

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/175084

発行日 平成30年2月15日 (2018. 2. 15)

(43) 国際公開日 平成28年11月3日 (2016. 11. 3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 6	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	4 C 1 6 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	5 B 0 5 7
G 0 6 T 7/00 (2017.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/11 (2017.01)	G 0 2 B 23/24 B	
審査請求 有 予備審査請求 有 (全 35 頁) 最終頁に続く		

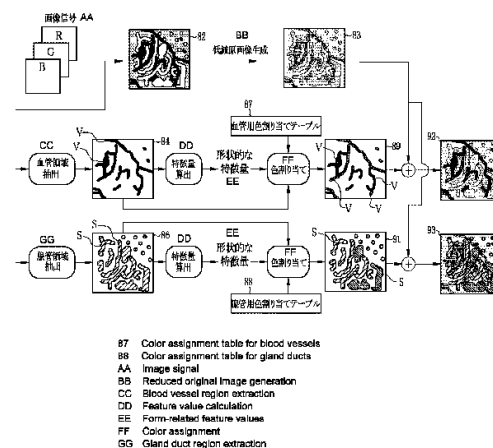
出願番号	特願2017-515492 (P2017-515492)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/062349	(74) 代理人	110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成28年4月19日 (2016. 4. 19)	(72) 発明者	寺村 友一 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2015-93413 (P2015-93413)	Fターム(参考)	2H040 GA05 GA07 4C161 BB02 CC06 DD03 LL02 NN05 WW02 WW04 WW08 WW10
(32) 優先日	平成27年4月30日 (2015. 4. 30)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、方法及びプログラム

(57) 【要約】

構造物の形状的な特徴に応じた色の割り当ての自由度が高い内視鏡画像の画像処理装置、方法及びプログラムを提供する。

生体内の観察対象を撮像して得た画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像(84、86)を生成する。構造物領域画像に基づいて構造物領域の形状的な特徴量を算出し、構造物領域に特徴量に応じた色を割り当てる。観察対象がカラーで描出された原画像(82)に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施した低減原画像(83)を生成し、低減原画像(83)と、色割り当てを行った構造物領域画像(84、86)とを重畳して合成画像(92、93)を生成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、
画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像を生成する原画像生成部と、

前記原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施すことにより低減原画像を生成する低減原画像生成部と、

取得した前記画像信号から 1 つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成部と、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当て部と、

前記低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像を重畳して合成画像を生成する画像合成部とを、備えている画像処理装置。

【請求項 2】

前記色割り当て部は、前記構造物領域に割り当てる色を、特徴量に応じて段階的又は連続的に変化させる請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記構造物領域画像生成部は、第 1 構造物領域を表す第 1 構造物領域画像と、第 2 構造物領域を表す第 2 構造物領域画像とを生成する請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記色割り当て部は、前記第 1 構造物領域画像と前記第 2 構造物領域画像のそれぞれに対して異なる色を割り当てる請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記画像合成部は、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像と前記低減原画像を合成した第 1 合成画像と、前記第 2 構造物領域画像と前記低減原画像を合成した第 2 合成画像とを生成する請求項 3 又は 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記画像合成部は、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像、前記第 2 構造物領域画像及び前記低減原画像の 3 つの画像を合成した第 3 合成画像を生成する請求項 3 又は 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記画像合成部は、前記第 1 合成画像と前記第 2 合成画像のそれぞれに対して共通の前記低減原画像を使用する請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記低減原画像生成部は、第 1 低減原画像及び第 2 低減原画像を生成し、

前記画像合成部は、前記第 1 合成画像には前記第 1 低減原画像を使用し、前記第 2 合成画像には前記第 2 低減原画像を使用する請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記色割り当て部は、前記特徴量の複数の項目を、3 次元の色空間上における 3 軸のいずれかに対応させ、かつ、前記特徴量の各項目の具体的な値に応じて前記色空間上の位置を判定して、前記色を決定する請求項 3 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記色割り当て部は、前記特徴量に応じて前記色空間上の位置を判定する際に、ガンマ変換を行う請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記合成画像を表示画面に表示する制御を行う表示制御部を備えている請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記表示画面において、前記原画像と、前記合成画像とを、並列的または選択的に表示

10

20

30

40

50

可能である請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記表示制御部は、前記表示画面をマルチモニタに出力可能である請求項 1 1 又は 1 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得ステップと、取得した前記画像信号から 1 つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成ステップと、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当てステップと、

前記画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施した低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する画像合成ステップとを、備えている画像処理方法。

【請求項 1 5】

コンピュータを画像処理装置として機能させるための画像処理プログラムであって、

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得ステップと、

取得した前記画像信号から 1 つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成ステップと、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当てステップと、

前記画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施した低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する画像合成ステップとを、備えている画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムで得た画像信号を処理する画像処理装置、方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、生体内の観察対象を撮影する内視鏡システムを利用した検査や診断が広く行われている。内視鏡システムで撮影された内視鏡画像に基づく診断を支援するために、波長帯域が狭い狭帯域などの特殊光によって観察対象を撮影して血管が強調された特殊光画像を取得する特殊光観察の技術や、白色光で撮影された通常画像に対して画像処理を施して観察対象の血管などの構造物が強調された観察画像を生成する画像処理技術も開発されている（特許文献 1）。

【0003】

特許文献 1 に記載の画像処理装置は、粘膜表面を撮影した通常画像において、血管などの構造物が描出された構造物領域を複数抽出し、抽出した複数の構造物領域を、線や円といった基本パターンに分類して、分類した基本パターン毎に異なる色を割り当てた疑似カラー画像を生成している。基本パターン毎に異なる色を割り当てることで、基本パターンが分布する様子を視覚的に把握できるようにしている（段落 0028）。

【0004】

粘膜における血管などの構造物の形状的な特徴は、診断を下す際の重要な要素となるため、このような構造物の形状的な特徴の把握を容易にする技術は、非常に有用である。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許5326064号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、白色光で撮影された通常画像は自然色を表すカラー画像（フルカラー画像とも呼ばれる）であるため、これに色を割り当てて疑似カラー画像を生成する方法は、使用できる色に制約があるため、割り当て可能な色の数が少なく、色の割り当ての自由度が低いという問題があった。

10

【0007】

消化管の粘膜には、血管や腺管などの複数の構造物がある上、大腸の腺管構造（ビットパターンなどと呼ばれる）だけを考えても、腫瘍の状態に応じて腺管構造は形状的に異なる特徴を示すため、複数種類に分類することができる。こうした形状的な特徴は、白色光で撮影した通常画像では認識しにくい場合がある。そのため、形状的な特徴に応じて異なる色を割り当てて、特徴を視覚的に識別できるようにすることが好ましいが、色の割り当ての自由度が低いと、割り当てる色が不足するため、効果的な色分けができない。

【0008】

本発明は、構造物の形状的な特徴に応じた色の割り当ての自由度が高い内視鏡画像の画像処理装置、方法及びプログラムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の画像処理装置は、画像信号取得部、原画像生成部、低減原画像生成部、構造物領域画像生成部、特徴量算出部、色割り当て部、及び画像合成部を備えている。画像信号取得部は、生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する。原画像生成部は、画像信号に基づいて観察対象がカラーで描出された原画像を生成する。低減原画像生成部は、原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施すことにより低減原画像を生成する。構造物領域画像生成部は、取得した画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する。特徴量算出部は、構造物領域画像に基づいて構造物領域の形状的な特徴量を算出する。色割り当て部は、構造物領域に特徴量に応じた色を割り当てる。画像合成部は、低減原画像と、色割り当てを行った構造物領域画像を重畳して合成画像を生成する。

30

【0010】

色割り当て部は、構造物領域に割り当てる色を、特徴量に応じて段階的又は連続的に変化させることが好ましい。

【0011】

構造物領域画像生成部は、第1構造物領域を表す第1構造物領域画像と、第2構造物領域を表す第2構造物領域画像とを生成することが好ましい。

【0012】

色割り当て部は、第1構造物領域画像と第2構造物領域画像のそれぞれに対して異なる色を割り当てることが好ましい。

40

【0013】

画像合成部は、合成画像として、第1構造物領域画像と低減原画像を合成した第1合成画像と、第2構造物領域画像と低減原画像を合成した第2合成画像とを生成することが好ましい。

【0014】

画像合成部は、合成画像として、第1構造物領域画像、第2構造物領域画像及び低減原画像の3つの画像を合成した第3合成画像を生成することが好ましい。

【0015】

画像合成部は、第1合成画像と第2合成画像のそれぞれに対して共通の低減原画像を使

50

用することが好ましい。

【0016】

低減原画像生成部は、異なる処理を施した第1低減原画像及び第2低減原画像を生成し、画像合成部は、第1合成画像には第1低減原画像を使用し、第2合成画像には第2低減原画像を使用することが好ましい。

