

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-113185

(P2017-113185A)

(43) 公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	5 C 0 5 4
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	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (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)

(71) 出願人 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
 Fターム(参考) 2H040 CA13 GA02 GA05 GA06 GA11
 4C161 BB01 CC06 HH54 JJ17 LL01
 MM02 NN01 PP12 QQ02 QQ04
 QQ07 RR04 RR22 TT01 TT03
 TT05 TT13 WW08 WW17
 5C054 CA04 CC02 EE08 FC07 HA12

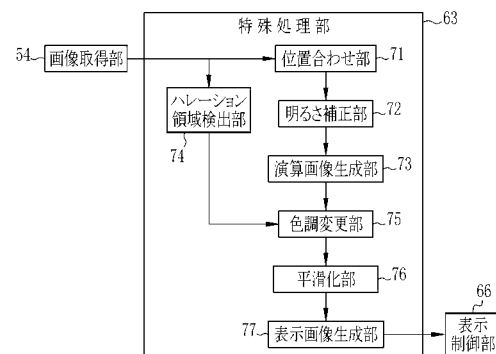
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】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。

【解決手段】内視鏡システムは、第1照明光を用いて得る第1画像と、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得る第2画像と、を取得する画像取得部54と、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と、第1画像と第2画像を用いて演算し、演算画像を生成する演算画像生成部73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77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75と、を備える。

【選択図】 図3



【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。

10

【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 に記載の内視鏡システム。

20

【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、

30

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。

40

【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

50

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 valleys 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。

10

【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、

20

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、

30

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。

【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】

40

【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

50

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。

【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）。

【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】

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

動方法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】

【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。

10

【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。

20

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

30

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

40

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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

50

とが好ましい。

【 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 】

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 】

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 】

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外観図である。

【 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。

【 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 1 0 】 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 1 1 】 V 画像の模式図である。

【 図 1 2 】 B 画像の模式図である。

【 図 1 3 】 差分画像の模式図である。

【 図 1 4 】 彩度抑制処理をした差分画像の模式図である。

【 図 1 5 】 平滑化した差分画像の模式図である。

【 図 1 6 】 表示画像の模式図である。

【 図 1 7 】 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 1 8 】 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 1 9 】 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 2 0 】 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 2 1 】 表示画像のハレーション領域周辺の拡大図である。

10

20

30

40

50

【図 2 2】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。

10

【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 18 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。

20

【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。

30

【0033】

V 光源 20a は、中心波長が約 405nm、波長帯域が約 380nm ~ 420nm 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 460nm、波長帯域が約 420nm ~ 500nm 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 480nm ~ 600nm 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 620nm ~ 630nm、波長帯域が約 600nm ~ 650nm 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 ±5nm から ±10nm 程度の幅を有する。

40

【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、

50

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 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

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 B G R 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 B G R 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。

【 0 0 4 3 】

なお、イメージセンサ 4 8 としては、C C D（Charge Coupled Device）センサや、C M O S（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 4 8 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 4 8 として使用することができる。この場合、B G R 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、D S P（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 】

D S P 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 Y C 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

10

20

30

40

50

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48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48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48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Cb及び色差チャンネルCrに変換する処理である。

【0050】

ノイズ低減部58は、輝度チャンネルY、色差チャンネルCb及び色差チャンネルCr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59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Cb及び色差チャンネルCrを再びBGRの各色の画像に再変換する。

【0051】

画像処理部61は、通常処理部62と、特殊処理部63とを有する。通常処理部62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66は、通常処理部62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18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。

【0052】

特殊処理部63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63は、位置合わせ部71、明るさ補正部72、演算画像生成部73、ハレーション領域検出部74、色調変更部75、平滑化部76、及び、表示画像生成部77を備える。

【0053】

位置合わせ部71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。

【0054】

明るさ補正部72は、位置合わせ部71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72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。

【0055】

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72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72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

10

20

30

40

50

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。

【0056】

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72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。

【0057】

演算画像生成部73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73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73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。

【0058】

上記のように演算画像生成部73が、演算画像として差分画像Δを生成することは、第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（As及びAd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As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Adにある血管の写りが良くない。その代わり、深さ範囲As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Ad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As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。

