

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6420230号
(P6420230)

(45) 発行日 平成30年11月7日 (2018. 11. 7)

(24) 登録日 平成30年10月19日 (2018. 10. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/045 6 1 8

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

A 6 1 B 1/00 5 1 3

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

G O 2 B 23/24 B

H O 4 N 7/18 (2006. 01)

H O 4 N 7/18 M

請求項の数 16 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2015-250539 (P2015-250539)
 (22) 出願日 平成27年12月22日 (2015. 12. 22)
 (65) 公開番号 特開2017-113185 (P2017-113185A)
 (43) 公開日 平成29年6月29日 (2017. 6. 29)
 審査請求日 平成30年2月19日 (2018. 2. 19)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 青山 達也
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 伊藤 昭治
 (56) 参考文献 国際公開第2013/035531 (W
 O, A 1)
 特開2009-118988 (JP, A
)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、前記第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、前記第1画像とは異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影して得る第2画像と、を取得する画像取得部と、

少なくとも前記第1画像または前記第2画像のいずれか一方からハレーション領域を検出するハレーション領域検出部と、

前記第1画像と前記第2画像とを用いて演算し、演算画像を生成する演算画像生成部と、

、

前記演算画像を色調に反映した表示画像を生成する表示画像生成部と、

前記表示画像の前記ハレーション領域の色調を変更する色調変更部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記色調変更部は、少なくとも前記演算画像の画素値を補正することで、前記表示画像の色調を変更する請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記色調変更部は、彩度、色相、または明度のうち少なくとも1つを変更する請求項1または2に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記色調変更部は、前記表示画像の前記ハレーション領域の彩度を抑制する請求項3に

10

20

記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記色調変更部は、前記表示画像の前記ハレーション領域を無彩色にする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記色調変更部は、前記演算画像の画素値の大きさを閾値の値に抑制する請求項 4 または 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記表示画像生成部は、前記表示画像を生成する際に、前記演算画像に重みを付けて色差チャンネルに割り当て、

前記色調変更部は、前記演算画像の前記重みを用いて、前記閾値を調整する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記表示画像生成部は、前記第 1 画像または前記第 2 画像のうちいずれか一方を輝度チャンネルに割り当て、かつ、前記演算画像を色差チャンネルに割り当てることにより前記表示画像を生成し、

前記ハレーション領域検出部は、前記第 1 画像または前記第 2 画像のうち前記輝度チャンネルに割り当てる一方の画像から前記ハレーション領域を検出し、

前記色調変更部は、少なくとも前記第 1 画像または前記第 2 画像のうち前記輝度チャンネルに割り当てる一方の画像から検出した前記ハレーション領域について、前記表示画像の色調を変更する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記色調変更部は、前記第 1 画像の前記ハレーション領域と、前記第 2 画像の前記ハレーション領域の両方の前記ハレーション領域について色調を変更する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記演算画像生成部は、前記演算画像として、前記第 1 画像と前記第 2 画像の差分画像を生成する請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記ハレーション領域検出部は、画素値の出現頻度を表すヒストグラムを用いて前記ハレーション領域を検出する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記ハレーション領域検出部は、最大画素値から特定の範囲内において前記ハレーション領域を検出する請求項 11 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記ハレーション領域検出部は、前記特定の範囲内において前記ヒストグラムの谷の頂点を検出し、前記谷の頂点の画素値以上前記最大画素値以下の画素値を有する画素の集合を前記ハレーション領域として検出する請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記表示画像生成部が前記表示画像の生成に使用する前記演算画像を平滑化する平滑化部を備える請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、前記第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、前記第 1 画像とは異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影して得る第 2 画像と、を取得する画像取得部と、

少なくとも前記第 1 画像または前記第 2 画像のいずれか一方からハレーション領域を検出するハレーション領域検出部と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像とを用いて演算し、演算画像を生成する演算画像生成部と、

前記演算画像を色調に反映した表示画像を生成する表示画像生成部と、

10

20

30

40

50

前記表示画像の前記ハレーション領域の色調を変更する色調変更部と、
を備えるプロセッサ装置。

【請求項 16】

画像取得部が、第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、前記第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、前記第 1 画像とは異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影して得る第 2 画像と、を取得するステップと、

ハレーション領域検出部が、少なくとも前記第 1 画像または前記第 2 画像のいずれか一方からハレーション領域を検出するステップと、

演算画像生成部が、前記第 1 画像と前記第 2 画像とを用いて演算し、演算画像を生成するステップと、

表示画像生成部が、前記演算画像を色調に反映した表示画像を生成するステップと、
色調変更部が、前記表示画像の前記ハレーション領域の色調を変更するステップと、
を備える内視鏡システムの作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、異なるタイミングにおいて撮影した 2 つの画像を用いて表示用の画像を生成する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

20

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて、観察対象をほぼリアルタイムに動画を用いて観察しながら診断することが一般的になっている。また、観察対象を自然に観察するだけでなく、青色及び緑色のごく狭い波長帯域の光（以下、狭帯域光という）を照明光に利用することで、血管等の注目する組織や腺管構造（いわゆるピットパターン）等の注目する構造を強調した画像を得る内視鏡システムが知られている。

【0003】

注目する組織や構造を強調した画像を得る際には、多くの場合、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た 2 つの画像を利用することがある。例えば、照明光を変えて観察対象を撮影して 2 つの画像を取得し、これらの画像の一方に、これら 2 つの画像の差分画像を合成することで、血管の深さを、明るさを用いて表現した画像を生成及び表示する内視鏡システムが知られている（特許文献 1）。また、注目する組織や構造を抽出したり強調したりする際や、酸素飽和度等の生体機能情報を算出する際にも、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た 2 つの画像を利用する場合がある。

30

【0004】

この他、内視鏡システムにおいては、彩度を上げて血管を強調し、粘膜に対して血管の視認性を向上する血管の強調方法が知られている（特許文献 2）。また、複数色の画像を同時に取得する場合でも、画素値が大きい画素を色ごとに補正すると偽色が発生するので、色のバランスを保ったまま画素値を低減（抑圧）する内視鏡システムが知られている（特許文献 3）。色ずれ（偽色）を検出し、補正する内視鏡システムも知られている（特許文献 4）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2015 - 066050 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 093338 号公報

【特許文献 3】特開 2000 - 115792 号公報

【特許文献 4】特開平 03 - 261295 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

2つの画像を用いて注目する組織を強調等した表示用の画像（以下、表示画像という）を生成する場合、通常は、使用する2つの画像間において各画像が表す観察対象の位置合わせをすることにより、注目する組織等を正確に強調等する。

【0007】

一方、観察対象の形状と照明光の照射向きに起因して、照明光の反射率が部分的に極端に大きくなることがあり、撮影した画像には、画素値が飽和したいわゆるハレーション領域が発生することがある。観察対象のごく僅かな動きでも、ハレーション領域の位置は比較的大きく移動するので、観察対象の位置合わせでは、通常は、ハレーション領域の位置まで正確に位置合わせすることはできない。したがって、色が異なる（すなわち照明光が異なる）2つの画像を使用して表示画像を生成する際に、使用する2つの画像にハレーションがあると、ハレーション領域に色ずれに起因する偽色が発生するという問題がある。このハレーション領域の偽色は、使用する画像を用いて演算をした結果（例えば差分）を色調に反映した表示画像を生成する場合に特に顕著であり、観察対象の観察に支障をきたすこともあるので、ハレーション領域においても偽色が発生しないようにすることが望まれている。

10

【0008】

特許文献3は、位置合わせの必要がない同時に撮影した色が異なる3つの画像を用いて表示画像を生成する際に、偽色を発生させないように各色の画像を補正しているが、上記のように、異なるタイミングにおいて取得する色が異なる2つの画像を使用して表示画像を生成する際の偽色は防止できない。また、特許文献4は、異なるタイミングにおいて取得する色が異なる3つの画像を使用して表示画像を生成する際に、偽色を検出して補正する旨を開示しているが、これは上記観察対象の位置合わせに相当する。したがって、特許文献4の方法を用いた場合には、観察対象の位置合わせをした後にもハレーション領域の位置ずれが残るので、ハレーション領域の偽色を低減することはできない。

20

【0009】

本発明は、照明光を変えて、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る2つの画像を用いて演算して得る演算画像を色調に反映した表示画像を生成する際に、ハレーション領域の偽色を低減する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】**【0010】**

本発明の内視鏡システムは、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第2画像と、を取得する画像取得部と、少なくとも第1画像または第2画像のいずれか一方からハレーション領域を検出するハレーション領域検出部と、第1画像と第2画像とを用いて演算し、演算画像を生成する演算画像生成部と、演算画像を色調に反映した表示画像を生成する表示画像生成部と、表示画像のハレーション領域の色調を変更する色調変更部と、を備える。

40

【0011】

色調変更部は、少なくとも演算画像の画素値を補正することで、表示画像の色調を変更することが好ましい。

【0012】

色調変更部は、彩度、色相、または明度のうち少なくとも1つを変更することが好ましい。

【0013】

色調変更部は、表示画像のハレーション領域の彩度を抑制することが好ましい。

【0014】

色調変更部は、表示画像のハレーション領域を無彩色にすることが好ましい。

50

【 0 0 1 5 】

色調変更部は、演算画像の画素値の大きさを閾値の値に抑制することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

表示画像生成部は、表示画像を生成する際に、演算画像に重みを付けて色差チャンネルに割り当て、色調変更部は、差分画像の重みを用いて、閾値を調整することが好ましい。

【 0 0 1 7 】

表示画像生成部は、第1画像または第2画像のうちいずれか一方を輝度チャンネルに割り当て、かつ、演算画像を色差チャンネルに割り当てることにより表示画像を生成し、ハレーション領域検出部は、第1画像または第2画像のうち輝度チャンネルに割り当てて一方の画像からハレーション領域を検出し、色調変更部は、少なくとも第1画像または第2画像のうち輝度チャンネルに割り当てて一方の画像から検出したハレーション領域について、表示画像の色調を変更することが好ましい。

