 】

また、上述した実施の形態において、クリップ処理部4102によるクリップ処理を行わずに、フィルタ処理部4101により抽出された応答信号を特定周波数成分信号としてゲイン処理部4103に出力するものであってもよい。

【 0 1 3 2 】

また、上述した実施の形態では、カラーフィルタ202aが、ベイア配列のフィルタユニットU1をマトリックス状に並べたものとして説明したが、ベイア配列に限るものではない。例えば、WLI方式と、上述したNBI方式とを切り替える場合は、B成分に対して、G成分の密度が高いフィルタ配列のフィルタユニットであればよい。白色照明光の輝度成分の電気信号を生成する画素の密度が、狭帯域照明光の輝度成分の電気信号を生成する画素の密度よりも高いフィルタ配列であれば適用できる。

20

【 0 1 3 3 】

なお、上述した実施の形態では、画像処理装置を含む内視鏡装置を例に説明したが、例えば、顕微鏡装置など、画像処理を行う撮像装置に適用することも可能である。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 3 4 】

以上のように、本発明にかかる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、画像処理装置の作動プログラムおよび内視鏡装置は、白色照明光観察方式および狭帯域光観察方式のどちらの観察方式においても高い解像度の画像を得るのに有用である。

30

【符号の説明】

【 0 1 3 5 】

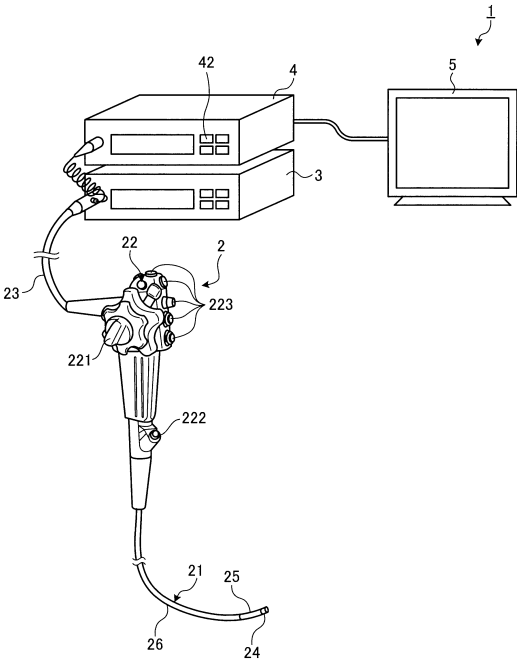
- 1, 1a 内視鏡装置
- 2 内視鏡
- 3, 3a 光源部
- 4 プロセッサ部
- 5 表示部
- 21 挿入部
- 22 操作部
- 23 ユニバーサルコード
- 24 先端部
- 31 照明部
- 31a 光源
- 31b 光源ドライバ
- 31c 切替フィルタ
- 31d 駆動部
- 31e 駆動ドライバ
- 31f 集光レンズ