【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As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Ad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Asにある極表層血管を強調した画像となる。

【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As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Ad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Ad

10

20

30

40

50

にある血管を強調した画像となる。

【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。

10

【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 からはじめる。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 R_0 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、ヒストグラムの谷の頂点（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。

20

【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ので、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。

30

【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。

40

【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

50

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 H_2 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 H_2 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 H_2 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 H_1 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。

【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 C_b 、 C_r 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 C_b 、 C_r 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。

【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 画像を輝度チャネル

ル Y に割り当てる。また、差分画像 Δ を色差チャンネル C b , C r 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 A d 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 T h の大きさを調整する。

【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。

【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 2 画像を取得する (S13)。その後、位置合わせ部 71 が第 1 画像及び第 2 画像の位置合わせし (S14)、明るさ補正部 72 が第 1 画像と第 2 画像の明るさを補正する (S15)。

【0074】

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 110 であり、第 2 画像は B 画像 120 である。

【0075】

図 11 に示すように、第 1 画像である V 画像 110 は、極表層血管 124 が観察可能である。また、極表層血管 124 よりも粘膜下の深い位置にある表層血管 123 も、V 画像 110 を用いて観察可能である。さらに、この V 画像 110 には、ハレーション領域 H1 があるとするとする。

【0076】

一方、図 12 に示すように、第 2 画像である B 画像 120 は、比較的深い位置にある表層血管 123 が観察可能である。また、極表層血管 124 も B 画像 120 を用いて観察可能である。但し、V 画像 110 と B 画像 120 を比較すると、V 画像 110 の方が極表層血管 124 のコントラストが高く、B 画像 120 の方が極表層血管 124 よりも深い位置にある表層血管 123 のコントラストが高い。さらに、B 画像 120 にはハレーション領域 H2 があるが、V 画像 110 と B 画像 120 の位置合わせ後でも、V 画像 110 のハレーション領域 H1 の位置に対して B 画像 120 のハレーション領域 H2 がずれているとする。

【0077】

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 73 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 (S16)。本実施形態においては、演算画像生成部 73 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 124 であり、かつ、第 1 画像は V 画像 110 であり、第 2 画像は B 画像 120 なので、演算画像生成部 73 は、V 画像 110 から B 画像 120 を減算し、図 13 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 110 及び B 画像 120 に対して、粘膜下の比較的深い位置にある表層血管 123 の画素値は大きくなり、かつ、極表層血管 124 の画素値は小さくなる。このた

10

20

30

40

50

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。

【0078】

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。

10

【0079】

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。

【0080】

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、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 (S 1 8)。具体的には、色調変更部 7 5 は、差分画像 Δ (図 1 3)に第 1 彩度抑制処理を施し、ハレーション領域検出部 7 4 が検出したハレーション領域 H 1 の画素値をほぼ零に置換する。このため、図 1 4 に示すように、領域 A 1 及び重複領域 I S の画素値が、粘膜等と同様、ほぼ零になる。また、色調変更部 7 5 は、差分画像 Δ (図 1 3)に第 2 彩度抑制処理を施し、閾値 T_h 以上の画素値を $\pm T_h$ にする。これにより、領域 A 2 の画素値が、表層血管 1 2 3 と同程度 (あるいは表層血管 1 2 3 をやや上回る程度)になる。

20

【0081】

色調変更部 7 5 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 1 4)は、平滑化部 7 6 が平滑化する (S 1 9)。図 1 5 に示すように、平滑化後の差分画像 Δ は、極表層血管 1 2 4 や表層血管 1 2 3 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 A 2 についても同様である。また、領域 A 1 や重複領域 I S 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 1 5)は、ハレーションに関連する部分は、ほぼ領域 A 2 だけが残る。