10

【 0 0 1 8 】

色調変更部は、第1画像のハレーション領域と、第2画像のハレーション領域の両方のハレーション領域について色調を変更することが好ましい。

【 0 0 1 9 】

演算画像生成部は、演算画像として、第1画像と第2画像の差分画像を生成することが好ましい。

【 0 0 2 0 】

ハレーション領域検出部は、画素値の出現頻度を表すヒストグラムを用いてハレーション領域を検出することが好ましい。

20

【 0 0 2 1 】

ハレーション領域検出部は、最大画素値から特定の範囲内においてハレーション領域を検出することが好ましい。

【 0 0 2 2 】

ハレーション領域検出部は、特定の範囲内においてヒストグラムの谷の頂点を検出し、谷の頂点の画素値以上最大画素値以下の画素値を有する画素の集合をハレーション領域として検出することが好ましい。

【 0 0 2 3 】

表示画像生成部が表示画像の生成に使用する演算画像を平滑化する平滑化部を備えることが好ましい。

30

【 0 0 2 4 】

本発明のプロセッサ装置は、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第2画像と、を取得する画像取得部と、少なくとも第1画像または第2画像のいずれか一方からハレーション領域を検出するハレーション領域検出部と、第1画像と第2画像とを用いて演算し、演算画像を生成する演算画像生成部と、演算画像を色調に反映した表示画像を生成する表示画像生成部と、表示画像のハレーション領域の色調を変更する色調変更部と、を備える。

【 0 0 2 5 】

40

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像取得部が、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第2画像と、を取得するステップと、ハレーション領域検出部が、少なくとも第1画像または第2画像のいずれか一方からハレーション領域を検出するステップと、演算画像生成部が、第1画像と第2画像とを用いて演算し、演算画像を生成するステップと、表示画像生成部が、演算画像を色調に反映した表示画像を生成するステップと、色調変更部が、表示画像のハレーション領域の色調を変更するステップと、を備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

50

本発明の内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法は、照明光を変えて、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る２つの画像を用い、これら２つの画像の差分を色調に反映した表示画像を生成する際に、ハレーション領域の色調を変更することで、ハレーション領域の偽色を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２７】

【図１】内視鏡システムの外觀図である。

【図２】内視鏡システムのブロック図である。

【図３】特殊処理部のブロック図である。

【図４】血管の深さと血管のコントラストの関係を模式的に表すグラフである。

10

【図５】ハレーション領域の検出に使用するヒストグラムである。

【図６】ハレーション領域の画素値を示すグラフである。

【図７】差分画像におけるハレーション領域の画素値を示すグラフである。

【図８】彩度抑制処理をした差分画像の画素値を示すグラフである。

【図９】表示画像の生成方法を示す説明図である。

【図１０】特殊観察モードの動作の流れを示すフローチャートである。

【図１１】Ｖ画像の模式図である。

【図１２】Ｂ画像の模式図である。

【図１３】差分画像の模式図である。

【図１４】彩度抑制処理をした差分画像の模式図である。

20

【図１５】平滑化した差分画像の模式図である。

【図１６】表示画像の模式図である。

【図１７】比較例の表示画像及びその生成過程を示す説明図である。

【図１８】第１画像及び第２画像のハレーション領域の画素値を零にした場合の差分画像の画素値の分布を示すグラフである。

【図１９】第１画像及び第２画像のハレーション領域の画素値を零にした場合の差分画像の模式図である。

【図２０】第１画像及び第２画像のハレーション領域の画素値を零にした場合の表示画像の模式図である。

【図２１】表示画像のハレーション領域周辺の拡大図である。

30

【図２２】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【００２８】

図１に示すように、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８と、コンソール１９とを有する。内視鏡１２は、光源装置１４と光学的に接続するとともに、プロセッサ装置１６に電氣的に接続する。内視鏡１２は、被検体内に挿入する挿入部１２ａと、挿入部１２ａの基端部分に設けられた操作部１２ｂと、挿入部１２ａの先端側に設けられた湾曲部１２ｃと、先端部１２ｄとを有している。操作部１２ｂのアングルノブ１２ｅを操作することにより、湾曲部１２ｃが湾曲する。この湾曲部１２ｃが湾曲した結果、先端部１２ｄが所望の方向に向く。

40

【００２９】

また、操作部１２ｂには、アングルノブ１２ｅの他、モード切り替えスイッチ１３ａ、ズーム操作部１３ｂが設けられている。モード切り替えスイッチ１３ａは、観察モードの切り替え操作に用いる。内視鏡システム１０は、通常観察モードと特殊観察モードを有する。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮影して得る自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ１８に表示する観察モードである。特殊観察モードは、観察対象を撮影して得た画像を用いて観察対象に含まれる血管のうち、特定の深さにある血管を強調した画像を表示する観察モードである。

【００３０】

プロセッサ装置１６は、モニタ１８及びコンソール１９と電氣的に接続する。モニタ１

50

8 は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0031】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、照明光を発光する光源部 20 と、光源部 20 の駆動を制御する光源制御部 22 と、を備えている。

【0032】

光源部 20 は、V 光源 20a、B 光源 20b、G 光源 20c、及び、R 光源 20d の 4 個の光源を備える。本実施形態においては、V 光源 20a、B 光源 20b、G 光源 20c、及び、R 光源 20d はいずれも LED (Light Emitting Diode) である。光源部 20 には、これらの LED の代わりに、LD (Laser Diode) と蛍光体と帯域制限フィルタとの組み合わせや、キセノンランプ等のランプと帯域制限フィルタとの組み合わせ等を用いることができる。

【0033】

V 光源 20a は、中心波長が約 405 nm、波長帯域が約 380 nm ~ 420 nm の紫色光 V を発光する紫色光源である。B 光源 20b は、中心波長が約 460 nm、波長帯域が約 420 nm ~ 500 nm の青色光 B を発光する青色光源である。G 光源 20c は、波長帯域が約 480 nm ~ 600 nm に及ぶ緑色光 G を発光する緑色光源である。R 光源 20d は、中心波長が約 620 nm ~ 630 nm、波長帯域が約 600 nm ~ 650 nm に及ぶ赤色光 R を発光する赤色光源である。なお、V 光源 20a 及び B 光源 20b の中心波長は ± 5 nm から ± 10 nm 程度の幅を有する。

【0034】

光源制御部 22 は、光源部 20 を構成する各光源 20a ~ 20d の点灯や消灯のタイミング、及び点灯時の発光量等をそれぞれ独立に制御する。通常観察モードの場合、光源制御部 22 は、V 光源 20a、B 光源 20b、G 光源 20c、及び R 光源 20d を全て点灯する。このため、通常観察モードにおいては、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R を含む白色光が照明光になる。

【0035】

一方、特殊観察モードの場合、第 1 照明光と、第 1 照明光とは異なる第 2 照明光とを、設定により選択して使用する。このため、特殊観察モードの場合、光源制御部 22 は、第 1 照明光を発光する発光パターンと、第 2 照明光を発光する発光パターンで各色の光源 20a ~ 20d を制御する。

【0036】

例えば、設定により選択した第 1 照明光及び第 2 照明光が紫色光 V 及び青色光 B である場合、光源制御部 22 は、V 光源 20a だけを点灯する発光パターンと、B 光源 20b だけを点灯する発光パターンを交互に繰り返す。また、設定により選択した第 1 照明光及び第 2 照明光が青色光 B と緑色光 G である場合、光源制御部 22 は、B 光源 20b だけを点灯する発光パターンと、G 光源 20c だけを点灯する発光パターンを交互に繰り返す。

【0037】

もちろん、赤色光 R は、第 1 照明光または第 2 照明光に使用できる。また、各色の光源 20a ~ 20d のうちのいずれか 1 つを用いて発光する単色の光を第 1 照明光または第 2 照明光として使用できる他、各色の光源 20a ~ 20d のうち 2 以上の光源を点灯して発光する光を第 1 照明光または第 2 照明光として使用することもできる。複数の光源を点灯して第 1 照明光または第 2 照明光を発光する場合には、点灯する光源の光量のバランスを調節して全体としての分光スペクトルを変えることで、点灯する光源の組み合わせ同じ場合でも様々な色の光を第 1 照明光または第 2 照明光として使用することができる。帯域制限フィルタを用いて、各色の光源 20a ~ 20d が発光する各色光の波長帯域や光量の一部を制限した光も第 1 照明光または第 2 照明光として使用可能である。したがって、本明細書において、照明光が「異なる」とは、2 つの照明光を比較した場合に、波長帯域また

10

20

30

40

50

は分光スペクトルの少なくとも一方が同一でないことを意味する。

【0038】

光源部20が発光した照明光は、ライトガイド41に入射する。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード（内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコード）内に内蔵されており、照明光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0039】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮影光学系30bが設けられている。照明光学系30aは、照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して照明光が観察対象に照射される。撮影光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、及びイメージセンサ48を有している。イメージセンサ48は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して、観察対象から戻る照明光の反射光や散乱光（観察対象が発する蛍光や観察対象に投与等した薬剤に起因する蛍光を含む）等を用いて観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ47は、ズーム操作部13bの操作をすることで移動し、イメージセンサ48を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小する。

【0040】

イメージセンサ48は、原色系のカラーセンサであり、主に紫色から青色の波長帯域の光を透過する青色カラーフィルタが設けられたB画素（青色画素）、主に緑色の波長帯域の光を透過する緑色カラーフィルタが設けられたG画素（緑色画素）、及び、主に赤色の波長帯域の光を透過する赤色カラーフィルタが設けられたR画素（赤色画素）の3種類の画素を有する。このため、イメージセンサ48を用いて観察対象を撮影すると、B画像（青色画像）、G画像（緑色画像）、及びR画像（赤色画像）の3種類の画像が得られる。