【0017】

色割り当て部は、特徴量の複数の項目を、3次元の色空間上における3軸のいずれかに対応させ、かつ、特徴量の各項目の具体的な値に応じて色空間上の位置を判定して、色を決定することが好ましい。

【0018】

色割り当て部は、特徴量に応じて色空間上の位置を判定する際に、ガンマ変換を行うことが好ましい。

【0019】

合成画像を表示画面に表示する制御を行う表示制御部を備えていることが好ましい。

【0020】

表示画面において、原画像と、合成画像とを、並列的または選択的に表示可能であることが好ましい。

【0021】

表示制御部は、表示画面をマルチモニタに出力可能であることが好ましい。

【0022】

本発明の画像処理方法は、画像信号取得ステップ、構造物領域画像生成ステップ、特徴量算出ステップ、色割り当てステップ、及び画像合成ステップを備える。画像信号取得ステップは、生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する。構造物領域画像生成ステップは、取得した画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する。特徴量算出ステップは、構造物領域画像に基づいて構造物領域の形状的な特徴量を算出する。色割り当てステップは、構造物領域に特徴量に応じた色を割り当てる。画像合成ステップは、画像信号に基づいて観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施した低減原画像と、色割り当てを行った構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する。

【0023】

本発明のコンピュータを画像処理装置として機能させるための画像処理プログラムは、画像信号取得ステップ、構造物領域画像生成ステップ、特徴量算出ステップ、色割り当てステップ、及び画像合成ステップを備える。画像信号取得ステップは、生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する。構造物領域画像生成ステップは、取得した画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する。特徴量算出ステップは、構造物領域画像に基づいて構造物領域の形状的な特徴量を算出する。色割り当てステップは、構造物領域に特徴量に応じた色を割り当てる。画像合成ステップは、画像信号に基づいて観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施した低減原画像と、色割り当てを行った構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、構造物の形状的な特徴に応じた色の割り当ての自由度が高い内視鏡画像の画像処理装置、方法及びプログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光スペクトルを示すグラフである。

10

20

30

40

50

- 【図 4】特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。
- 【図 5】特殊画像処理の説明図である。
- 【図 6】血管領域の特徴量を算出する処理の説明図である。
- 【図 7】図 6 とは別の血管領域の特徴量を算出する処理の説明図である。
- 【図 8】腺管領域の特徴量を算出する処理の説明図である。
- 【図 9】血管用色割り当てテーブルの説明図である。
- 【図 10】腺管用色割り当てテーブルの説明図である。
- 【図 11】血管領域に対する色割り当て処理の説明図である。
- 【図 12】腺管領域に対する色割り当て処理の説明図である。
- 【図 13】特徴量の変化に対して連続的に色を変化させる例のグラフである。 10
- 【図 14】特徴量の変化に対して段階的に色を変化させる例のグラフである。
- 【図 15】血管領域を強調した合成画像の表示画面の説明図である。
- 【図 16】腺管領域を強調した合成画像の表示画面の説明図である。
- 【図 17】特殊画像処理手順を示すフローチャートである。
- 【図 18】第 2 実施形態の特殊画像処理の説明図である。
- 【図 19】第 2 実施形態の合成画像の表示画面の説明図である。
- 【図 20】第 3 実施形態の特殊画像処理の説明図である。
- 【図 21】ガンマ変換を使用する色割り当て処理の説明図である。
- 【図 22】色分けしたマークを使用する表示形態の説明図である。
- 【図 23】図 22 とは別形状のマークを使用する表示形態の説明図である。 20
- 【図 24】マルチモニタを使用する形態の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

「第 1 実施形態」

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 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。内視鏡 12 は、生体内に挿入される挿入部 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る湾曲部 12c 及び先端部 12d 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 は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 12d が所望の方向に向けられる。 30

【0027】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替 SW (Switch) 13a、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切替 SW 13a は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 18 上に表示するモードである。特殊観察モードは、通常画像に加えて特殊画像をモニタ 18 上に表示するモードである。なお、観察モードとして、2 種類以上のモードを用意してもよい。また、特殊観察モードは、通常画像を表示せずに特殊画像のみを表示してもよい。 40

【0028】

通常画像は、照明光として白色光が用いられて撮影されるカラー画像である。白色光で撮影されたカラー画像は、被写体が自然色で描出され、一般にフルカラー画像とも呼ばれる。ここで、白色光で撮影されるとは、後述するように、白色光を構成する青色成分、緑色成分、赤色成分の少なくとも 3 色のそれぞれの波長帯域の光を発光する複数の光源を用い、これらを組み合わせて白色光相当の照明光で撮影される場合を含む。また、白色光を構成する青色成分、緑色成分、赤色成分の波長帯域をすべて含む広帯域光で撮影される場合を含むことはもちろんである。 40

【0029】

特殊画像は、後述するように、粘膜内の血管や粘膜表面の腺管などが描出された領域である構造物領域が強調された画像である。ズーム操作部 13b はズームレンズ 47 (図 2 50

参照)をテレ位置とワイド位置との間で移動させることによって、モニタ18に表示中の観察対象を拡大又は縮小する。

【0030】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続される。モニタ18は、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UI(User Interface:ユーザーインターフェース)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、V-LED(Violet Light Emitting Diode)20a、B-LED(Blue Light Emitting Diode)20b、G-LED(Green Light Emitting Diode)20c、R-LED(Red Light Emitting Diode)20d、これら4色のLED20a~20dの駆動を制御する光源制御部21、及び4色のLED20a~20dから発せられる4色の光の光路を結合する光路結合部23を備えている。光路結合部23で結合された光は、挿入部12a内に挿通されたライトガイド(LG(Light Guide))41及び照明レンズ45を介して、生体内に照射される。なお、LEDの代わりに、LD(Laser Diode)を用いてもよい。

【0032】

図3に示すように、V-LED20aは、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲380~420nmの紫色光Vを発生する。B-LED20bは、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲420~500nmの青色光Bを発生する。G-LED20cは、波長範囲が480~600nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED20dは、中心波長620~630nmで、波長範囲が600~650nmに及ぶ赤色光Rを発生する。

【0033】

光源制御部21は、通常観察モード及び特殊観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dを点灯する。したがって、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの4色の光が混色した光が、観察対象に照射される。光源制御部21は、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となるように、各LED20a~20dを制御する。

【0034】

図2に示すように、ライトガイド(LG)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、光路結合部23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。

【0035】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系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、ライトガイド41からの光が観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。

【0036】

撮像センサ48は、観察対象を撮像し、撮像により得られた画像信号を出力する。具体的には、観察対象からの反射光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48の撮像面に観察対象の反射像が結像される。撮像センサ48は、結像した反射像に対応する画像信号を出力する。

【0037】

撮像センサ48は、例えば、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサ等である。本発明で用いられる撮像センサ48は、R(赤)、G(緑)及びB(青)の3色のRGB画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、撮像面を構成する複数の画素として、Rフィルタが設けられたR画素、Gフィルタが設けられたG画素、Bフィルタが設けられたB画素を有する、いわゆるRGB撮像センサである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

なお、撮像センサ 4 8 としては、R G B のカラーの撮像センサの代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及び G (緑) の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、C M Y G の 4 色の画像信号が出力されるため、補色 - 原色色変換によって、C M Y G の 4 色の画像信号を R G B の 3 色の画像信号に変換する必要がある。また、撮像センサ 4 8 はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部 2 1 は青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

【 0 0 3 9 】

10

撮像センサ 4 8 から出力される画像信号は、C D S ・ A G C 回路 5 0 に送信される。C D S ・ A G C 回路 5 0 は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング (C D S (Correlated Double Sampling)) や自動利得制御 (A G C (Auto Gain Control)) を行う。C D S ・ A G C 回路 5 0 を経た画像信号は、A / D 変換器 (A / D (Analog / Digital) コンバータ) 5 2 により、デジタル画像信号に変換される。A / D 変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置 1 6 に入力される。

【 0 0 4 0 】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 3 と、D S P (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、画像処理切替部 6 0 と、通常画像処理部 6 2 と、特殊画像処理部 6 4 と、表示制御部 6 5 と、映像信号生成部 6 6 とを備えている。受信部 5 3 は内視鏡 1 2 からのデジタルの R G B 画像信号を受信する。R 画像信号は撮像センサ 4 8 の R 画素から出力される信号に対応し、G 画像信号は撮像センサ 4 8 の G 画素から出力される信号に対応し、B 画像信号は撮像センサ 4 8 の B 画素から出力される信号に対応している。