30

【0082】

平滑化部 7 6 が差分画像 Δ を平滑化すると、表示画像生成部 7 7 が、第 1 画像または第 2 画像と、平滑化後の差分画像 Δ (図 1 5)を用いて、図 1 6 に示す表示画像 1 3 0 を生成する (S 2 0)。本実施形態においては、注目する組織が極表層血管 1 2 4 なので、表示画像生成部 7 7 は、第 1 画像である V 画像 1 1 0 と第 2 画像である B 画像 1 2 0 のうち、極表層血管 1 2 4 のコントラストがより高い V 画像 1 1 0 を輝度チャンネル Y に割り当てて表示画像 1 3 0 を生成する。また、色差チャンネル C_b , C_r 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 1 5)を割り当てる。このため、表示画像 1 3 0 においては、差分画像 Δ の画素値に応じて、極表層血管 1 2 4 はマゼンタ系色に着色し、表層血管 1 2 3 はシアン系色に着色する。このため、表示画像 1 3 0 は、極表層血管 1 2 4 を、表層血管 1 2 3 に対して色の違いを用いて強調しており、極表層血管 1 2 4 が識別しやすくなっている。

40

【0083】

ハレーション領域 H 1 及び H 2 に関連する部分については、領域 A 1 及び重複領域 I S 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

50

の領域 A 1 及び重複領域 I S は、第 1 画像である V 画像 1 1 0 のハレーション領域 H 1 なので、色はほぼ白色である。一方、領域 A 2 については、差分画像 Δ の画素値が - T h に抑制されているので、表層血管 1 2 3 と同程度（あるいは表層血管 1 2 3 よりも若干強い程度）のマゼンタ系色に着色する。

【 0 0 8 4 】

ここで、ハレーション領域 H 1 及び H 2 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 7 5 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 1 5 0 を生成する場合を考える。この場合、図 1 7 にハレーション領域 H 1 及び H 2 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 7 3 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 1 0 と同様であり、生成する差分画像 Δ も図 1 3 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 7 5 を用いて処理せずに、平滑化して表示画像 1 5 0 を生成する。このため、表示画像 1 5 0 のハレーション領域 H 1 及び H 2 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 A 1、重複領域 I S、及び領域 A 2 の画素値に応じて着色する。具体的には、領域 A 1 はマゼンタ系色になり、重複領域 I S は白色になり、かつ、領域 A 2 はシアン系色になる。また、差分画像 Δ において領域 A 1 及び領域 A 2 の画素値も抑制されていないので、領域 A 1 は極表層血管 1 2 4 よりもはるかに強くマゼンタ系色に着色し、領域 A 2 は表層血管 1 2 3 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 H 1 及び H 2 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 H 1 及び H 2 が最も強く着色し、しかもその配色は極表層血管 1 2 4 や表層血管 1 2 3 が色分けと同じであるから、表示画像 1 5 0 のなかでも、ハレーション領域 H 1 及び H 2 が非常に目立つ。

10

20

【 0 0 8 5 】

色調変更部 7 5 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 1 3 0（図 1 6）は、領域 A 1 及び重複領域 I S は元の V 画像 1 1 0（第 1 画像）と同様に高輝度な白色であり、領域 A 2 はマゼンタ系色であるから、ハレーション領域 H 1 及び H 2 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 1 1 0 または B 画像 1 2 0 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 H 1 及び H 2 の一部である領域 A 2 に限られる。すなわち、色調変更部 7 5 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。

30

【 0 0 8 6 】

しかも、領域 A 1 及び重複領域 I S は白色であるから、ハレーション領域 H 1 であることを認識しやすい。また、領域 A 2 はマゼンタ系色に着色すると言っても、表層血管 1 2 3 と同程度の強さのマゼンタ色であるから、極表層血管 1 2 4 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 7 5 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 1 3 0（図 1 6）は、色調変更部 7 5 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。

【 0 0 8 7 】

上記のように、内視鏡システム 1 0 及びプロセッサ装置 1 6 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 1 3 0 を生成する。このとき、色調変更部 7 5 が、差分画像 Δ に第 1 彩度抑制処理を施し、表示画像 1 3 0 の少なくともハレーション領域 H 1 の彩度を抑制するので、ハレーション領域 H 1 の偽色を低減することができる。さらに、色調変更部 7 5 は、差分画像 Δ に第 2 彩度抑制処理を施し、領域 A 2 の彩度も抑制するので、ハレーション領域 H 1 及び H 2 全体としても、偽色を低減することができる。