【0041】

通常観察モードの場合、照明光は白色光であるため、上記の通り、B画像、G画像、及びR画像がそれぞれ得られる。具体的には、B画素は、白色光の反射光等のうち、紫色から青色の波長帯域の光を受光して観察対象を撮影し、B画像を出力する。G画素は緑色の波長帯域の光を受光してG画像を出力し、R画素は赤色の波長帯域の光を受光してR画像を出力する。

【0042】

一方、特殊観察モードにおいては、照明光は第1照明光と第2照明光とで交互に切り替わる。このため、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得るBGR各色の画像（以下、第1画像という）と、第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得るBGR各色の画像（以下、第2画像という）が得られる。例えば、紫色光Vを第1照明光に使用し、かつ、青色光Bを第2照明光に使用する場合、実質的に、紫色光Vの反射光等に対応するB画像（以下、V画像という）が第1画像であり、青色光Bに対応するB画像が第2画像である。

【0043】

なお、イメージセンサ48としては、CCD（Charge Coupled Device）センサや、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサを利用可能である。また、本実施形態のイメージセンサ48は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンタカラーフィルタが設けられたマゼンタ画素、イエローカラーフィルタが設けられたイエロー画素、及び、グリーンカラーフィルタが設けられたグリーン画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に上記各色の画素から得る画像は、補色-原色色変換をすれば、B画像、G画像、及びR画像に変換することができる。また、カラーセンサの代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサをイメージセンサ48として使用することができる。この場合、BGR等各色の照明光を用いて観察対象を順次撮影することにより、上記各色の画像を得ることができる。

【 0 0 4 4 】

プロセッサ装置 1 6 は、制御部 5 2 と、画像取得部 5 4 と、画像処理部 6 1 と、表示制御部 6 6 と、を有する。

【 0 0 4 5 】

制御部 5 2 は、モード切り替えスイッチ 1 3 a からモード切り替え信号の入力を受けて、光源制御部 2 2 及びイメージセンサ 4 8 に制御信号を入力することにより、観察モードを切り替える。また、制御部 5 2 は、照明光の照射タイミングと撮影のタイミングの同期制御等もする。

【 0 0 4 6 】

画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から各色の画像を取得する。具体的には、通常観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から B 画像、G 画像、及び R 画像を取得する。一方、特殊観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から、第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、第 1 画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第 2 画像と、を取得する。例えば、第 1 照明光が紫色光 V であり、第 2 照明光が青色光 B の場合には、画像取得部 5 4 は、V 画像と B 画像を順次取得する。

【 0 0 4 7 】

また、画像取得部 5 4 は、DSP (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ低減部 5 8 と、変換部 5 9 と、を有し、これらを用いて、取得した画像に各種処理を施す。

【 0 0 4 8 】

DSP 5 6 は、取得した画像に対し、必要に応じて欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及び YC 変換処理等の各種処理を施す。

【 0 0 4 9 】

欠陥補正処理は、イメージセンサ 4 8 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した画像から暗電流成分を低減し、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理（等方化処理や同時化処理とも言う）は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、カラーフィルタの配列のため、イメージセンサ 4 8 において他の色の画素を配置しているために、画素値がない画素である。例えば、B 画像は B 画素において観察対象を撮影して得る画像なので、イメージセンサ 4 8 の G 画素や R 画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B 画像を補間して、イメージセンサ 4 8 の G 画素及び R 画素の位置にある画素の画素値を生成する。YC 変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度チャンネル Y と色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に変換する処理である。

【 0 0 5 0 】

ノイズ低減部 5 8 は、輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部 5 9 は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r を再び BGR の各色の画像に再変換する。

【 0 0 5 1 】

画像処理部 6 1 は、通常処理部 6 2 と、特殊処理部 6 3 とを有する。通常処理部 6 2 は、通常観察モード時に作動し、BGR 各色の画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、通常画像を生成する。色変換処理は、BGR 各色の画像に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 LUT (ルックアップテーブル) 処理等を行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の組織や構造を強調する処理である。表示制御部 6

10

20

30

40

50

6 は、通常処理部 6 2 から通常画像を順次取得し、取得した通常画像を表示に適した形式に変換してモニタ 1 8 に順次出力表示する。これにより、通常観察モードの場合、医師等は、通常画像の動画を用いて観察対象を観察することができる。

【 0 0 5 2 】

特殊処理部 6 3 は、特殊観察モード時に作動し、特殊観察モードにおいて取得した画像を用いて、特定深さ（例えば、観察対象の粘膜の表面を基準とした深さが特定の深さ）にある血管を、他の血管に対して色の違いを用いて表す画像を生成する。図 3 に示すように、特殊処理部 6 3 は、位置合わせ部 7 1、明るさ補正部 7 2、演算画像生成部 7 3、ハレーション領域検出部 7 4、色調変更部 7 5、平滑化部 7 6、及び、表示画像生成部 7 7 を備える。

10

【 0 0 5 3 】

位置合わせ部 7 1 は、第 1 画像と第 2 画像の位置合わせを行う。第 1 画像と第 2 画像の位置合わせ（以下、単に位置合わせという）とは、第 1 画像が表す観察対象と第 2 画像が表す観察対象の対応する部分の位置（座標）を概ね一致させる処理である。例えば、位置合わせは、第 1 画像及び第 2 画像のマッチングにより両画像が表す観察対象の動きベクトルを推定し、推定した動きベクトルに基づいて第 1 画像及び第 2 画像のうち少なくとも一方を変形して行うことができる。

【 0 0 5 4 】

明るさ補正部 7 2 は、位置合わせ部 7 1 が位置合わせした第 1 画像または第 2 画像のうち少なくとも一方の明るさを補正し、第 1 画像及び第 2 画像の明るさを特定の比率にする。例えば、明るさ補正部 7 2 は、第 1 照明光と第 2 照明光の光量比を用いて、第 1 画像または第 2 画像のうち少なくともいずれか一方をゲイン補正することにより、第 1 画像及び第 2 画像の相対的な明るさを補正する。

20

【 0 0 5 5 】

第 1 画像を得たときの第 1 照明光の光量と、第 2 画像を得たときの第 2 照明光の光量は、第 1 画像及び第 2 画像を得た時点でいずれも既知であるから、第 1 照明光と第 2 照明光の光量比は、明るさ補正部 7 2 が明るさの補正をする段階で既知である。このため、例えば、第 1 照明光が紫色光 V であり、第 2 照明光が青色光 B であり、紫色光 V の光量と青色光 B の光量が 2 : 1 の場合、明るさ補正部 7 2 は、V 画像（第 1 画像）の明るさをゲイン補正により 1 / 2 倍にし、または、B 画像（第 2 画像）の明るさをゲイン補正により 2 倍にして、V 画像（第 1 画像）の明るさと B 画像（第 2 画像）の明るさの比率を 1 : 1（特定の比率）にする。

30

【 0 0 5 6 】

また、第 1 画像の輝度の平均値は、第 1 画像が表す観察対象の粘膜の明るさに概ね相当する。第 2 画像においても同様である。このため、上記のように、第 1 照明光と第 2 照明光の比を用いる代わりに、明るさ補正部 7 2 は、第 1 画像及び第 2 画像の輝度の平均値を算出し、これらの比を用いて、第 1 画像または第 2 画像のうち少なくとも一方にゲイン補正をして、第 1 画像及び第 2 画像の相対的な明るさを特定の比率に補正することもできる。

【 0 0 5 7 】

演算画像生成部 7 3 は、明るさを補正した第 1 画像及び第 2 画像を用いて演算し、演算画像を生成する。本実施形態においては、演算画像生成部 7 3 は、第 1 画像と第 2 画像の差をとり、演算画像として差分画像 Δ を生成する。より具体的には、演算画像生成部 7 3 は、第 1 画像及び第 2 画像を対数変換し、対数変換後の第 1 画像及び第 2 画像の差を表す差分画像 Δ（より具体的には第 2 画像から第 1 画像を減算した差分画像 Δ）を生成する。第 1 画像及び第 2 画像の各画素の画素値は受光量を表すが、対数変換をすると、画素値は濃度を表すことになるので、各画像を得たときの照明光の照度によらず、安定した演算結果を得ることができる。なお、対数変換に限らず、γ 変換でも良い。

40

【 0 0 5 8 】

上記のように演算画像生成部 7 3 が、演算画像として差分画像 Δ を生成することは、第

50

1 画像と第 2 画像を用いて特定深さにある血管を強調することに相当する。例えば、図 4 に示すように、紫色光 V 及び青色光 B を第 1 照明光及び第 2 照明光に使用すると、どちらの照明光の場合も、粘膜下の比較的浅い深さ範囲にあるいわゆる表層血管 (A_s 及び A_d の全深さ範囲の血管) を観察可能である。しかし、紫色光 V は、青色光 B と比較して波長が短いので光の深達度が小さい。このため、紫色光 V を照明光に使用すると、青色光 B を照明光に使用する場合と比較して、表層血管の中でも特に浅い深さ範囲 A_s にある血管 (以下、極表層血管という) がよく写るが、表層血管の中でも比較的深い深さ範囲 A_d にある血管の写りが良くない。その代わり、深さ範囲 A_s にある極表層血管のコントラスト (周辺の粘膜からの反射光量に対する血管からの反射光量の比) は、青色光 B を照明光に使用する場合よりも大きい。逆に、青色光 B は、紫色光 V と比較して波長が長いので光の深達度が大きい。このため、青色光 B を照明光に使用すると、紫色光 V を照明光に使用する場合と比較して、相対的に深い深さ範囲 A_d にある血管をよく写し出せる。その代わり、特に浅い深さ範囲 A_s にある極表層血管のコントラストは紫色光 V を使用した場合よりも小さい。