20

【 0 0 4 1 】

D S P 5 6 は、受信した画像信号に対して、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、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 4 8 の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された R G B 画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の R G B 画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後の R G B 画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の R G B 画像信号には、デモザイク処理 (等方化処理、画素補間処理とも言う) が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素が R G B 各色の信号を有するようになる。

30

【 0 0 4 2 】

ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でガンマ補正等が施された R G B 画像信号に対してノイズ除去処理 (例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等) を施すことによって、R G B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像処理切替部 6 0 に送信される。ここで、本発明の「画像信号取得部」は、受信部 5 3 と、D S P 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 を含む構成に対応する。

40

【 0 0 4 3 】

画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a により、通常観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を通常画像処理部 6 2 に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を特殊画像処理部 6 4 に送信する。

【 0 0 4 4 】

通常画像処理部 6 2 は、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルの R G B 画像信号に対しては、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理などを行い、色変換処理済みの R G B 画像信号に変換する。次に、色変換処理済みの R G B 画像信号に対して、各種色彩強調処理を

50

施す。この色彩強調処理済みのRGB画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施されたRGB画像信号は、表示用の通常画像のRGB画像信号として、通常画像処理部62から映像信号生成部66に入力される。

【0045】

特殊画像処理部64は、RGB画像信号に基づいて、表示用の特殊画像を生成する。この特殊画像処理部64の詳細については後述する。この特殊画像処理部64で生成された表示用の特殊画像のRGB画像信号は、映像信号生成部66に入力される。なお、特殊画像処理部64においても、通常画像処理部62と同様に、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行うようにしてもよい。

【0046】

表示制御部65は、モニタ18の表示を制御する。モニタ18には、通常画像や特殊画像を表示する表示画面が表示される。表示制御部65は、表示画面のテンプレートデータに通常画像や特殊画像を挿入して、モニタ18に表示される表示画面を生成する。表示制御部65は、映像信号生成部66を有している。映像信号生成部66は、生成された表示画面を、モニタ18に表示するための映像信号に変換する。この映像信号に基づいて、モニタ18は、通常画像、特殊画像の表示画面を表示する。

【0047】

図4に示すように、特殊画像処理部64は、原画像生成部68、低減原画像生成部70、構造物領域画像生成部72、特徴量算出部74、色割り当て部76、画像合成部78を備えている。特殊画像処理部64は、RGBの画像信号に基づいて特殊画像処理を行って、特殊画像である合成画像を出力する。図5に示すように、原画像生成部68は、RGB画像信号に基づいて、カラーの原画像を生成する。原画像82は、通常画像と同じカラー画像であり、特殊画像処理部64において、通常画像処理部62と同様の処理手順で生成される。

【0048】

低減原画像生成部70は、原画像82に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施すことにより、原画像82よりも色及びコントラストが低減された低減原画像83を生成する。本例において、低減原画像83は、カラーの原画像82をモノクロ化したモノクロ画像であり、モノクロ化により原画像82よりも色が低減される。

【0049】

低減原画像83は、二値化画像ではなく、グレースケール化したグレースケール画像である。原画像82の各画素の階調数は、例えば、256階調である。低減原画像83は、グレースケール化の際に、原画像82の256階調から、64階調～192階調に変換されて、コントラストが低減される。このように、本例の低減原画像83は、原画像82よりも色及びコントラストが低減される。低減原画像83は、後述する画像合成を行う際のベース画像として使用される。

【0050】

構造物領域画像生成部72は、画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する。構造物領域は、粘膜内の血管や、粘膜表面の腺管といった構造物が抽出された領域であり、構造物が血管の場合は血管領域（第1構造物領域に相当）、構造物が腺管の場合には腺管領域（第2構造物領域に相当）となる。具体的には、図5に示すように、構造物領域画像生成部72は、血管領域を抽出する血管領域抽出処理を行って血管領域画像（第1構造物領域画像に相当）84と、腺管領域を抽出した腺管領域画像（第2構造物領域画像に相当）86をそれぞれ生成する。

【0051】

血管領域画像84を生成するための画像信号としては、例えば、B画像信号が使用される。周知のとおり、血中のヘモグロビンは、赤色光や緑色光と比較して、青色光に対する吸収率が大きい。血管領域のコントラストが大きなB画像信号を用いることで、血管領域を抽出しやすい。血管領域は、B画像信号において輝度が低い（濃度が高い）領域として

10

20

30

40

50

現れる。血管領域画像 8 4 は、B 画像信号から、輝度が低い（濃度が高い）領域を抽出して生成した、グレースケールのモノクロ画像である。

【0052】

また、腺管領域画像 8 6 を生成するための画像信号としては、例えば、腺管領域のコントラストが大きな G 画像信号が使用される。粘膜表面を構成する上皮細胞は、周期的な襞を有する立体的な構造を持つ。腺管領域は、こうした立体構造を有する領域であり、襞の表面と窪みにおける光の吸収と散乱の差によって表面構造が描出される。緑色光は、他の色光に比べて、立体感の描出に優れており、立体的な表面構造をコントラストよく描出することができる。腺管領域は、G 画像信号において、襞の表面は輝度が高い（濃度が低い）領域として現れ、襞の窪みは輝度が低い（濃度が高い）領域として現れる。腺管領域画像 8 6 は、G 画像信号から、輝度が高い（濃度が低い）領域を抽出して生成した、グレースケールのモノクロ画像である。

10

【0053】

また、腺管領域画像 8 6 においても、コントラストは低いものの血管領域は描出される。腺管領域画像 8 6 においては、血管領域はノイズであるため、腺管領域をより強調するために、腺管領域画像 8 6 から血管領域を除去してもよい。除去の方法としては、例えば、血管領域画像 8 4 から血管領域の位置を特定して、腺管領域画像 8 6 において特定した血管領域の画素を周辺の画素で補間することにより、血管領域を除去する方法がある。

【0054】

血管領域や腺管領域を抽出する場合には、ブラックハットフィルタ処理やトップハットフィルタ処理を利用してもよい。ブラックハットフィルタ処理は、輝度が相対的に高い領域（明るい部分）を除去して、輝度が相対的に低い領域（暗い部分）のみを残す処理であり、血管領域を抽出する場合に利用することができる。また、トップハットフィルタ処理は、輝度が相対的に低い領域（暗い部分）を除去して、輝度が相対的に高い領域（明るい部分）のみを残すトップハットフィルタ処理によって腺管領域を抽出してもよい。

20

【0055】

こうした抽出処理によって、図 5 に示すように、血管領域画像 8 4 は、血管領域 V のみが高いコントラストで描出されたモノクロ画像となり、腺管領域画像 8 6 は、腺管領域 S のみが高いコントラストで描出されたモノクロ画像となる。

【0056】

特徴量算出部 7 4 は、構造物領域画像に基づいて構造物領域の形状的な特徴量を算出する。本例では、血管領域画像 8 4 及び腺管領域画像 8 6 のそれぞれの構造物領域画像に基づいて、血管領域 V 及び腺管領域 S のそれぞれの形状的な特徴量を算出する。

30

【0057】

図 6 及び図 7 に示すように、特徴量算出部 7 4 は、血管領域画像 8 4 から 1 つずつ血管領域 V を抽出して、抽出した血管領域 V 毎に、形状的な特徴量を算出する。血管領域 V の形状的な特徴量の項目としては、例えば、最大幅 W_v 、最小半径 R_v 、長さ L_v がある。最大幅 W_v は、算出対象の血管領域 V において、最大値を示す幅である。最小半径 R_v は、血管領域 V が屈曲している場合に、最大の曲率で屈曲している屈曲箇所の半径である。長さ L_v は、血管領域 V の長手方向の長さである。血管領域 V が屈曲している場合には、例えば、屈曲形状に沿って中心線を仮想した場合の中心線の長さである。

40

【0058】

特徴量算出部 7 4 は、図 6 に示すように、血管領域画像 8 4 内において 1 つの閉域で構成される 1 つの血管領域 V 1 毎に、特徴量を算出する他、図 7 に示すように、1 つの閉域で構成される 1 つの血管領域 V 5 を、複数の領域 A 1、A 2 に分割して、各領域 A 1、A 2 について、特徴量を算出する場合もある。このように、1 つの血管領域 V を分割するかどうかは、例えば、大きさや形状の複雑さなどに応じて適宜決められる。このように、特徴量算出部 7 4 は、構造物領域画像内の複数の構造物領域について、構造物領域毎、又は構造物領域を分割した複数の領域毎に特徴量を算出する。