40

【 0 0 8 8 】

なお、上記実施形態において、B 画像 1 2 0（第 2 画像）のハレーション領域 H 2 を検出せず、V 画像 1 1 0（第 1 画像）のハレーション領域 H 1 を検出し、差分画像 Δ のハレ

50

レーション領域 H 1 の画素値だけを零に置換しているのは次の理由である。

【 0 0 8 9 】

まず、検出方法から分かる通り、ハレーション領域検出部 7 4 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 H 1 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 1 8 に示すように、ハレーション領域 H 1 の端部 2 0 1 が残る。同様に、ハレーション領域 H 2 を検出して、差分画像 Δ （図 7）ハレーション領域 H 2 の画素値をほぼ零にしたとしても、ハレーション領域 H 2 の端部 2 0 2 が残る。これらの端部 2 0 1 及び 2 0 2 は、画素値としては極表層血管 1 2 4 や表層血管 1 2 3 と同程度であるため、太さ等にもよるが、平滑化部 7 6 において平滑化してもなくなる場合がある。

10

【 0 0 9 0 】

例えば、ハレーション領域 H 1 とハレーション領域 H 2 を両方とも検出し、差分画像 Δ （図 1 3）のハレーション領域 H 1 及び H 2 の画素値を全てほぼ零にすると、図 1 9 に示す差分画像 2 0 0 のように、領域 A 1、重複領域 I S、及び、領域 A 2 の画素値がほぼ零になっても、領域 A 1 の周囲 2 1 1 と領域 A 2 の周囲 2 1 2 には、極表層血管 1 2 4 や表層血管 1 2 3 と同程度の輪郭が残る。したがって、図 2 0 に示すように、上記差分画像 2 0 0 を用いて生成する表示画像 2 3 0 は、上記実施形態の表示画像 1 3 0（図 1 6）と比較して、領域 A 2 のマゼンタ系色への着色がなくなるのは良いが、領域 A 2 の周囲 2 1 2 が着色し、領域 A 2 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 A 2 の周囲 2 1 2 のマゼンタ系色は表層血管 1 2 3 と同程度のマゼンタ系色であるから、表層血管 1 2 3 があると誤認してしまう可能性もある。