10

【0059】

したがって、紫色光 V を照明光に使用して得る V 画像から、青色光 B を照明光に使用して得る B 画像を減算して差分画像 Δ を生成すると、この差分画像 Δ は、表層血管のなかでも特に粘膜下の浅い深さ範囲 A_s にある極表層血管を表す画素の画素値は小さい値 (黒色) になり、表層血管の中でも深い深さ範囲 A_d にある血管を表す画素の画素値は大きい値 (白色) になる。このため、注目する組織が極表層血管の場合には、第 1 照明光を紫色光 V にし、第 2 照明光を青色光 B にすることで、V 画像から B 画像を減算して差分画像 Δ を生成すると、この差分画像 Δ は、コントラストを用いて特定の深さ範囲 A_s にある極表層血管を強調した画像となる。

20

【0060】

なお、上記とは逆に B 画像から V 画像を減算して差分画像 Δ を生成すると、この差分画像 Δ は、深さ範囲 A_s にある極表層血管を表す画素の画素値は大きい値 (白色) になり、深さ範囲 A_d にある血管を表す画素の画素値が小さい値 (黒色) になる。このため、上記と同じ紫色光 V 及び青色光 B の組み合わせを第 1 照明光及び第 2 照明光にする場合でも、第 1 照明光を青色光 B にし、第 2 照明光を紫色光 V にして、V 画像から B 画像を減算して差分画像 Δ を生成すると、この差分画像 Δ は、コントラストを用いて特定の深さ範囲 A_d にある血管を強調した画像となる。

30

【0061】

ハレーション領域検出部 74 は、例えば、画像取得部 54 から第 1 画像または第 2 画像を取得し、少なくとも第 1 画像または第 2 画像のいずれか一方からハレーション領域を検出する。本実施形態においては、ハレーション領域検出部 74 は、第 1 画像または第 2 画像のうち一方のみからハレーション領域を検出する。また、ハレーション領域検出部 74 は、第 1 画像と第 2 画像から任意にハレーションを検出する画像を選択するのではなく、第 1 画像と第 2 画像のうち、表示画像生成部 77 が表示画像を生成する際に使用する画像からハレーションを検出する。具体的には、表示画像生成部 77 は第 1 画像または第 2 画像のいずれかを表示画像の輝度チャンネルに割り当てて使用するので、ハレーション領域検出部 74 は、第 1 画像と第 2 画像のうち表示画像生成部 77 が輝度チャンネルに割り当てての方の画像からハレーションを検出する。

40

【0062】

また、ハレーション領域の検出には、図 5 に示すように、画素値の出現頻度を表すヒストグラムを用いる。ハレーション領域検出部 74 は、ハレーション領域の検出を最大画素値 P_M から始める。これは、ハレーション領域においては、画素値が飽和状態に、あるいは、画素値が飽和に近い状態にあるからである。また、このハレーション領域の特性上、ハレーション領域の検出は、ヒストグラムの全範囲において行う必要はない。このため、ハレーション領域検出部 74 は、最大画素値 P_M から画素値が小さくなる方向に特定の範囲 R₀ 内においてハレーション領域を検出する。ハレーション領域検出部 74 は、上記

50

のように最大画素値 P_M から特定の範囲 R_0 内において、ヒストグラム谷の頂点（いわゆるボトム）の画素値 P_B を検出する。これにより、ハレーション領域検出部 74 は、谷の頂点の画素値 P_B から最大画素値 P_M の画素値を有する画素の集合を、ハレーション領域として検出する。なお、特定の範囲 R_0 は、ハレーション領域の検出に過不足がない程度に比較的画素値が大きく、経験的にハレーション領域の検出に必要な十分な画素値の範囲である。

【0063】

また、ハレーション領域検出部 74 は、上記のように検出したハレーション領域のエッジを平滑化（いわゆるスムージング）することが好ましい。ハレーション領域の周囲は、ハレーション領域に関連して画素値に異常がある可能性があるため、ハレーション領域の周囲の画素も含めてハレーション領域を検出するためである。この平滑化は、平滑化部 76 と同様にして行うことができる。ハレーション領域のエッジを平滑化する平滑化部を、ハレーション領域検出部 74 とは別に設けても良い。この場合、ハレーション領域のエッジの平滑化には平滑化部 76 を使用できる。

【0064】

色調変更部 75 は、表示画像生成部 77 が生成する表示画像のハレーション領域の色調を変更する。色調変更部 75 が変更する色調とは、表示画像の彩度、色相、または明度である。色調変更部 75 は表示画像の彩度、色相、または明度のうち少なくとも 1 つを変更する。本実施形態においては、表示画像生成部 77 は、演算画像である差分画像 Δ を色調に反映した表示画像を生成するので、色調変更部 75 は、差分画像 Δ の少なくともハレーション領域の画素値を補正する。これにより、色調変更部 75 は、結果として、表示画像の色調を変更する。

【0065】

また、本実施形態においては、色調変更部 75 は、表示画像のハレーション領域の彩度を抑制する。具体的には、表示画像生成部 77 は、差分画像 Δ を色差チャンネルに割り当てて表示画像を生成するので、色調変更部 75 が差分画像 Δ のハレーション領域の画素値を抑制する。その結果、色調変更部 75 は、表示画像生成部 77 が生成する表示画像のハレーション領域を無彩色にする。

【0066】

色調変更部 75 が行う上記の彩度抑制処理は、第 1 彩度抑制処理と第 2 彩度抑制処理の 2 つの彩度抑制処理を含む。第 1 彩度抑制処理は、差分画像 Δ のうち、ハレーション領域検出部 74 が検出したハレーション領域の画素値をほぼ零にする部分的な画素値の置換処理である。第 2 彩度抑制処理は、差分画像 Δ の全体において、閾値 T_h 以上の画素値を $\pm T_h$ にする全体的なクリップ処理である。

【0067】

例えば、図 6 に示すように、第 1 画像のある部分にハレーション領域 H_1 があるとする。また、第 1 画像とは異なるタイミングにおいて撮影したために、第 2 画像のハレーション領域 H_2 は第 1 画像のハレーション領域 H_1 に対して位置がずれたとする。この場合、図 7 に示すように、差分画像 Δ は、第 1 画像のハレーション領域 H_1 のうち、第 2 画像のハレーション領域 H_2 と重複しない部分の画素値が大きくなる。同様に、差分画像 Δ は、第 2 画像のハレーション領域 H_2 のうち、第 1 画像のハレーション領域 H_1 と重複しない部分の画素値は小さくなる。また、差分画像 Δ は、第 1 画像のハレーション領域 H_1 と第 2 画像のハレーション領域 H_2 が重複する部分については、画素値が概ね零になる。

【0068】

このため、図 8 に示すように、色調変更部 75 は、差分画像 Δ に第 1 彩度抑制処理を施すことで、第 1 画像のハレーション領域 H_1 のうち、第 2 画像のハレーション領域 H_2 と重複しない部分の画素値をほぼ零にする。この結果、表示画像においては、第 1 画像のハレーション領域 H_1 の彩度が抑制される。さらに、色調変更部 75 は、差分画像 Δ に第 2 彩度抑制処理を施すことで、 $\pm T_h$ を超える画素値は全て $\pm T_h$ にクリップする。これにより、ハレーション領域検出部 74 は、第 1 画像のハレーション領域 H_1 だけを検出し、

第2画像のハレーション領域H2を検出しないが、色調変更部75は、第2画像のハレーション領域H2についても画素値を低減する。このように、色調変更部75が第2彩度抑制処理をすることで、表示画像においては、第2画像のハレーション領域H2の彩度も抑制される。

【0069】

平滑化部76は、いわゆるローパスフィルタ（以下、LPFという）であり、表示画像生成部77が表示画像の生成に使用する演算画像を平滑化する。本実施形態においては、演算画像生成部73は演算画像として差分画像 Δ を生成し、さらに色調変更部75が補正した差分画像 Δ を表示画像の生成に使用する。このため、平滑化部76は、色調変更部75が補正した補正後の差分画像 Δ を平滑化する。これにより、少なくともハレーション領域検出部74が検出したハレーション領域H1が平滑化される。平滑化部76が差分画像 Δ に施す平滑化の処理強度は、LPFのカットオフ周波数で定まる。LPFのカットオフ周波数は予め設定され、少なくとも、元の差分画像 Δ よりは平滑化する。この他、平滑化部76は、例えば縮小処理後に拡大処理をする等、拡大処理と縮小処理を組み合わせで差分画像 Δ を平滑化することができる。

10

【0070】

表示画像生成部77は、演算画像を色調に反映した表示画像を生成する。具体的には、表示画像生成部77は、第1画像または第2画像のうちのいずれかと、平滑化した演算画像とを用いて、輝度チャンネルYと、2つの色差チャンネルCb, Crとを有する表示画像を生成する。本実施形態においては、表示画像生成部77は、第1画像と第2画像のうち、注目する組織等のコントラストがより高い方の画像を輝度チャンネルYに割り当てる。また、演算画像生成部73は演算画像として差分画像 Δ を生成するので、表示画像生成部77は、平滑化した差分画像 Δ を2つの色差チャンネルCb, Crに割り当てる。これにより、表示画像生成部77は、注目する組織等を、色調を用いて強調した表示画像を生成する。

20

【0071】

例えば、注目する組織が極表層血管であり、第1照明光に紫色光Vを使用し、第2照明光に青色光Bを使用する場合、V画像（第1画像）とB画像（第2画像）を比較すると、相対的にV画像の方が極表層血管のコントラストが高い。このため、図9に示すように、表示画像生成部77は、相対的に極表層血管のコントラストが高いV画像を輝度チャンネルYに割り当てる。また、差分画像 Δ を色差チャンネルCb, Crに割り当てる際には、それぞれ係数 α （例えば $\alpha = 0.169$ ）と係数 β （例えば $\beta = 0.5$ ）を乗じて重みを付けることで、表層血管等を強調観察する他の内視鏡システムが表示する画像と色味を揃える。このようにして生成した表示画像は、全体としての色味が従来の内視鏡システムが生成する血管等を強調した画像とほぼ同じであり、かつ、粘膜や深さ範囲Ad等の他の血管に対して、極表層血管を色の違いを用いて強調した画像になる。なお、係数 α 及び係数 β は、注目する組織等に応じて、すなわち使用する照明光の組み合わせに応じて異なる。このため、色調変更部75は、差分画像 Δ の上記係数 β を用いて、第2彩度抑制処理に使用する閾値Thの大きさを調整する。