【0059】

50

特徴量算出部 74 は、血管領域画像 84 内のすべての血管領域 V について、特徴量を算出する。そして、特徴量算出部 74 は、特徴量を算出した 1 つの領域に対して、1 つの領域番号を付与する。図 6 の例であれば、1 つの血管領域 V2 に対して、例えば「V2」といった 1 つの領域番号を付与し、図 7 の例であれば、1 つの血管領域 V5 内の複数の領域 A1、A2 毎に、例えば「V5 - 1」、「V5 - 2」といった枝番号を付した領域番号を付与する。特徴量算出部 74 は、領域番号を付与した領域毎に、領域番号、血管領域画像 84 内の座標情報、及び算出した特徴量を、1 組の情報として関連付けた形態で出力する。

【0060】

図 8 に示すように、特徴量算出部 74 は、血管領域画像 84 と同様に、腺管領域画像 86 から 1 つずつ腺管領域 S を抽出して、抽出した腺管領域 S 毎に、形状的な特徴量を算出する。腺管領域 S の形状的な特徴量の項目としては、例えば、最大幅 Ws、長径 Ls、枝分かれ数 Bs がある。最大幅 Ws は、算出対象の腺管領域 S において、最大値を示す幅である。長径 Ls は、最大幅 Ws を短径とした場合に、短径と直交する方向の長さの最大値である。枝分かれ数 Bs は、腺管領域 S1 のように、分岐している領域がある場合における、分岐数である。

10

【0061】

特徴量算出部 74 は、腺管領域画像 86 内において 1 つの閉域で構成される 1 つの腺管領域 S2 に対して、形状的な特徴量を算出する。また、腺管領域 S2 についても、図 7 において血管領域 V について示したように、1 つの腺管領域 S2 を複数の領域に分割して、分割した各領域について、特徴量を算出する場合もある。1 つの腺管領域 S を分割するかどうかは、例えば、大きさや形状の複雑さなどに応じて適宜決められる。

20

【0062】

特徴量算出部 74 は、血管領域画像 84 の場合と同様に、腺管領域画像 86 内のすべての腺管領域 S について、特徴量を算出する。そして、特徴量算出部 74 は、特徴量を算出した 1 つの領域に対して、1 つの領域番号を付与する。図 8 の例であれば、1 つの腺管領域 S2 に対して、例えば「S2」といった 1 つの領域番号を付与する。図示しないが、1 つの腺管領域 S を複数の領域に分割して特徴量を算出する場合は、領域毎に、枝番号を付した領域番号を付与する。特徴量算出部 74 は、領域番号を付与した領域毎に、領域番号、腺管領域画像 86 内の座標情報、及び算出した特徴量を、1 組の情報として関連付けた形態で出力する。

30

【0063】

色割り当て部 76 は、特徴量を算出した構造物領域に、算出した特徴量に応じた色を割り当てる。特殊画像処理部 64 内のメモリには、血管用色割り当てテーブル 87 と、腺管用色割り当てテーブル 88 が格納されている。色割り当て部 76 は、血管用色割り当てテーブル 87 を参照して、血管領域画像 84 内の血管領域 V に色を割り当て、また、腺管用色割り当てテーブル 88 を参照して、腺管領域画像 86 内の腺管領域 S に色を割り当てる。

【0064】

図 9 に示すように、血管用色割り当てテーブル 87 は、例えば、L a b 表色系の 3 次元の色空間に基づいて作成された 3 次元 L U T (Look Up Table) である。L a b 表色系は、周知のように、明度を L、色相と彩度を示す色度を a、b で表わす表色系である。血管用色割り当てテーブル 87 は、L a b 表色系の 3 軸に対して、血管領域 V の最大幅 Wv、最小半径 Rv、長さ Lv という特徴量の 3 つの項目を対応させている。具体的には、明度 L の軸には最大幅 Wv が、色相 a の軸には最小半径 Rv が、彩度 b の軸には長さ Lv がそれぞれ割り当てられている。本例では、最大幅 Wv の変化に応じて明度 L が変化し、最小半径 Rv 及び長さ Lv の変化に応じて色相 a 及び彩度 b が変化している。

40

【0065】

図 10 に示すように、腺管用色割り当てテーブル 88 も、L a b 表色系の色空間に基づいて作成された 3 次元 L U T である。腺管用色割り当てテーブル 88 は、L a b 表色系の

50

3 軸に、腺管領域 S の最大幅 W s、長径 L s、枝分かれ数 B s の 3 つの特徴量の項目が対応させている。具体的には、明度 L の軸には最大幅 W s が、色相 a の軸には長径 L s が、彩度 b の軸には枝分かれ数 B s がそれぞれ割り当てられている。本例では、最大幅 W s の変化に応じて明度 L が変化し、長径 L s 及び枝分かれ数 B s の変化に応じて色相 a 及び彩度 b が変化するようになっている。

【 0 0 6 6 】

図 1 1 に示すように、色割り当て部 7 6 は、特徴量が算出された血管領域 V 毎に色を割り当てる。血管領域 V 5 - 1、V 5 - 2 のように、1 つの血管領域 V 5 について分割された複数の領域にそれぞれ特徴量が算出されている場合には、分割された領域毎に色を割り当てる。色割り当て部 7 6 は、血管用色割り当てテーブル 8 7 の色空間上において、特徴量の 3 つの項目 (W v、R v、L v) の具体的な値に基づいて位置を判定し、その特徴量を算出した領域の色を決定する。こうした処理を、血管領域 V 毎に行って、血管領域 V 1、V 2、V 3 - 1、V 3 - 2・・・のそれぞれに対して色を割り当てる。

10

【 0 0 6 7 】

図 1 1 の例では、血管領域 V 1 には「赤 1」、血管領域 V 2 には「赤 2」、血管領域 V 3 - 1 には「赤 3」というように、色が割り当てられる。ここで、「赤 1」、「赤 2」のように、色に付した番号が異なっているものは、それぞれ同色系であるが、明度、色相、彩度のうちの少なくとも 1 つが異なっている色を示す。

【 0 0 6 8 】

色割り当て部 7 6 は、特徴量算出部 7 4 から取得した座標情報に基づいて、血管領域画像 8 4 内の各血管領域 V の位置を特定し、各血管領域 V を割り当てた色で着色する。こうした色割り当て処理を、特徴量を算出した血管領域 V のすべてに対して行って、血管領域画像 8 4 を疑似カラー化した疑似カラー血管領域画像 8 9 を生成する。疑似カラー血管領域画像 8 9 では、複数の血管領域 V が形状的な特徴量に応じて色分けされて表示される。

20

【 0 0 6 9 】

図 1 2 に示すように、色割り当て部 7 6 は、血管領域 V と同様に、特徴量が算出された腺管領域 S 毎に色を割り当てる。色割り当て部 7 6 は、腺管用色割り当てテーブル 8 8 の色空間上において、3 つの特徴量 (W s、L s、B s) に基づいて位置を判定し、特徴量を算出した領域の色を決定する。こうした処理を、腺管領域 S 毎に行って、腺管領域 S 1、S 2、S 3、S 4・・・のそれぞれに対して色を割り当てる。

30

【 0 0 7 0 】

図 1 2 の例では、腺管領域 S 1 には「青 4」、腺管領域 S 2 には「紫 1」、腺管領域 S 3 には「紫 2」というように、色が割り当てられる。図 1 2 の例においても、「紫 1」、「紫 2」のように、色に付した番号が異なっているものは、それぞれ同色系であるが、明度、色相、彩度のうちの少なくとも 1 つが異なっている色を示す。

【 0 0 7 1 】

色割り当て部 7 6 は、特徴量算出部 7 4 から取得した座標情報に基づいて、腺管領域画像 8 6 内の各腺管領域 S の位置を特定し、各腺管領域 S を割り当てた色で着色する。こうした色割り当て処理を、特徴量を算出した腺管領域 S のすべてに対して行って、腺管領域画像 8 6 を疑似カラー化した疑似カラー腺管領域画像 9 1 を生成する。疑似カラー腺管領域画像 9 1 では、複数の腺管領域 S が形状的な特徴量に応じて色分けされて表示される。