40

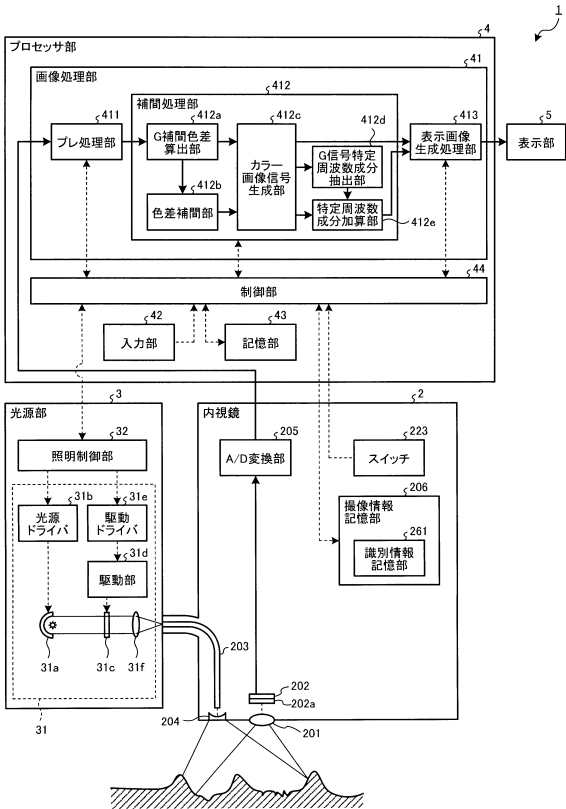
50

3 1 g	回転フィルタ	
3 2	照明制御部	
4 1	画像処理部	
4 2	入力部	
4 3	記憶部	
4 4	制御部	
2 0 1	撮像光学系	
2 0 2	撮像素子	
2 0 2 a	カラーフィルタ	
2 0 3	ライトガイド	10
2 0 4	照明用レンズ	
2 0 5	A / D変換部	
2 0 6	撮像情報記憶部	
2 6 1	識別情報記憶部	
4 1 1	プレ処理部	
4 1 2	補間処理部	
4 1 2 a	G補間色差算出部	
4 1 2 b	色差補間部	
4 1 2 c	カラー画像信号生成部	
4 1 2 d	G信号特定周波数成分抽出部	20
4 1 2 e	特定周波数成分加算部	
4 1 3	表示画像生成処理部	
4 0 0 1	色差分離部	
4 0 0 2	B - G 相関判別部	
4 0 0 3	B - G 補間方向判別部	
4 0 0 4	B - G 補間部	
4 0 0 5	R - G 相関判別部	
4 0 0 6	R - G 補間方向判別部	
4 0 0 7	R - G 補間部	
4 1 0 1	フィルタ処理部	30
4 1 0 2	クリップ処理部	
4 1 0 3	ゲイン処理部	
4 2 0 1	第1切替部	
4 2 0 2	第1加算部	
4 2 0 3	第2切替部	
4 2 0 4	第2加算部	
U 1	フィルタユニット	

【図 1】



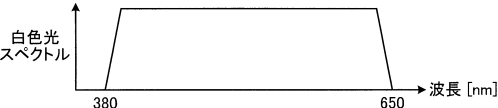
【図 2】



【図 3】

P ₁₁	P ₁₂	P ₁₃	P ₁₄	...
P ₂₁	P ₂₂	P ₂₃	P ₂₄	...
P ₃₁	P ₃₂	P ₃₃	P ₃₄	...
P ₄₁	P ₄₂	P ₄₃	P ₄₄	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

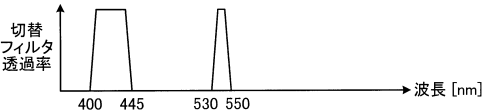
【図 5】



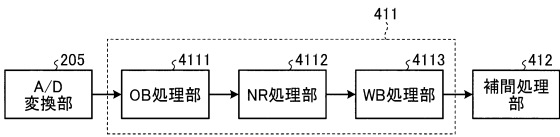
【図 4】

U1				
R ₁₁	G ₁₂	R ₁₃	G ₁₄	...
G ₂₁	B ₂₂	G ₂₃	B ₂₄	...
R ₃₁	G ₃₂	R ₃₃	G ₃₄	...
G ₄₁	B ₄₂	G ₄₃	B ₄₄	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

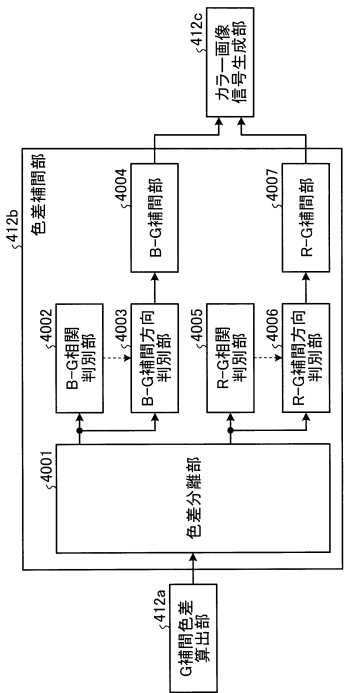
【図 6】



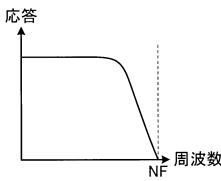
【図 7】



【図 9】



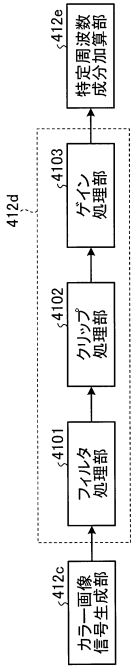
【図 8】



【図 10】

$(B-G)_{11}$		$(B-G)_{13}$		...
	$(R-G)_{22}$		$(R-G)_{24}$	...
$(B-G)_{31}$		$(B-G)_{33}$		...
	$(R-G)_{42}$		$(R-G)_{44}$	...
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