30

【0072】

表示制御部66は、特殊観察モードの場合、表示画像生成部77から上記表示画像を順次取得し、モニタ18への表示に適した形式に変換して順次出力する。これにより、特殊観察モードの場合、医師等は、動画を用いて観察対象を観察することができる。

40

【0073】

次に、特殊観察モードにおける内視鏡システム10の画像処理の流れを図10に沿って説明する。内視鏡システム10を特殊観察モードに切り替えると、光源部20は、設定にしたがって第1照明光を発光する（S10）。そして、イメージセンサ48は第1照明光が照射された観察対象を撮像することにより、画像取得部54が第1照明光に対応した第1画像を取得する（S11）。次いで、光源制御部22は照明光を切り替え、光源部20は第2照明光を発光する（S12）。そして、イメージセンサ48は第2照明光が照射さ

50

れた観察対象を撮像することにより、画像取得部 5 4 が第 1 照明光に対応した第 2 画像を取得する (S 1 3)。その後、位置合わせ部 7 1 が第 1 画像及び第 2 画像の位置合わせし (S 1 4)、明るさ補正部 7 2 が第 1 画像と第 2 画像の明るさを補正する (S 1 5)。

【 0 0 7 4 】

本実施形態においては、注目する組織等が極表層血管であり、第 1 照明光は紫色光 V に、第 2 照明光は青色光 B に設定されているとする。この場合、第 1 画像は V 画像 1 1 0 であり、第 2 画像は B 画像 1 2 0 である。

【 0 0 7 5 】

図 1 1 に示すように、第 1 画像である V 画像 1 1 0 は、極表層血管 1 2 4 が観察可能である。また、極表層血管 1 2 4 よりも粘膜下の深い位置にある表層血管 1 2 3 も、V 画像 1 1 0 を用いて観察可能である。さらに、この V 画像 1 1 0 には、ハレーション領域 H 1 があるとする。

10

【 0 0 7 6 】

一方、図 1 2 に示すように、第 2 画像である B 画像 1 2 0 は、比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 が観察可能である。また、極表層血管 1 2 4 も B 画像 1 2 0 を用いて観察可能である。但し、V 画像 1 1 0 と B 画像 1 2 0 を比較すると、V 画像 1 1 0 の方が極表層血管 1 2 4 のコントラストが高く、B 画像 1 2 0 の方が極表層血管 1 2 4 よりも深い位置にある表層血管 1 2 3 のコントラストが高い。さらに、B 画像 1 2 0 にはハレーション領域 H 2 があるが、V 画像 1 1 0 と B 画像 1 2 0 の位置合わせ後でも、V 画像 1 1 0 のハレーション領域 H 1 の位置に対して B 画像 1 2 0 のハレーション領域 H 2 がずれているとす

20

【 0 0 7 7 】

第 1 画像及び第 2 画像を取得し、これらの位置合わせ及び明るさ補正が完了すると、演算画像生成部 7 3 は、第 1 画像と第 2 画像とを用いて演算し、演算画像を生成する (S 1 6)。本実施形態においては、演算画像生成部 7 3 は、第 1 画像から第 2 画像を減算して差分画像 Δ を生成する。また、注目する構造が極表層血管 1 2 4 であり、かつ、第 1 画像は V 画像 1 1 0 であり、第 2 画像は B 画像 1 2 0 なので、演算画像生成部 7 3 は、V 画像 1 1 0 から B 画像 1 2 0 を減算し、図 1 3 に示す差分画像 Δ を生成する。この差分画像 Δ は、元の V 画像 1 1 0 及び B 画像 1 2 0 に対して、粘膜下の比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 の画素値は大きくなり、かつ、極表層血管 1 2 4 の画素値は小さくなる。このため、極表層血管 1 2 4 と、粘膜下の比較的深い位置にある表層血管 1 2 3 の違いが、V 画像 1 1 0 よりも顕著になる。

30

【 0 0 7 8 】

これはハレーション領域 H 1 及び H 2 についても同様である。すなわち、演算画像生成部 7 3 は、V 画像 1 1 0 から B 画像 1 2 を減算するので、ハレーション領域 H 1 のうち、ハレーション領域 H 2 と重複しない領域 A 1 (以下、単に領域 A 1 という) の画素値は、極表層血管 1 2 4 よりもさらに大きい値になる。また、ハレーション領域 H 2 のうち、ハレーション領域 H 1 と重複しない領域 A 2 (以下、単に領域 A 2 という) の画素値は、表層血管 1 2 3 よりもさらに小さい値になる。そして、ハレーション領域 H 1 とハレーション領域 H 2 が重複する領域 I S (以下、重複領域 I S という) の画素値は、観察対象の粘膜等と同様にほぼ零に近い値になる。

40

【 0 0 7 9 】

上記のように、演算画像生成部 7 3 が差分画像 Δ を生成する一方で、ハレーション領域検出部 7 4 は、画像取得部 5 4 から第 1 画像または第 2 画像を取得してハレーション領域を検出する (S 1 7)。本実施形態においては、注目する組織等が極表層血管 1 2 4 であり、表示画像生成部 7 7 は第 1 画像である V 画像 1 1 0 を輝度チャンネル Y に割り当てるので、ハレーション領域検出部 7 4 は、第 1 画像である V 画像 1 1 0 からハレーション領域 H 1 を検出する。

【 0 0 8 0 】

ハレーション領域検出部 7 4 がハレーション領域 H 1 を検出すると、色調変更部 7 5 は

50

、差分画像 Δ に対して第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理を施す(S18)。具体的には、色調変更部75は、差分画像 Δ (図13)に第1彩度抑制処理を施し、ハレーション領域検出部74が検出したハレーション領域H1の画素値をほぼ零に置換する。このため、図14に示すように、領域A1及び重複領域ISの画素値が、粘膜等と同様、ほぼ零になる。また、色調変更部75は、差分画像 Δ (図13)に第2彩度抑制処理を施し、閾値Th以上の画素値を $\pm Th$ にする。これにより、領域A2の画素値が、表層血管123と同程度(あるいは表層血管123をやや上回る程度)になる。

【0081】

色調変更部75が第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理をした差分画像 Δ (図14)は、平滑化部76が平滑化する(S19)。図15に示すように、平滑化後の差分画像 Δ は、極表層血管124や表層血管123は周囲の粘膜等との境界が曖昧になり、ぼやけた状態になる。領域A2についても同様である。また、領域A1や重複領域ISは、第1彩度抑制処理に起因してほぼ粘膜等と同程度の画素値になっているが、平滑化に起因してさらに粘膜等との違いがなくなる。このため、平滑化後の差分画像 Δ (図15)は、ハレーションに関連する部分は、ほぼ領域A2だけが残る。

【0082】

平滑化部76が差分画像 Δ を平滑化すると、表示画像生成部77が、第1画像または第2画像と、平滑化後の差分画像 Δ (図15)を用いて、図16に示す表示画像130を生成する(S20)。本実施形態においては、注目する組織が極表層血管124なので、表示画像生成部77は、第1画像であるV画像110と第2画像であるB画像120のうち、極表層血管124のコントラストがより高いV画像110を輝度チャンネルYに割り当てて表示画像130を生成する。また、色差チャンネルCb, Crには、それぞれ重み付けの係数 α または係数 β を乗じて、平滑化後の差分画像 Δ (図15)を割り当てる。このため、表示画像130においては、差分画像 Δ の画素値に応じて、極表層血管124はマゼンタ系色に着色し、表層血管123はシアン系色に着色する。このため、表示画像130は、極表層血管124を、表層血管123に対して色の違いを用いて強調しており、極表層血管124が識別しやすくなっている。

【0083】

ハレーション領域H1及びH2に関連する部分については、領域A1及び重複領域ISは差分画像 Δ の当該部分の画素値がほぼ零なので、色付きはなく、ほぼ無彩色になる。この領域A1及び重複領域ISは、第1画像であるV画像110のハレーション領域H1なので、色はほぼ白色である。一方、領域A2については、差分画像 Δ の画素値が $-Th$ に抑制されているので、表層血管123と同程度(あるいは表層血管123よりも若干強い程度)のマゼンタ系色に着色する。

【0084】

ここで、ハレーション領域H1及びH2に関連する部分を比較するために、差分画像 Δ に色調変更部75の第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理を施さずに、表示画像150を生成する場合を考える。この場合、図17にハレーション領域H1及びH2に関連する部分のみを模式的に示す通り、演算画像生成部73が差分画像 Δ を生成するところまでは、上記内視鏡システム10と同様であり、生成する差分画像 Δ も図13に示すものと同じである。しかし、差分画像 Δ を、色調変更部75を用いて処理せずに、平滑化して表示画像150を生成する。このため、表示画像150のハレーション領域H1及びH2に関連する部分は、彩度抑制をする前の差分画像 Δ の領域A1、重複領域IS、及び領域A2の画素値に応じて着色する。具体的には、領域A1はマゼンタ系色になり、重複領域ISは白色になり、かつ、領域A2はシアン系色になる。また、差分画像 Δ において領域A1及び領域A2の画素値も抑制されていないので、領域A1は極表層血管124よりもはるかに強くマゼンタ系色に着色し、領域A2は表層血管123よりも遥かに強くシアン系色に着色する。すなわち、ハレーション領域H1及びH2に関連する部分は、3色に着色する。また、他の血管等と比較して、ハレーション領域H1及びH2が最も強く着色し、しかもその配色は極表層血管124や表層血管123が色分けと同じであるから、表示画像1