40

【 0 0 7 2 】

色割り当て部 7 6 が、血管領域 V や腺管領域 S に対して行う色の割り当て方法については、図 1 3 に示すように、特徴量の変化に対して連続的に色を変化させてもよいし、図 1 4 に示すように、特徴量の変化に対して段階的に色を変化させてもよい。図 1 3 及び図 1 4 では、特徴量と、緑や黄色といった色相との関係を例に説明しているが、明度や彩度と特徴量との関係についても同様である。血管用又は腺管用の色割り当てテーブル 8 7、8 8 を使用する場合には、図 1 3 又は図 1 4 の関係になるように、各色割り当てテーブル 8 7、8 8 を設定する。

【 0 0 7 3 】

50

なお、色割り当て部 76 は、色割り当てテーブル 87、88 を使用する代わりに、特徴量を色に変換する関数を使用してもよい。

【0074】

また、本例では、血管領域画像 84 の血管領域 V に割り当てる色には、赤、黄、茶などの暖色系を使用し、腺管領域画像 86 の腺管領域 S に割り当てる色には、青、紫などの寒色系を使用している。

【0075】

図 5 において、画像合成部 78 は、低減原画像 83 をベース画像として、低減原画像 83 に疑似カラー血管領域画像 89 を重畳して合成することにより、第 1 合成画像 92 を生成する。また、低減原画像 83 をベース画像として、低減原画像 83 に疑似カラー腺管領域画像 91 を重畳して合成することにより、第 2 合成画像 93 を生成する。特殊画像処理部 64 は、第 1 合成画像 92 及び第 2 合成画像 93 を特殊画像として表示制御部 65 に出力する。

【0076】

図 15 及び図 16 に示すように、表示制御部 65 は、通常画像である、原画像 82 と、特殊画像である、第 1 合成画像 92 及び第 2 合成画像 93 とを並列的に表示する表示画面 96 を生成して、モニタ 18 に表示する。表示画面 96 には、第 1 合成画像 92 及び第 2 合成画像 93 のどちらを表示するかを選択するための選択操作部として選択ボックス 97 が設けられている。選択ボックス 97 は、マウスなどのポインタ 98 によって操作される。

【0077】

図 15 に示すように、選択ボックス 97 において血管が選択されると、血管領域 V が強調される第 1 合成画像 92 が表示され、図 16 に示すように、腺管が選択されると、腺管領域 S が強調される第 2 合成画像 93 が表示される。検査中に選択ボックス 97 を操作することで、表示を切り替えることも可能である。

【0078】

また、図 15 及び図 16 に示す表示画面 96 のように、原画像 82 と合成画像 92、93 を並列的に表示する他に、原画像 82 及び合成画像 92、93 の各画像を 1 コマずつ選択的に表示してもよい。

【0079】

上記構成による作用について、図 17 に示すフローチャートを参照しながら説明する。内視鏡 12 が光源装置 14 及びプロセッサ装置 16 に接続されて、内視鏡システム 10 が起動されると、内視鏡 12 の撮像センサ 48 が撮像を開始する。光源装置 14 において、V、B、G、R の 4 色の LED 20a~20d が点灯して、4 色の光の混合による白色光が照明光として内視鏡 12 に供給される。

【0080】

内視鏡 12 の挿入部 12a が患者などの体内に挿入されると、ライトガイド 41 を通じて体内の観察対象に照明光が照射され、観察対象で反射した反射光が撮像センサ 48 に入射する。撮像センサ 48 は、照明光の下、体内の観察対象を撮像して、プロセッサ装置 16 には、観察対象の RGB の画像信号が入力される。内視鏡システム 10 は、初期設定では、通常観察モードで起動する。プロセッサ装置 16 において、通常画像処理部 62 は、RGB の画像信号を取得し、取得した画像信号に基づいて、観察対象がカラーで描出された通常画像を生成する。通常画像は、表示制御部 65 に入力されて、表示制御部 65 は、通常画像を表示する表示画面 96 をモニタ 18 に表示する。

【0081】

医師の操作により、モード切替 SW 13a が操作されると、画像処理切替部 60 によって信号入力経路が切り替わり、内視鏡システム 10 は、通常観察モードから特殊観察モードに切り替わる。特殊画像処理部 64 は、観察対象の RGB の画像信号を取得する（ステップ（S）101）。そして、原画像生成部 68 は、RGB の画像信号に基づいて、通常画像と同様の原画像 82 を生成する（S102）。低減原画像生成部 70 は、カラーの原

10

20

30

40

50

画像 8 2 をモノクロ化することにより、色及びコントラストを低減した低減原画像 8 3 を生成する (S 1 0 3) 。

【 0 0 8 2 】

構造物領域画像生成部 7 2 は、B 画像信号に基づいて血管領域画像 8 4 を生成し、G 画像信号に基づいて腺管領域画像 8 6 を生成する (S 1 0 4) 。そして、特徴量算出部 7 4 は、血管領域画像 8 4 及び腺管領域画像 8 6 のそれぞれの構造物領域画像に基づいて、血管領域 V 及び腺管領域 S のそれぞれの形状的な特徴量を算出する (S 1 0 5) 。

【 0 0 8 3 】

特徴量算出部 7 4 は、図 6 ~ 図 8 で示したように、血管領域画像 8 4 及び腺管領域画像 8 6 において、血管領域 V 毎あるいは腺管領域 S 毎に特徴量を算出する。さらに、図 7 で示したように、1 つの血管領域 V や 1 つの腺管領域 S を複数の領域に分割した場合には、領域毎に特徴量を算出する。

10

【 0 0 8 4 】

色割り当て部 7 6 は、図 9 ~ 図 1 2 に示したように、各色割り当てテーブル 8 7 、 8 8 を用いて、血管領域画像 8 4 内の血管領域 V や、腺管領域画像 8 6 内の腺管領域 S に対して、特徴量を算出した領域毎に、特徴量に応じた色を割り当てる (S 1 0 6) 。

【 0 0 8 5 】

例えば、図 6 に示したように、血管領域画像 8 4 において、1 つの血管領域 V 2 の全体に対して特徴量が算出された場合には、血管領域 V 2 の全体が、算出された特徴量に応じて割り当てた色で着色される。また、図 7 に示したように、1 つの血管領域 V 5 が複数の領域 V 5 - 1 、 V 5 - 2 に分割され、分割された領域 V 5 - 1 、 V 5 - 2 毎に特徴量が算出された場合には、各領域 V 5 - 1 、 V 5 - 2 のそれぞれが、算出された特徴量に応じて割り当てた色で着色される。腺管領域画像 8 6 の腺管領域 S についても同様の手法で色割り当てが行われる。

20

【 0 0 8 6 】

本例において、色割り当て部 7 6 は、血管領域画像 8 4 の血管領域 V に赤、黄、茶などの暖色系を使用し、腺管領域画像 8 6 の腺管領域 S に青、紫などの寒色系を使用することにより、構造物領域毎に異なる系統の色が割り当てる。こうして、疑似カラー血管領域画像 8 9 及び疑似カラー腺管領域画像 9 1 が生成される (図 5 参照) 。

【 0 0 8 7 】

画像合成部 7 8 は、低減原画像 8 3 に疑似カラー血管領域画像 8 9 を重畳して第 1 合成画像 9 2 を生成し、低減原画像 8 3 に疑似カラー腺管領域画像 9 1 を重畳して第 2 合成画像 9 3 を生成する (S 1 0 7) 。

30

【 0 0 8 8 】

図 1 5 及び図 1 6 に示すように、第 1 合成画像 9 2 又は第 2 合成画像 9 3 は、通常画像である原画像 8 2 とともに表示画面 9 6 に表示される。第 1 合成画像 9 2 と第 2 合成画像 9 3 は、選択ボックス 9 7 の選択によって切り替えられる。医師は、選択ボックス 9 7 の操作により所望の画像を観察することができる。

【 0 0 8 9 】

第 1 合成画像 9 2 及び第 2 合成画像 9 3 に用いられる、疑似カラー血管領域画像 8 9 と疑似カラー腺管領域画像 9 1 は、血管領域 V や腺管領域 S の形状的な特徴量に応じて色付けされる。これにより、形状的な特徴量が異なる複数の構造物領域を簡単に識別することができる。形状的な特徴量が異なる領域を識別することは病変の診断において非常に有用である。

40

【 0 0 9 0 】

例えば、腫瘍などが発生している病変領域と正常領域とでは、血管の幅や走行状態、腺管の大きさなど、構造物の形状的な特徴が大きく異なる。医師は、こうした形状的な特徴に注目して診断を行うので、形状的な特徴が異なる領域が簡単に識別できれば、病変領域と正常領域を簡単に見分けることが可能となる。また、病変領域においても、血管の走行状態や腺管構造の形状などは場所により変化する。血管領域あるいは腺管領域毎に、その