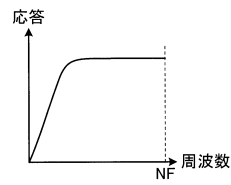
【図 12】



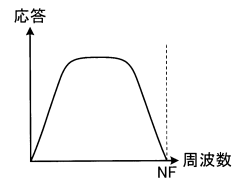
【図 11】

	$f_{B-G}(k, l-2)$		$f_{B-G}(k+2, l-2)$
$f_{B-G}(k-1, l-1)$		$f_{B-G}(k+1, l-1)$	
	$f_{B-G}(k, l)$		$f_{B-G}(k+2, l)$
$f_{B-G}(k-1, l+1)$		$f_{B-G}(k+1, l+1)$	

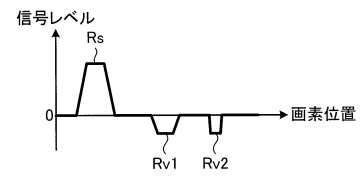
【図 13】



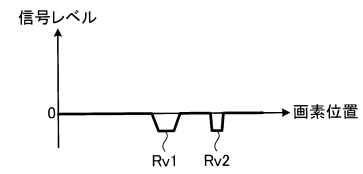
【図 14】



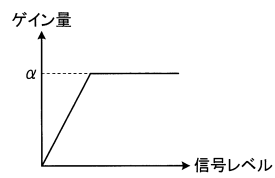
【図 15】



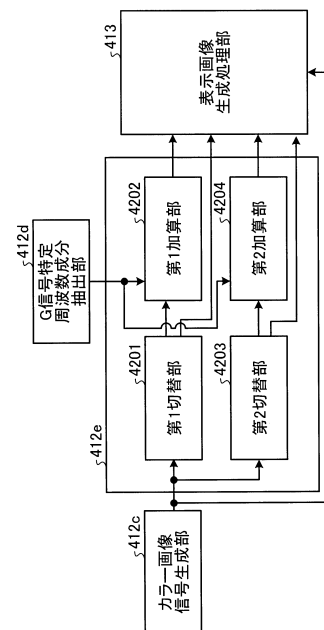
【図 16】



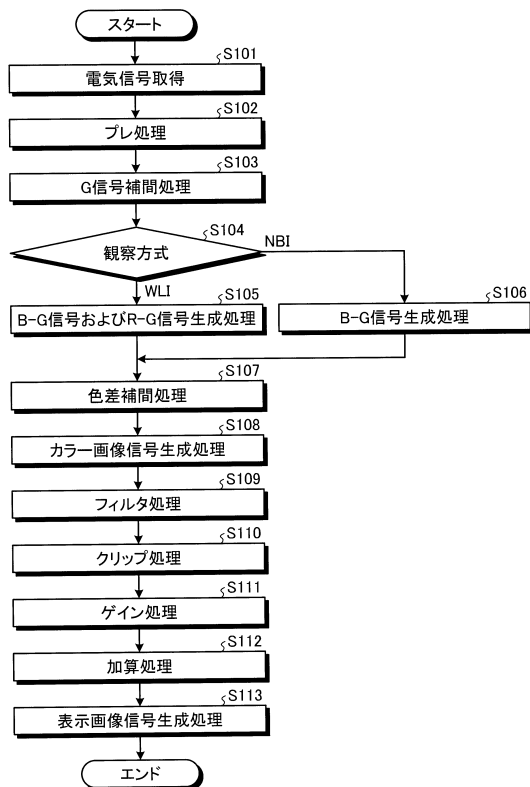
【図 17】



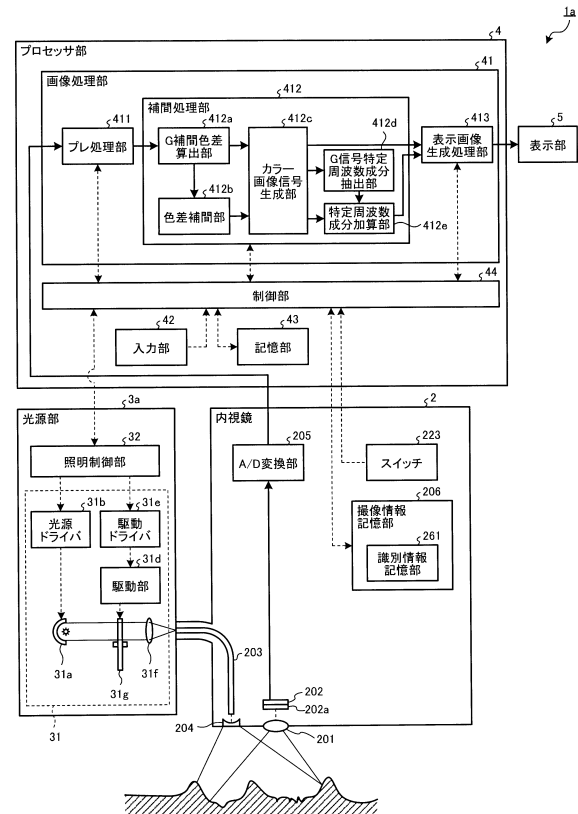
【図 18】



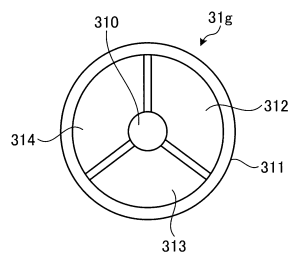
【図 19】



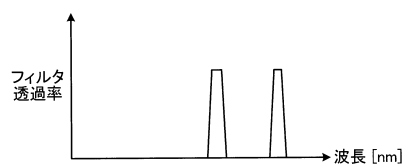
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2011-143100 (JP, A)
特開 2014-039105 (JP, A)
特開 2008-043604 (JP, A)
米国特許第 5049989 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理设备的操作方法		
公开(公告)号	JP6454359B2	公开(公告)日	2019-01-16
申请号	JP2016568228	申请日	2015-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	佐々木寛		
发明人	佐々木 寛		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00013 A61B1/00009 A61B1/2733 G02B23/2461 G06T7/0012 G06T7/11 G06T2207/20036		