20

【 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いる。

30

【 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。

40

【 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

50

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。

【0095】

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。

【0096】

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。

【0097】

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。

【0098】

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。

【0099】

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。

【符号の説明】

【0100】

1 0 内視鏡システム

10

20

30

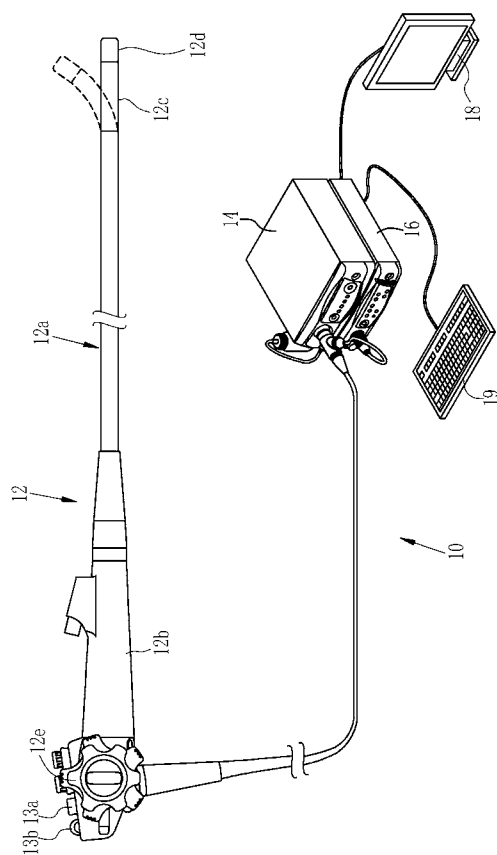
40

50

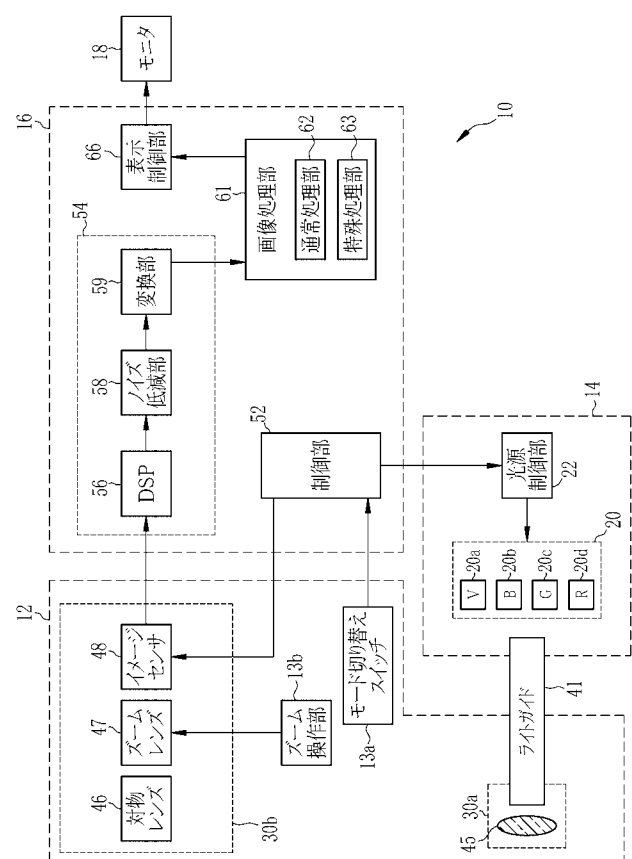
1 2	内視鏡	
1 2 a	挿入部	
1 2 b	操作部	
1 2 c	湾曲部	
1 2 d	先端部	
1 2 e	アングルノブ	
1 3 a	スイッチ	
1 3 b	ズーム操作部	
1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ装置	10
1 8	モニタ	
1 9	コンソール	
2 0 , 7 0 2	光源部	
2 0 a	V光源	
2 0 b	B光源	
2 0 c	G光源	
2 0 d	R光源	
2 2	光源制御部	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮影光学系	20
4 1	ライトガイド	
4 5	照明レンズ	
4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8 , 7 0 4	イメージセンサ	
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	30
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	40
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	50