50

領域の形状に応じて色を割り当てられるため、特徴量が異なる領域を視覚的に把握しやすい。

【 0 0 9 1 】

本例において、このような疑似カラー血管領域画像 8 9 及び疑似カラー腺管領域画像 9 1 が重畳されるベース画像には、低減原画像 8 3 が使用される。上述のとおり、低減原画像 8 3 は、カラーの原画像 8 2 の色及びコントラストを低減したモノクロのグレースケール画像である。疑似カラー血管領域画像 8 9 及び疑似カラー腺管領域画像 9 1 は、血管領域 V や腺管領域 S が強調されている代わりに、それ以外の情報が捨象されている。

【 0 0 9 2 】

これに対して、低減原画像 8 3 は、モノクロ化されているものの、疑似カラー血管領域画像 8 9 や疑似カラー腺管領域画像 9 1 において捨象された観察対象の情報が描出されており、観察対象の全体的な性状を把握することが可能である。例えば、第 1 合成画像 9 2 は、疑似カラー血管領域画像 8 9 と低減原画像 8 3 が重畳されているため、血管領域 V が色分けされて強調表示される一方、低減原画像 8 3 においては、血管領域 V 以外の腺管領域 S など描出される。そのため、観察対象の全体的な性状を把握しつつ、色分けされた血管領域 V を観察することができる。

10

【 0 0 9 3 】

特に、本例では、低減原画像 8 3 は二値化画像ではなく、所定の階調数を有するグレースケール画像を用いているため、二値化画像と比較して、観察対象の全体的な性状を明瞭に把握することができる。

20

【 0 0 9 4 】

また、本例では、第 1 合成画像 9 2、第 2 合成画像 9 3 のどちらのベース画像にも、共通の低減原画像 8 3 を使用している。共通の低減原画像 8 3 を使用するため、第 1 合成画像 9 2 及び第 2 合成画像 9 3 のそれぞれにおいて強調される構造物領域（血管領域 V、腺管領域 S）の違いが明瞭になるので、両者の比較がしやすい。

【 0 0 9 5 】

また、第 1 及び第 2 合成画像 9 2、9 3 のベース画像として使用される低減原画像 8 3 は、モノクロ化されているため、疑似カラー血管領域画像 8 9 や疑似カラー腺管領域画像 9 1 において色の割り当ての自由度が高い。つまり、カラーの原画像 8 2 をベース画像として使用すると、原画像 8 2 において使用される色と同一色は、疑似カラーの割り当て色として使用できなくなるため、使用できる色に制約が多い。これに対して、モノクロ化によって色数を低減した低減原画像 8 3 をベース画像に使用することで、使用できる色の数を増やすことができる。これにより、特徴量に応じて詳細な色分けが可能となる。使用できる色数が多いほど、形状的な特徴量の細かな違いを色で表しやすい。

30

【 0 0 9 6 】

また、図 1 3 に示すように、特徴量の変化に応じて割り当てる色を連続的に変化させることで、形状的な特徴の小さな変化をグラデーションで表すことが可能になる。このため、特徴量の微細な変化を視覚的に把握しやすい。

【 0 0 9 7 】

また、本例では、血管領域画像 8 4 の血管領域 V には割り当てる色には、赤、黄、茶などの暖色系を使用し、腺管領域画像 8 6 の腺管領域 S に割り当てる色には、青、紫などの寒色系を使用するというように、異なる構造物領域画像毎に、異なる色を割り当てている。これにより、血管領域 V や腺管領域 S といった構造物領域の種類に応じて異なる色を使用することで、構造物領域の種類を区別しやすいという効果が得られる。

40

【 0 0 9 8 】

本例では、構造物領域毎に異なる色として、暖色系と寒色系の色を例に説明したが、それ以外でもよい。ここで、異なる色には、色相、明度及び彩度の少なくとも 1 つが異なっている場合がすべて含まれる。しかし、色相、明度及び彩度のうち、視覚的に異なる印象を与えやすいのは色相だと考えられるため、構造物領域毎に、色相が異なる色を割り当てるのが好ましい。さらに、色相が異なる色を使用する場合でも、より好ましくは、本例

50

のように暖色系と寒色系のように系統が異なる色を使用することが好ましい。暖色系と寒色系は、補色関係のように色相環における位置が相対的に離れているため、視覚的に異なる印象をより与えやすいためである。

【 0 0 9 9 】

また、本例では、血管領域画像 8 4 に暖色系を使用し、腺管領域画像 8 6 に寒色系を使用して、両者の区別を容易にしつつ、かつ、血管領域画像 8 4 又は腺管領域画像 8 6 のそれぞれにおいては、暖色系あるいは寒色系の同系色内で、特徴量に応じて色を変化させている。これにより、構造物領域の種類毎に色の統一感を保ちつつ、同種の構造物領域に対しては、同系色内で、形状的な特徴量に応じて異なる色が割り当てられるため、特徴量が異なる領域も色分けされる。ここで、同系色とは、例えば、色相環における赤とオレンジ、あるいは緑と黄緑のように、色相環における位置が約 1 2 0 度の範囲に含まれている色同士をいう。

【 0 1 0 0 】

「第 2 実施形態」

図 1 8 及び図 1 9 に示す第 2 実施形態のように、画像合成部 7 8 は、血管領域 V が色分けされた疑似カラー血管領域画像 8 9、腺管領域 S が色分けされた疑似カラー腺管領域画像 9 1 の両方を、低減原画像 8 3 に重畳して、1 つの第 3 合成画像 9 9 を生成してもよい。図 1 9 に示すように、表示画面 9 6 において、第 3 合成画像 9 9 は、原画像 8 2 と並列的に表示される。これによれば、それぞれ特徴量に応じて色分けされた複数の構造物領域を、1 つの第 3 合成画像 9 9 内で観察することができる。なお、原画像 8 2 と第 3 合成画像 9 9 を 1 コマずつ選択的に表示してもよい。

【 0 1 0 1 】

また、第 1 実施形態の図 1 5、図 1 6 の表示形態と図 1 9 に示す表示形態は、選択ボックス 9 7 によって切り替えられるようにしてもよい。こうすれば、1 つの表示画面 9 6 において、第 1 合成画像 9 2、第 2 合成画像 9 3、第 3 合成画像 9 9 を切り替えて選択的に表示することができる。もちろん、複数の合成画像 9 2、9 3、9 9 を、表示画面 9 6 内に並列的に表示できるようにしてもよい。

【 0 1 0 2 】

「第 3 実施形態」

図 2 0 に示す第 3 実施形態のように、構造物領域画像の種類毎に、使用するベース画像を、異なる低減原画像としてもよい。図 2 0 に示す例では、疑似カラー血管領域画像 8 9 と合成されるベース画像には、第 1 低減原画像 8 3 A が使用されて、第 1 合成画像 9 2 A が生成される。疑似カラー腺管領域画像 9 1 と合成されるベース画像には、第 2 低減原画像 8 3 B が使用されて、第 2 合成画像 9 3 A が生成される。

【 0 1 0 3 】

例えば、第 1 低減原画像 8 3 A と第 2 低減原画像 8 3 B は、どちらもモノクロのグレースケール画像であるが、使用する色が異なる。具体的には、第 1 低減原画像 8 3 A は、寒色系の青色と白色のモノクロのグレースケール画像であり、第 2 低減原画像 8 3 B は、暖色系の赤色と白色のモノクロのグレースケール画像である。

【 0 1 0 4 】

第 1 実施形態で示したように、疑似カラー血管領域画像 8 9 には、暖色系の色が割り当てられるため、ベース画像として、寒色系の色を使用した第 1 低減原画像 8 3 A を使用することで、強調される血管領域 V に割り当てられる暖色系の色を際立たせることができる。反対に、疑似カラー腺管領域画像 9 1 には、寒色系の色が割り当てられるため、ベース画像として、暖色系の色を使用した第 2 低減原画像 8 3 B を使用することで、強調される腺管領域 S に割り当てられる寒色系の色を際立たせることができる。

【 0 1 0 5 】

本例において、第 1 低減原画像 8 3 A と第 2 低減原画像 8 3 B とにおいて、使用する色を変えているが、色を変える代わりに、シャープネスを変化させてもよい。例えば、疑似カラー血管領域画像 8 9 の背景となる第 1 低減原画像 8 3 A に対しては、ソフトフォーカ

ス処理を施して、描出される対象をぼかす。血管領域Vは、比較的細いため、背景をぼかすことにより、血管領域Vを際立たせることができる。なお、シャープネス変化と色変化を組み合わせてもよい。