10

20

30

40

50

50のなかでも、ハレーション領域H1及びH2が非常に目立つ。

【0085】

色調変更部75を用いて差分画像Δに第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理を施して生成する表示画像130(図16)は、領域A1及び重複領域ISは元のV画像110(第1画像)と同様に高輝度な白色であり、領域A2はマゼンタ系色であるから、ハレーション領域H1及びH2に関連する部分の着色は2色で済む。特に、また、元のV画像110またはB画像120にはない偽色になるのは、マゼンタ系色1色であり、その範囲もハレーション領域H1及びH2の一部である領域A2に限られる。すなわち、色調変更部75で差分画像Δに第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理を施さない場合に比べれば、偽色が低減する。

10

【0086】

しかも、領域A1及び重複領域ISは白色であるから、ハレーション領域H1であることを認識しやすい。また、領域A2はマゼンタ系色に着色すると言っても、表層血管123と同程度の強さのマゼンタ色であるから、極表層血管124の観察の妨げにもなりにくい。この点においても、色調変更部75を用いて差分画像Δに第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理を施して生成する表示画像130(図16)は、色調変更部75を用いて差分画像Δに第1彩度抑制処理及び第2彩度抑制処理を施さない場合に比べて、実質的に偽色を低減していると言える。

【0087】

上記のように、内視鏡システム10及びプロセッサ装置16は、照明光を変えて、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第1画像及び第2画像を用いて得る演算画像(差分画像Δ)を色調に反映した表示画像130を生成する。このとき、色調変更部75が、差分画像Δに第1彩度抑制処理を施し、表示画像130の少なくともハレーション領域H1の彩度を抑制するので、ハレーション領域H1の偽色を低減することができる。さらに、色調変更部75は、差分画像Δに第2彩度抑制処理を施し、領域A2の彩度も抑制するので、ハレーション領域H1及びH2全体としても、偽色を低減することができる。

20

【0088】

なお、上記実施形態において、B画像120(第2画像)のハレーション領域H2を検出せず、V画像110(第1画像)のハレーション領域H1を検出し、差分画像Δのハレーション領域H1の画素値だけを零に置換しているのは次の理由である。

30

【0089】

まず、検出方法から分かる通り、ハレーション領域検出部74は、ある一定値(画素値 P_B)以上の画素の集合をハレーション領域として検出する。このため、差分画像Δ(図7)のハレーション領域H1の画素値をほぼ零にする第1彩度抑制処理をしても、より厳密に見れば、図18に示すように、ハレーション領域H1の端部201が残る。同様に、ハレーション領域H2を検出して、差分画像Δ(図7)ハレーション領域H2の画素値をほぼ零にしたとしても、ハレーション領域H2の端部202が残る。これらの端部201及び202は、画素値としては極表層血管124や表層血管123と同程度であるため、太さ等にもよるが、平滑化部76において平滑化してもなくなる場合がある。

40

【0090】

例えば、ハレーション領域H1とハレーション領域H2を両方とも検出し、差分画像Δ(図13)のハレーション領域H1及びH2の画素値を全てほぼ零にすると、図19に示す差分画像200のように、領域A1、重複領域IS、及び、領域A2の画素値がほぼ零になっても、領域A1の周囲211と領域A2の周囲212には、極表層血管124や表層血管123と同程度の輪郭が残る。したがって、図20に示すように、上記差分画像200を用いて生成する表示画像230は、上記実施形態の表示画像130(図16)と比較して、領域A2のマゼンタ系色への着色がなくなるのは良いが、領域A2の周囲212が着色し、領域A2がマゼンタ系色に縁取られるので、極めて不自然になる。しかも、領域A2の周囲212のマゼンタ系色は表層血管123と同程度のマゼンタ系色であるから

50

、表層血管 1 2 3 があると誤認してしまう可能性もある。

【 0 0 9 1 】

一方、上記実施形態において生成する表示画像 1 3 0 は、図 2 1 に示すように、領域 A 1 及び領域 A 2 の周囲 2 1 1 及び 2 1 2 が着色することを考慮しても、ハレーション領域 H 1 及び H 2 の着色の特徴は、前述の通りであり、ほとんど変わりはない。このため、内視鏡システム 1 0 及びプロセッサ装置 1 6 においては、表示画像 1 3 0 の輝度チャンネル Y に割り当てる V 画像 1 1 0 (第 1 画像) だけから、ハレーション領域 H 1 を検出し、このハレーション領域 H 1 だけを、第 1 彩度抑制処理の対象としているのである。これにより、内視鏡システム 1 0 及びプロセッサ装置 1 6 は、偽色を低減するための彩度抑制をしたために、却ってハレーション領域 H 1 及び H 2 が不自然になってしまうことを防止して

10

【 0 0 9 2 】

なお、上記実施形態においては、ハレーション領域検出部 7 4 は、第 1 画像または第 2 画像からハレーション領域 H 1 または H 2 を検出するが、ハレーション領域検出部 7 4 は、差分画像 Δ 等の演算画像からハレーション領域 H 1 または H 2 に関連する部分を検出することができる。例えば、差分画像 Δ の画素値が極端に大きい部分 (領域 A 1)、または、差分画像 Δ の画素値が極端に小さい部分 (領域 A 2) を直接検出することで、ハレーション領域 H 1 を検出することができる。ハレーション領域 H 2 についても同様である。

【 0 0 9 3 】

上記実施形態においては、色調変更部 7 5 は、ハレーション領域 H 1 及び H 2 について、表示画像 1 3 0 の彩度を抑制しているが、色調変更部 7 5 は、表示画像 1 3 0 の彩度を変更する代わりに、色相または明度を変更できる。また、彩度、色相、または明度のうち 2 以上を変更することもできる。上記実施形態の場合、色相は、例えば係数 α 及び β の値を調整すれば、変更することができる。また、上記実施形態の場合、明度は、例えば輝度チャンネル Y に割り当てる第 1 画像の画素値を補正すれば、変更することができる。

20

【 0 0 9 4 】

上記実施形態においては、第 1 画像 (V 画像 1 1 0) のハレーション領域 H 1 のみを検出するので、第 1 画像 (V 画像 1 1 0) のハレーション領域 H 1 は第 1 彩度抑制処理を用いて色調を変更し、第 2 画像 (B 画像 1 2 0) のハレーション領域 H 2 は第 2 彩度抑制処理を用いて色調を変更しているが、第 2 画像のハレーション領域 H 2 を検出し、第 2 画像のハレーション領域 H 2 は第 1 彩度抑制処理を用いて色調を変更し、第 1 画像のハレーション領域 H 1 は第 2 彩度抑制処理を用いて色調を変更することができる。また、第 1 画像のハレーション領域 H 1 と第 2 画像のハレーション領域 H 2 を両方検出し、ハレーション領域 H 1 及び H 2 の両方を、第 1 彩度抑制処理を用いて色調変更することができる。これは、注目する組織のサイズ等との関係において、ハレーション領域 H 1 及び H 2 の周囲 2 1 1 及び 2 1 2 が偽色によって縁どりされても、観察に対する影響が少ない場合に有用である。いずれにしても、色調変更部 7 5 は、第 1 画像のハレーション領域 H 1 と、第 2 画像のハレーション領域 H 2 の両方のハレーション領域 H 1 及び H 2 について色調を変更することができる。

30

【 0 0 9 5 】

上記実施形態においては、演算画像生成部 7 3 は、演算画像として第 1 画像と第 2 画像の差分画像 Δ を生成しているが、この代わりに、演算画像生成部 7 3 は、第 1 画像と第 2 画像の比を算出しても良い。比は対数変換をすれば、差に変換可能できるので、第 1 画像と第 2 画像の比を算出するのは、実質的に上記実施形態の差分画像 Δ を求めるのと実質的に同じだからである。また、上記実施形態においては、極表層血管 1 2 4 を強調するので、演算画像生成部 7 3 は上記のように第 1 画像と第 2 画像の差分画像 Δ を生成しているが、注目する組織等が異なる場合には、演算画像生成部 7 3 は、注目する組織等に合わせて、差や比以外の演算 (関数やルックアップテーブルを用いた処理を含む) をする処理を行うことができる。

40

【 0 0 9 6 】

50

上記実施形態においては、注目する組織（極表層血管 1 2 4）を強調した表示画像 1 3 0 を生成及び表示しているが、本発明は、注目する組織等を強調する場合の他、注目する組織等を抽出する場合や、注目する組織等に関する生体機能情報（酸素飽和度等）を算出する場合にも好適である。すなわち、本発明は、強調や抽出または算出等の最終的に目的とする処理の種類によらず、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第 1 画像と第 2 画像の差分を表示画像の色調に反映する場合に全て好適である。この場合、演算画像生成部 7 3 は、生体機能情報の算出に必要な演算画像を生成する。

【 0 0 9 7 】

また、本発明は、観察対象が動きやすく、ハレーション領域 H 1 とハレーション領域 H 2 の位置ずれが起きやすい場合に好適である。例えば、観察対象を拡大して観察する場合や、拍動の影響を受けやすい食道の粘膜等を観察する場合に好適である。

10

【 0 0 9 8 】

上記実施形態においては、イメージセンサ 4 8 が設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムにおいて本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにおいても本発明は好適である。図 2 2 に示すように、例えば、カプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡 7 0 0 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【 0 0 9 9 】

カプセル内視鏡 7 0 0 は、光源部 7 0 2 と制御部 7 0 3 と、イメージセンサ 7 0 4 と、画像処理部 7 0 6 と、送受信アンテナ 7 0 8 と、を備えている。光源部 7 0 2 は、光源部 2 0 に対応する。制御部 7 0 3 は、光源制御部 2 2 及び制御部 5 2 と同様に機能する。また、制御部 7 0 3 は、送受信アンテナ 7 0 8 を用いて、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線を用いて通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記実施形態のプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様であるが、画像取得部 5 4 及び画像処理部 6 1 に対応する画像処理部 7 0 6 はカプセル内視鏡 7 0 0 に設けられ、生成した表示画像 1 3 0 等は、送受信アンテナ 7 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 7 0 4 はイメージセンサ 4 8 と同様に構成される。