708 送受信アンテナ
 A1, A2 領域
 Ad, As 深さ範囲
 H1, H2 ハレーション領域
 IS 重複領域
 R0 範囲

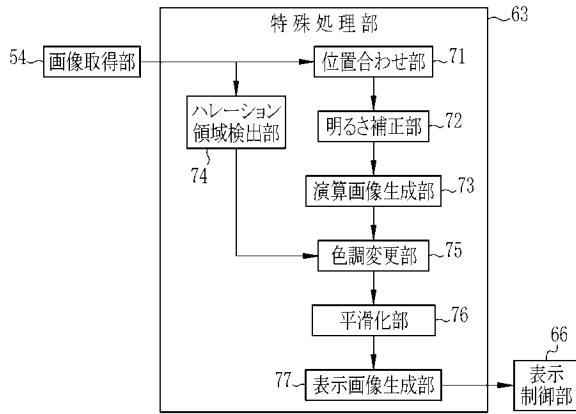
【図1】



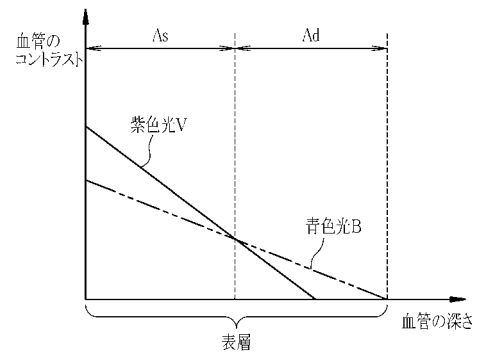
【図2】



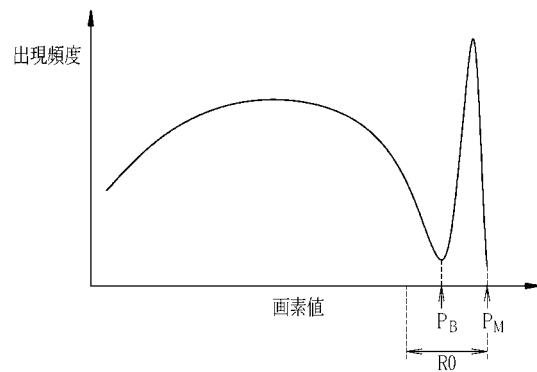
【図 3】



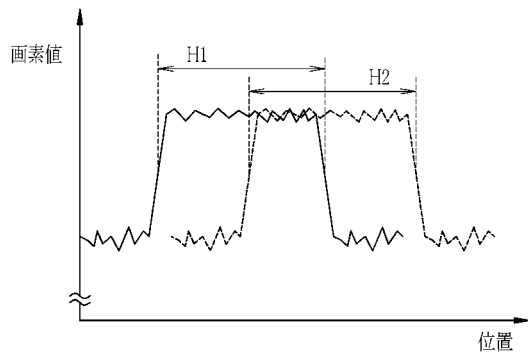
【図 4】



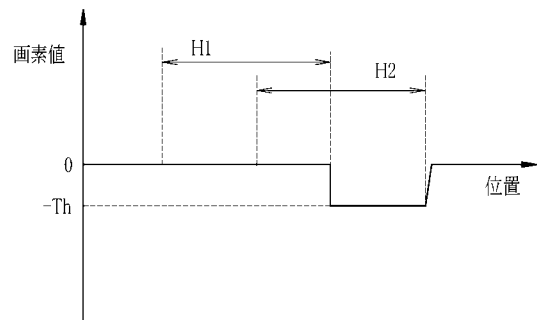
【図 5】



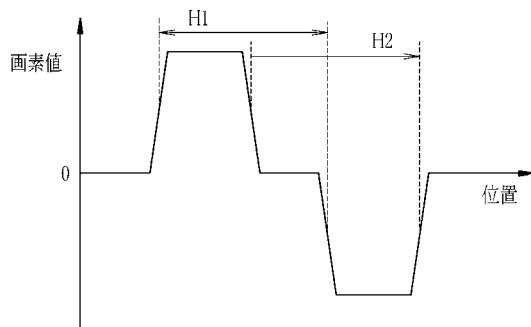
【図 6】



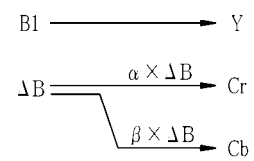
【図 8】



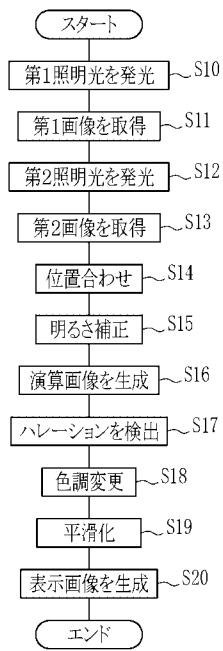
【図 7】



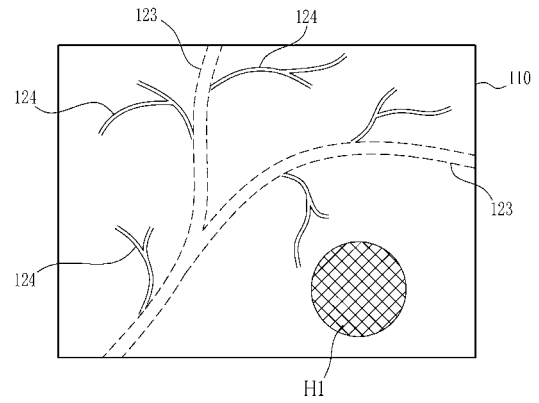
【図 9】



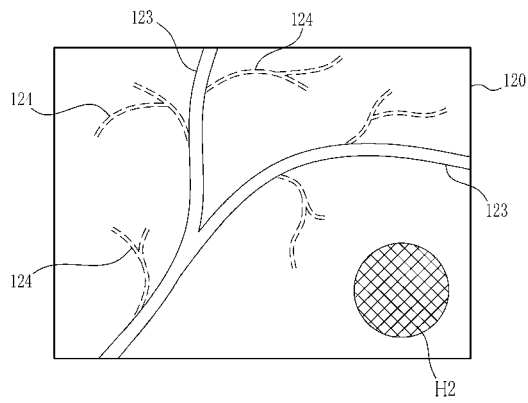
【図 10】