【0106】

このように、構造物領域画像の種類に応じて、ベース画像として使用する低減原画像83を変えることで、構造物領域画像の種類に応じて適切な低減原画像83を使用することが可能となる。

【0107】

「第4実施形態」

図21に示す第4実施形態のように、色割り当て部76が、血管用色割り当てテーブル87の色空間上において、3つの特徴量(Wv、Rv、Lv)に基づいて位置を判定する際に、ガンマ変換を行ってもよい。ガンマ曲線101は、入力値である特徴量と、出力値である色空間上の位置との対応関係を表す。ガンマ曲線101を変化させることで、入力値の特定の範囲の色分解能を大きくしたり、反対に小さくすることができる。これにより、例えば、特徴量の特定の入力範囲については、特徴量の小さな変化を、大きな色の変化で表すといったことが可能となる。

【0108】

「第5実施形態」

上記実施形態では、特徴量を算出した血管領域Vや腺管領域Sに対する色の割り当て方法として、血管領域Vや腺管領域Sの各領域自体を塗りつぶして着色する方法を例に説明したが、図22に示す第5実施形態のように、色を示すマーク103を使用して色を割り当ててもよい。

【0109】

画像内において、マーク103は、算出した特徴量に応じた色で着色されて、特徴量を算出した領域の近傍位置に挿入される。こうしても、特徴量が異なる領域を色で見分けることができる。血管領域Vなど、特徴量を算出した領域自体については、着色を行ってもよいし、行わなくてもよい。マーク103は、矢印形状をしている。マーク103の例は、矢印形状以外でもよく、例えば、図23に示すように、菱形のマーク104でもよい。もちろん、円形や多角形でもよい。また、マーク103、104を、点滅させたり、回転させるなどの方法によりアニメーション表示を行ってもよい。アニメーション表示により、動画的な視覚効果を与えることができるため、強い印象を与えることができる。

【0110】

「第6実施形態」

図24に示す第6実施形態のように、表示制御部65は、表示画面をマルチモニタに出力可能としてもよい。表示制御部65は、例えば、複数台のモニタ18A、18Bに対して、通常画像である原画像82を表示する表示画面と、特殊画像である合成画像99を表示する表示画面を出力する。マルチモニタにすることで、画面サイズを広くとれるため、大きな画像で観察を行うことができる。

【0111】

上記各実施形態において、低減原画像83は、原画像82の色とコントラストの両方を低減する加工を施して生成する例で説明したが、色及びコントラストの一方を低減するだけでもよい。コントラストだけを低減させる場合には、低減原画像83において色は残るが、コントラストを低減させれば、背景の色が目立ちにくくなる。そのため、疑似カラー化した構造物領域画像を重ねさせても、背景の色が、色分けされた構造物領域画像の見やすさを損なうことは少ない。そのため、コントラストを低減させない場合と比べれば、構造物の形状的な特徴に応じた色の割り当ての自由度を確保することが可能である。もちろん、コントラストの低減ではなく、色の低減と組み合わせることがより好ましい。

【0112】

また、色を低減する方法は、モノクロ化以外でもよく、カラー画像よりも色数が制限されていればよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 3 】

上記各実施形態において、強調する構造物領域として、血管領域Vと腺管領域Sを例に説明したが、これら以外の構造物領域を強調してもよい。例えば、粘膜の発赤領域、褪色領域（ブラウニッシュエリア）、ポリープなどの異物領域などである。また、形状的な特徴量としては、上記実施形態で示した例の他、例えば、領域の面積、周囲長、主軸の長さ、所定の形状に対する近似率、複数の領域の密度、隣接する領域との距離、あるいはこれら複数の特徴量の組み合わせに応じて算出される値、などでもよい。

【 0 1 1 4 】

また、特徴量の算出方法としては、例えば、所定の基本パターンを用意して、その基本パターンとの類似度を特徴量として算出する方法でもよい。例えば、基本パターンとして
10
は、「規則的ドット形状」、「辺縁不明瞭」といった病変の典型的なパターンを複数種類用意しておく。こうした複数の基本パターンと構造物領域とを照合して、基本パターン毎の類似度を形状的な特徴量として算出する。そして算出した類似度の中から最も類似度が高い基本パターンを構造物領域のパターンとして判定する。構造物領域は、判定したパターン毎に色の割り当てが行われる。

【 0 1 1 5 】

このように構造物領域と基本パターンとの類似度を特徴量として算出する場合には、上記実施形態のように構造物領域内の個々の構造物領域に対して個別に特徴量を算出するのではなく、複数の構造物領域が含まれる一定の領域全体について特徴量を算出してもよい。
20
具体的には、複数の構造物領域が含まれる一定の領域全体が、例えば、「規則的ドット形状」と類似すると判定され、その領域全体に「規則的ドット形状」に対応する色が割り当てられる。この場合には、表示画面96内に、「規則的ドット形状」は「青1」などというように、基本パターンと色との対応関係を示す凡例を表示してもよい。

【 0 1 1 6 】

上記実施形態では、血管領域画像や腺管領域画像のように、構造物の種類毎に構造物領域画像を生成しているが、複数種類の構造物領域が含まれる構造物領域画像を生成してもよい。もちろん、上記実施形態のように、構造物の種類毎に構造物領域画像を生成する方が、構造物の区別が明瞭になるため好ましい。

【 0 1 1 7 】

また、上記実施形態では、構造物領域が強調される合成画像を、動画撮影中に生成して表示する例で説明しているが、静止画撮影時に、撮影した静止画に基づいて生成して表示してもよい。あるいは、動画撮影時及び静止画撮影時の両方で行ってもよい。
30

【 0 1 1 8 】

また、特殊観察モードに切り替えるモード切替SWを、内視鏡12の操作部に設けた例で説明したが、フットスイッチ、マウス、キーボード、タッチパネルディスプレイなどの各種操作部をモード切替SWとして機能させてもよい。また、医師の視線を検出する視線検出センサや、手や足の動きを検出するモーションセンサを設けて、これをモード切替SWとして機能させてもよい。この他、音声認識によって動作するスイッチや、脳波検出スイッチを使用してもよい。

【 0 1 1 9 】

また、モード切替SWによって切り替える代わりに、所定時間間隔で観察モードが自動的に切り替わるようにしてもよい。こうすれば、医師の操作が不要になるので、便利である。また、モニタの形態としては、据え置き型のモニタ以外に、ヘッドマウントディスプレイを使用して、ヘッドマウントディスプレイに合成画像を表示してもよい。
40

【 0 1 2 0 】

また、上記実施形態では、構造物領域の抽出方法として、白色光で撮影した画像信号のうちのB画像信号やG画像信号を使用する例で説明したが、単色の画像信号ではなく、白色光の下で撮影されたカラーの原画像82を使用してもよい。この場合には、以下に示すように、血管の色に応じて抽出する血管を選別することができる。

【 0 1 2 1 】

10

20

30

40

50

光の波長と、粘膜の深達度には相関があることが知られている。具体的には、波長が短いほど粘膜内への光の深達度が低く、波長が長いほど粘膜内への光の深達度が高い。そのため、白色光の下で粘膜を撮影した場合には、血管の深さによって色が変わる。例えば、表層の血管は、青色光の到達量が多く血中で吸収されるため、反射光には青色成分が少なくなり、撮影画像において赤色で描出される。対して、深層の血管は、青色光の到達量が少なく粘膜内で反射してしまうため、反射光に青色成分が多くなるため、撮影画像において紫色に近い色で描出される。中層の血管は、その中間で、茶褐色で描出される。

【0122】

このように、粘膜内の深さによって血管領域の色が変わるため、抽出処理において、表層なら赤色、中層なら茶褐色、深層なら紫色というように、抽出する血管領域の色を識別することによって、特定の深さの血管領域を抽出することができる。このように抽出された深さが異なる複数の血管領域に対して、色分けを行って、合成画像において識別できるようにしてもよい。

10

【0123】

また、白色光の下で得た画像信号ではなく、特殊光、例えば、青色光、緑色光、赤色光の各波長範囲の一部の狭帯域を波長帯域とする狭帯域光の下で得た狭帯域画像信号を使用してもよい。血中ヘモグロビンの吸収率が高い帯域に合わせた狭帯域光（青色狭帯域光や緑色狭帯域光）を使用することで、血管領域がよりコントラストが高い状態で描出された画像信号を得ることができる。青色狭帯域光と緑色狭帯域光を使用した場合も、白色光の場合と同様に、血管の深さによって色が変わる。具体的には、表層の血管は赤く、中層の血管は茶褐色となり、深層の血管は青緑色となる。複数色の狭帯域光を使用する場合でも、血管の深さによって色が変わるため、色によって特定の深さの血管領域を抽出することができる。