FI分类号	A61B1/045.611 A61B1/045.618 A61B1/00.513 G02B23/24.B		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JPWO2016110984A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的图像处理装置，其中，红色，第一像素以产生第一亮度分量的第一颜色信号是包括光在绿色和蓝色波长波段中，窄带照明光的白色照明光的亮度分量第二像素，以及用于从第一和第二亮度分量来产生不同的颜色分量的第三彩色信号的第三像素被布置为生成所述第二亮度分量的第二颜色信号是亮度分量，第一由像素的密度大于所述第二和第三像素的密度高，来内插所述颜色分量的像素的信号丢失分别产生具有每个颜色成分的颜色信号的图像信号的彩色信号的基础上用于产生，从由内插，特定频率分量提取单元，其提取具有预定的空间频率分量的特定频率分量信号产生的各颜色成分的颜色信号的第一亮度成分的颜色信号的图像处理装置，与第一亮度分量不同的颜色分量的颜色信号配备有特定的频率分量相加单元，用于将特定频率分量的信号是特定频率分量提取单元和萃取。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6454359号 (P6454359)	
(45) 発行日 平成31年1月16日(2019.1.16)		(24) 登録日 平成30年12月21日(2018.12.21)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 1/045 (2006.01)		A 6 1 B 1/045		6 1 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)		A 6 1 B 1/045		6 1 8	
G O 2 B 23/24 (2006.01)		A 6 1 B 1/00		5 1 3	
		G O 2 B 23/24		B	
請求項の数 8 (全 29 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-568228 (P2016-568228)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地			
(86) (22) 出願日 平成27年1月8日(2015.1.8)					
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/050400		(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明			
(87) 国際公開番号 W02016/110984		(72) 発明者 佐々木 寛 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内			
(87) 国際公開日 平成28年7月14日(2016.7.14)					
審査請求日 平成29年2月8日(2017.2.8)		審査官 原 俊文			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理装置の作動方法、画像処理装置の作動プログラムおよび内視鏡装置					