20

【 符号の説明 】

【 0 1 0 0 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 2 a 挿入部
- 1 2 b 操作部
- 1 2 c 湾曲部
- 1 2 d 先端部
- 1 2 e アングルノブ
- 1 3 a スイッチ
- 1 3 b ズーム操作部
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 モニタ
- 1 9 コンソール
- 2 0 , 7 0 2 光源部
- 2 0 a V 光源
- 2 0 b B 光源
- 2 0 c G 光源
- 2 0 d R 光源
- 2 2 光源制御部
- 3 0 a 照明光学系
- 3 0 b 撮影光学系

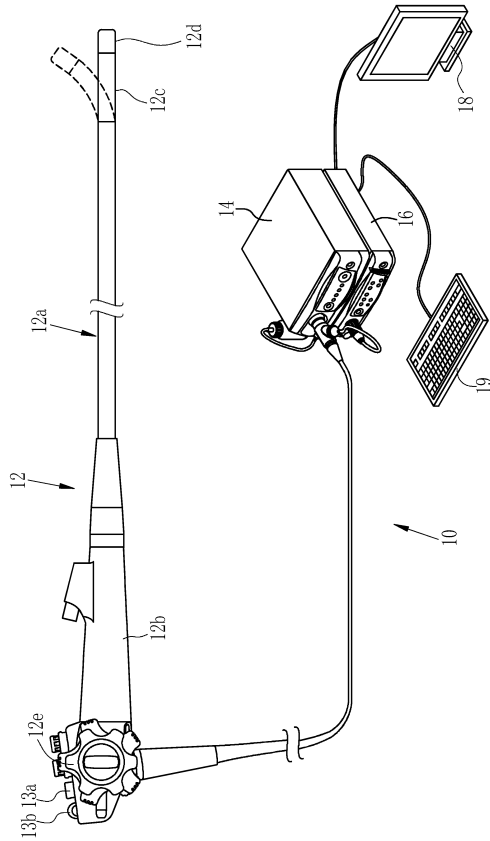
30

40

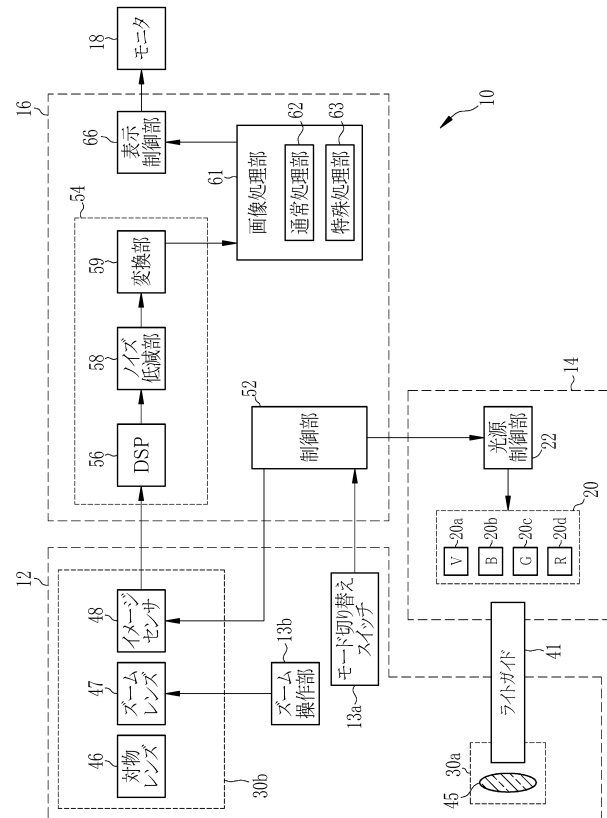
50

4 1	ライトガイド	
4 5	照明レンズ	
4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8 , 7 0 4	イメージセンサ	
5 2 , 7 0 3	制御部	
5 4 , 7 0 6	画像取得部	
5 6	D S P	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	10
6 1	画像処理部	
6 2	通常処理部	
6 3	特殊処理部	
6 6	表示制御部	
7 1	位置合わせ部	
7 2	明るさ補正部	
7 3	演算画像生成部	
7 4	ハレーション領域検出部	
7 5	色調変更部	
7 6	平滑化部	20
7 7	表示画像生成部	
1 1 0	V 画像	
1 2 0	B 画像	
1 2 3	表層血管	
1 2 4	極表層血管	
1 3 0 , 1 5 0 , 2 3 0	表示画像	
2 0 0	差分画像	
2 0 1 , 2 0 2	端部	
2 1 1 , 2 1 2	周囲	
7 0 0	カプセル内視鏡	30
7 0 8	送受信アンテナ	
A 1 , A 2	領域	
A d , A s	深さ範囲	
H 1 , H 2	ハレーション領域	
I S	重複領域	
R 0	範囲	