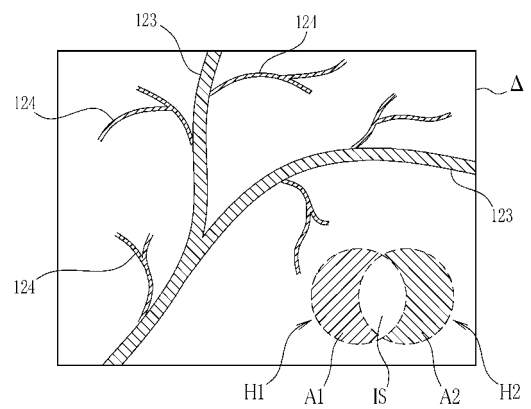
【図 11】



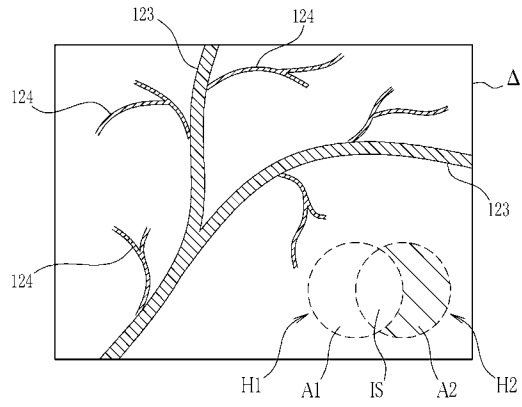
【図 12】



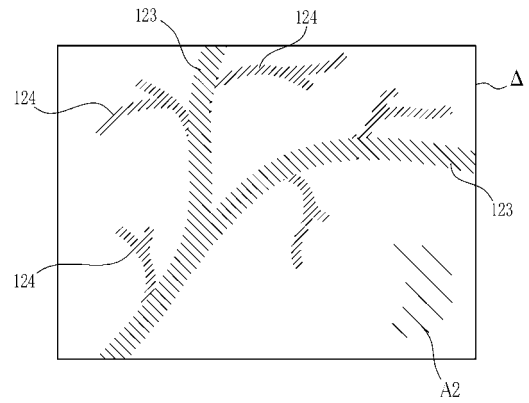
【図 13】



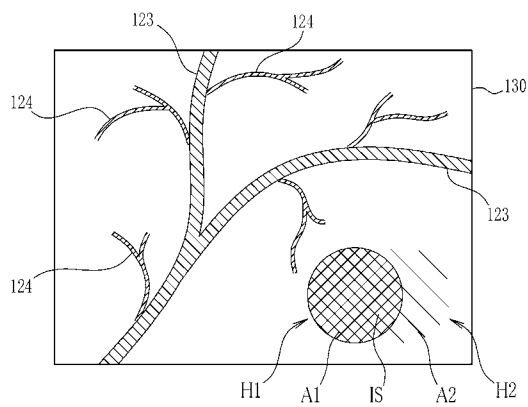
【図 14】



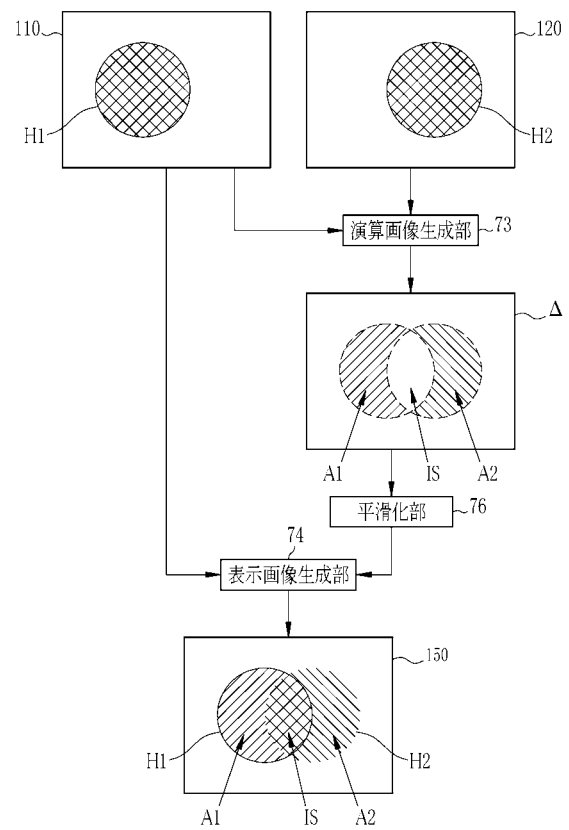
【図 15】



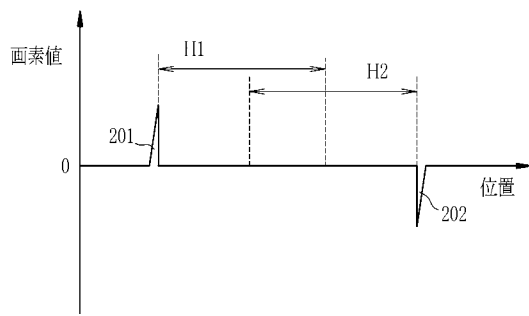
【図 16】



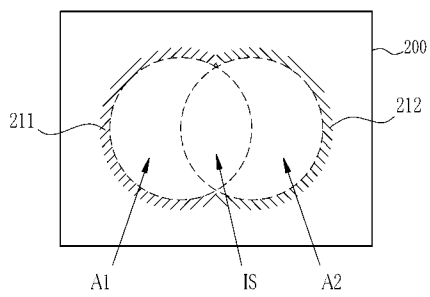
【図 17】



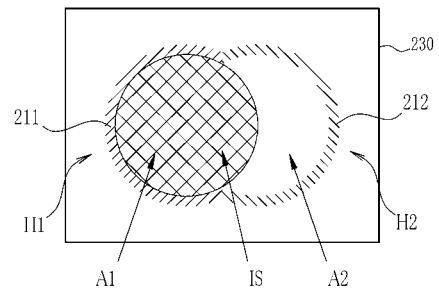
【図 18】



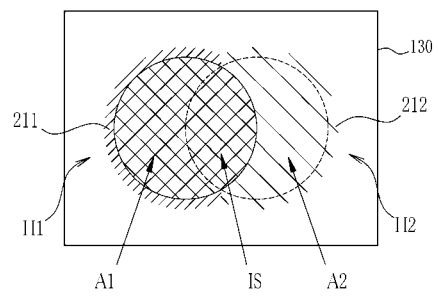
【図 19】



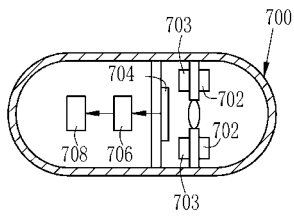
【図 20】



【図 21】



【図 22】



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	JP2017113185A	公开(公告)日	2017-06-29
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		
[标]发明人	青山達也		
发明人	青山 達也		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.618 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		
其他公开文献	JP6420230B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，其在产生显示图像时改变照明光并减少光晕区域的假色，该显示图像在色调上反映通过使用通过在不同时刻拍摄获得的两个图像而获得的算术图像。观察：处理器装置和用于操作内窥镜系统的方法。解决方案：内窥镜系统包括：图像获取部分54，其获取通过使用第一照明光获得的第一图像和通过使用第二照明光获得的第二图像与第一张图片不同;检测光晕区域的光晕区域检测部分74;算术图像生成部73，使用第1图像和第2图像进行动作，生成运算图像。显示图像生成部分77生成在色调时反映算术图像的显示图像;色调变化部分75改变显示图像中光晕区域的色调。图3：图3