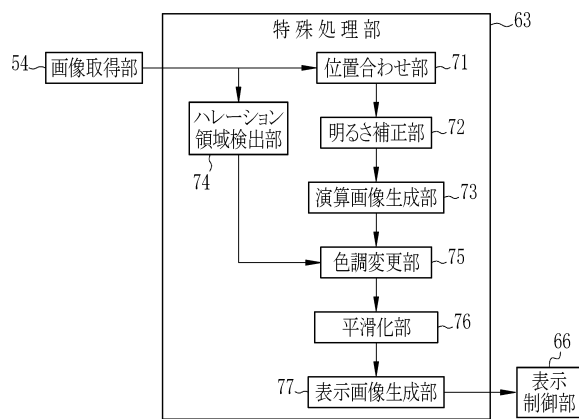
【図 1】



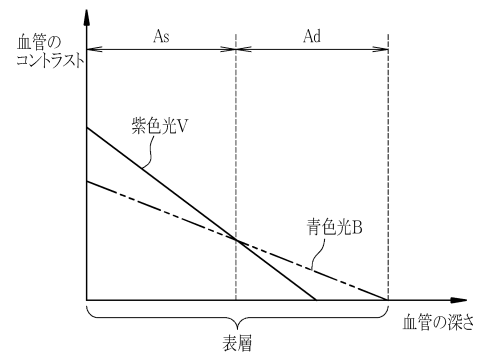
【図 2】



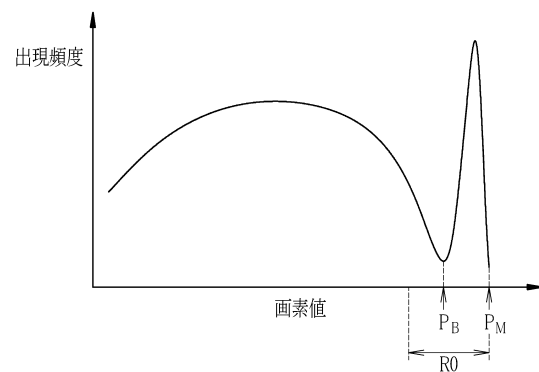
【図 3】



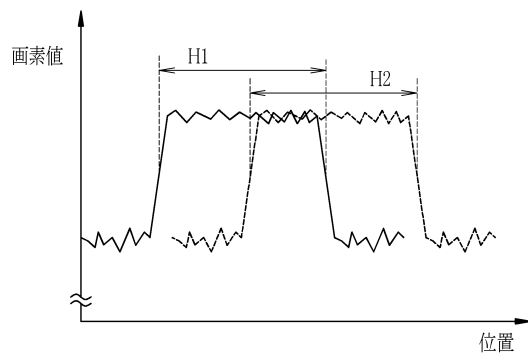
【図 4】



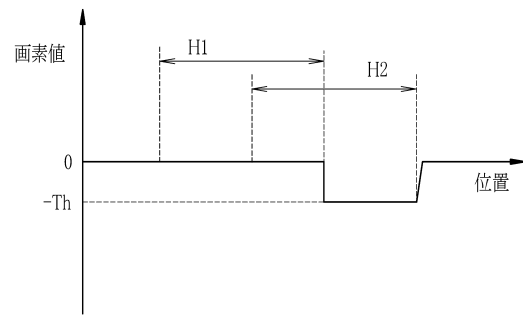
【図 5】



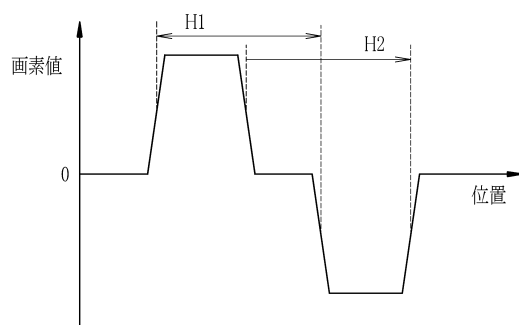
【図 6】



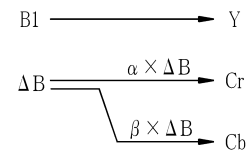
【図 8】



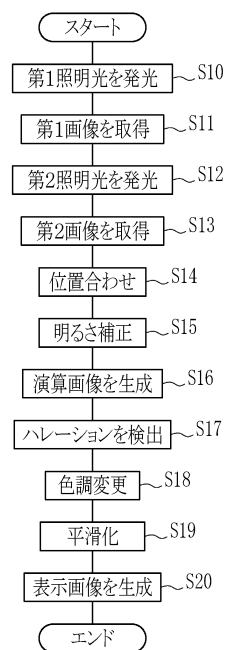
【図 7】



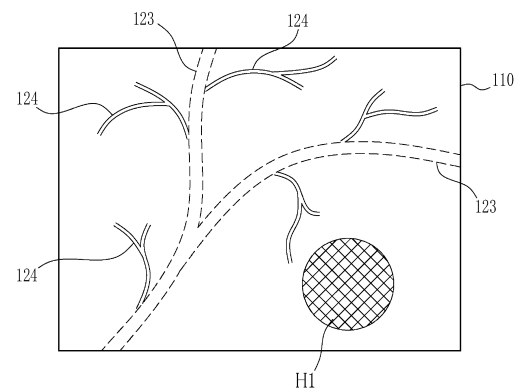
【図 9】



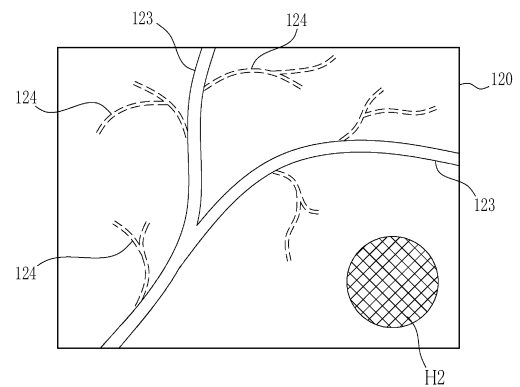
【図 10】



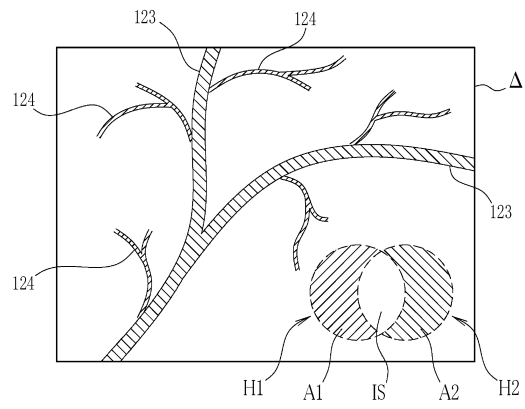
【図 11】



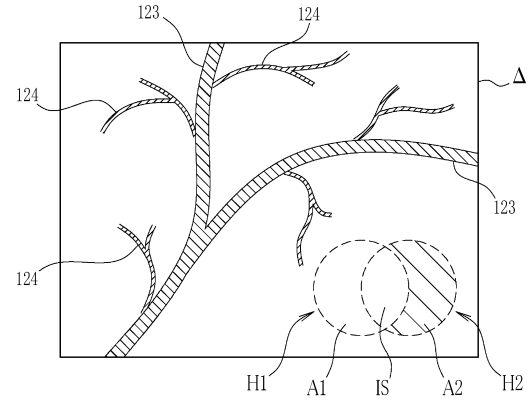
【図 12】



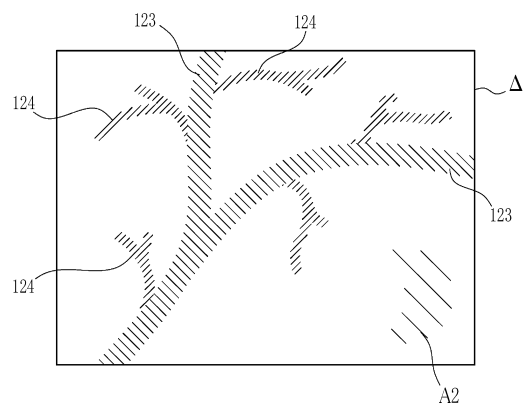
【図 13】



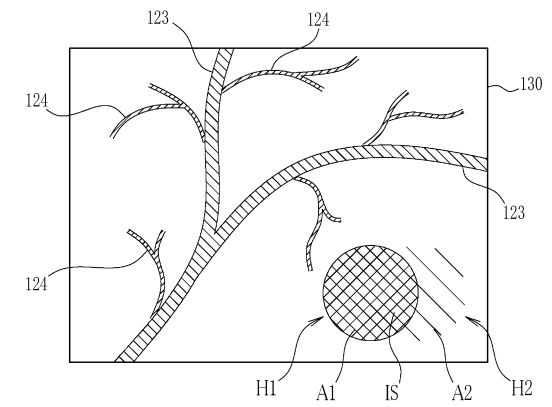
【図 14】



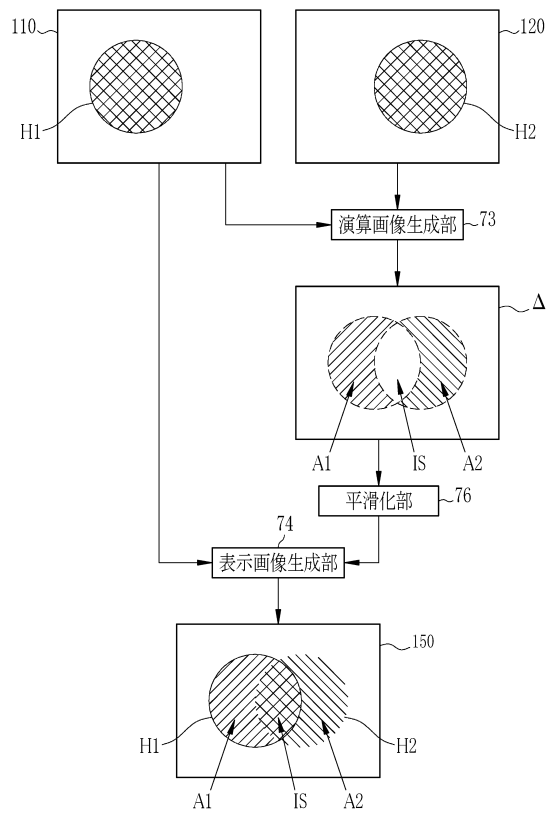
【図 15】



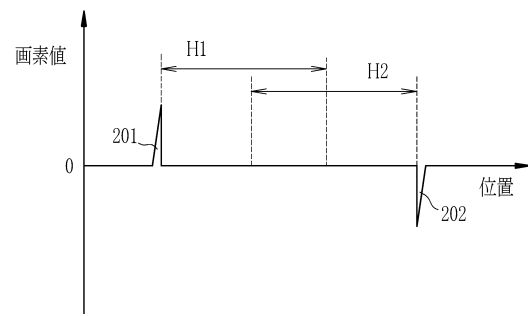
【図 16】



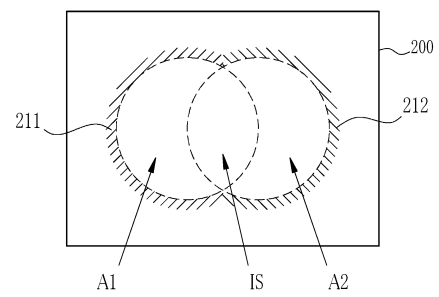
【図 17】



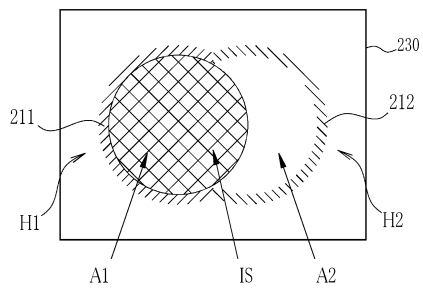
【図 18】



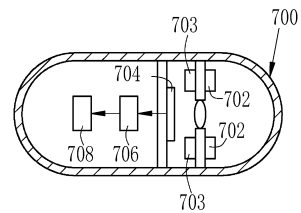
【図 19】



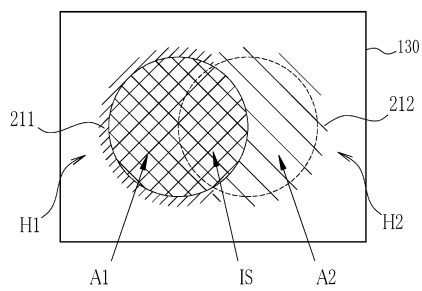
【図 20】



【図 22】



【図 21】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP6420230B2	公开(公告)日	2018-11-07
申请号	JP2015250539	申请日	2015-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	青山達也		
发明人	青山 達也		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/045.618 A61B1/00.513 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/TT01 4C161/TT03 4C161/TT05 4C161/TT13 4C161/WW08 4C161/WW17 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EE08 5C054/FC07 5C054/HA12		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2017113185A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在生成显示图像时减少光晕区域的假色，其中通过使用通过改变照明光在不同时刻拍摄观察对象而获得的两个图像获得的算术图像反映在色调中观察系统，处理器设备和操作内窥镜系统的方法。一种内窥镜系统，包括：通过使用第一照明光而获得的第一图像，通过使用第二照明光，图像采集，其获取在不同的定时从第一图像获得的第二图像和部件54，用于检测光晕区域光晕区域检测单元74，通过使用第一图像和第二图像，并且计算生成的操作图像，反映所述操作图像的色调的显示图像的图像生成单元73计算出的显示图像生成单元77和色调改变单元75，其改变显示图像的光晕区域的色调。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6420230号 (P6420230)	
(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)		(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 1/045 (2006.01)		A 6 1 B 1/045 6 1 8			
A 6 1 B 1/00 (2006.01)		A 6 1 B 1/00 5 1 3			
G 0 2 B 23/24 (2006.01)		G 0 2 B 23/24 B			
H 0 4 N 7/18 (2006.01)		H 0 4 N 7/18 M			
				請求項の数 16 (全 24 頁)	
(21) 出願番号 特願2015-250539 (P2015-250539)		(73) 特許権者 306037311			
(22) 出願日 平成27年12月22日(2015.12.22)		富士フイルム株式会社			
(65) 公開番号 特開2017-113185 (P2017-113185A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号			
(43) 公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)		110001988			
審査請求日 平成30年2月19日(2018.2.19)		(74) 代理人 特許業務法人小林国際特許事務所			
		青山 達也			
		(72) 発明者 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地			
		富士フイルム株式会社内			
		審査官 伊藤 昭治			
		(56) 参考文献 国際公開第2013/035531 (W O, A1)			
		特開2009-118988 (JP, A)			
				最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法