20

【0124】

あるいは、通常可視光以外の光、例えば赤外光や紫外光を使った特殊光の下で得た画像信号を使用してもよい。病变部に選択的に集積する様な蛍光を発する薬剤を使用し、赤外光や紫外光、あるいは特定の波長の特殊光を照明した時に発せられる蛍光を受光して得た画像信号を使用してもよい。蛍光は特定の波長の光を発するため、色によって病变を示す発光領域を抽出することができる。

30

【0125】

また、インジゴカルミン溶液、クリスタルバイオレット溶液、ヨード希釈液などの染色液を消化管内に散布した状態で撮影して得た画像信号を使用してもよい。

【0126】

このように、特殊光によって画像信号を取得する場合には、通常観察モードと特殊観察モードにおいて照明光を変える必要がある。例えば、光源制御部21は、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの点灯及び消灯、さらには光量比を変化させることで、通常観察モードと特殊観察モードにおける照明光を変える。こうした通常観察モードと特殊観察モードを所定時間間隔で自動的に切り替えてもよい。また、上記染色液を散布する場合は、染色液の色により特定の構造のコントラストが強調されるため、染色液毎に、照明光を切り替える事が望ましい。

40

【0127】

また、構造物領域を抽出する前処理として、以下のような処理を行うことが好ましい。B画像信号から構造物領域を抽出する場合において、まず、抽出元のB画像信号において、ハレーションを起こしている輝点を探して、その周囲を含めた領域を、抽出対象から除外する。さらに、所定の閾値以下の明るさを有する領域も、抽出対象から除外する。除外する領域には、血管が描出されていないか、あるいは描出されていても、他の領域との識別ができず、抽出が難しいためである。

【0128】

なお、構造物領域の抽出元となる画像として原画像82を使用する場合には、さらに、原画像82において、処置具が写り込む領域を抽出対象から除外してもよい。内視鏡の手

50

技において、生検鉗子、クリップ処置具、スネアなどの各種の処置具が使用されるため、撮像する画像内にはこうした処置具が写り込む場合がある。

【0129】

処置具が写り込む領域においては、観察対象が処置具の影になるため、こうした領域を除外することが好ましい。処置具は、先端部が金属製で、基端側に延びるガイドシースは白色の樹脂製や、コイルシースの場合には金属製である。そのため、おおよその処置具の色は決まっているため、これらの色の領域については除外対象領域と判定して、原画像82内から除外すればよい。

【0130】

また、除外対象領域を除いた抽出対象領域が、例えば、画像全体の10%以下になるなど、僅かしか残らない場合には、その画像については、構造物領域の抽出対象の画像から除外（抽出処理を行わない）してもよい。そのような画像は抽出対象領域が少ないため、構造物領域がほとんど抽出されず、処理が無駄になるからである。

10

【0131】

また、上記実施形態では、光源として、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの4色のLEDを使用しているが、B、G、Rの3色のLEDでもよい。また、LEDの代わりに、上述したレーザダイオード（LD）の他、EL（Electro Luminescence）などの他の半導体光源を使用してもよい。また、キセノンランプなどの白色光源を使用してもよい。

【0132】

また、撮像センサとしては、撮像面において、画素に対応してBGRのマイクロフィルタが設けられたカラー撮像センサを使用した例で説明しているが、モノクロの撮像センサでもよい。モノクロの撮像センサとキセノンランプなどの白色光源を組み合わせる場合には、キセノンランプの光を、BGRの光に分光するためのロータリフィルタが設けられる。

20

【0133】

また、上記実施形態では、内視鏡と直接接続されるプロセッサ装置を、本発明の画像処理装置として機能させる例で説明したが、画像処理装置をプロセッサ装置から独立した装置としてもよい。

【0134】

なお、本発明は、カプセル内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置の他、各種の医用画像処理装置に対して適用することが可能である。また、本発明は、画像処理装置及び方法の他、コンピュータを画像処理装置として機能させる画像処理プログラムや画像処理プログラムを記憶する記憶媒体にも及ぶ。

30

【符号の説明】

【0135】

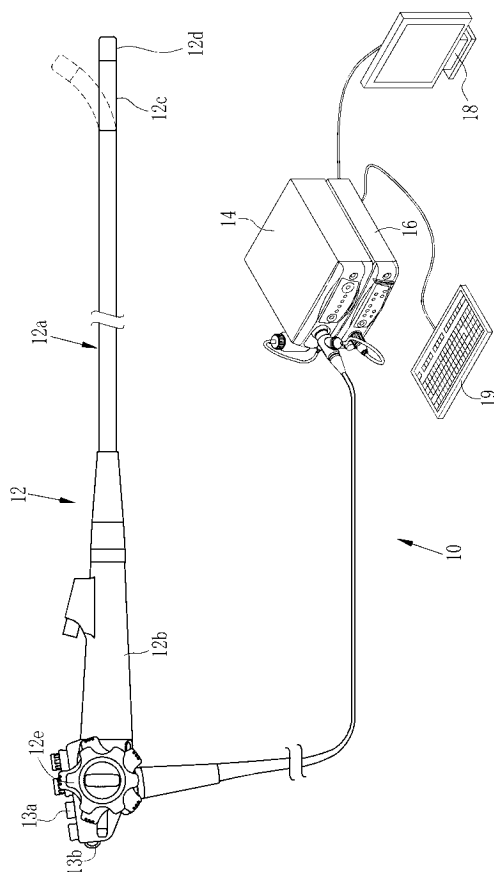
- 10 内視鏡システム
- 16 プロセッサ装置
- 65 表示制御部
- 68 原画像生成部
- 70 低減原画像生成部
- 72 構造物領域画像生成部
- 74 特徴量算出部
- 76 色割り当て部
- 78 画像合成部
- 82 原画像
- 83 低減原画像
- 84 血管領域画像
- 86 腺管領域画像
- 87 血管用色割り当てテーブル

40

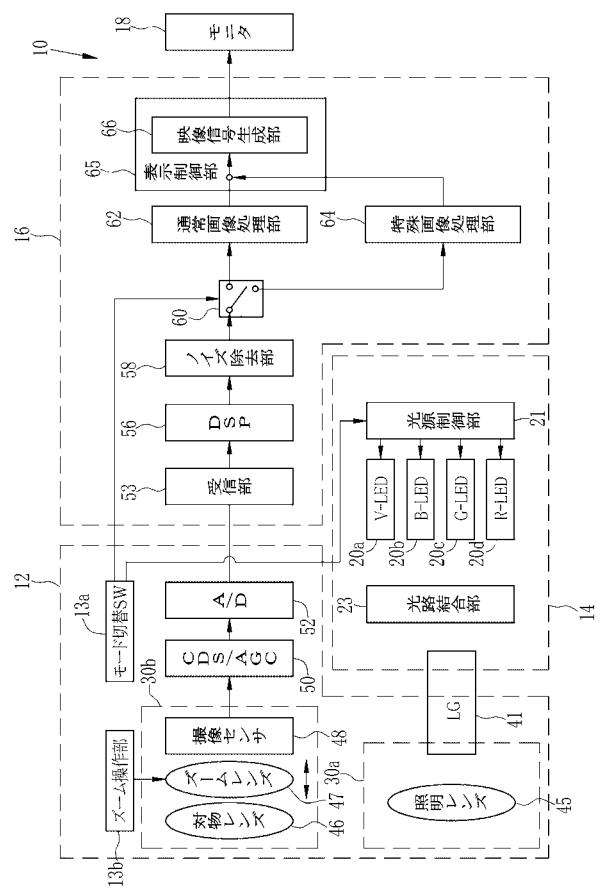
50

- 8 8 腺管用色割り当てテーブル
8 9 疑似カラー血管領域画像
9 1 疑似カラー腺管領域画像
9 2、9 3、9 9 合成画像
9 6 表示画面

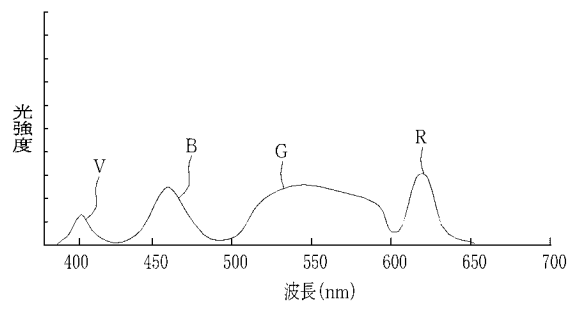
【 圖 1 】



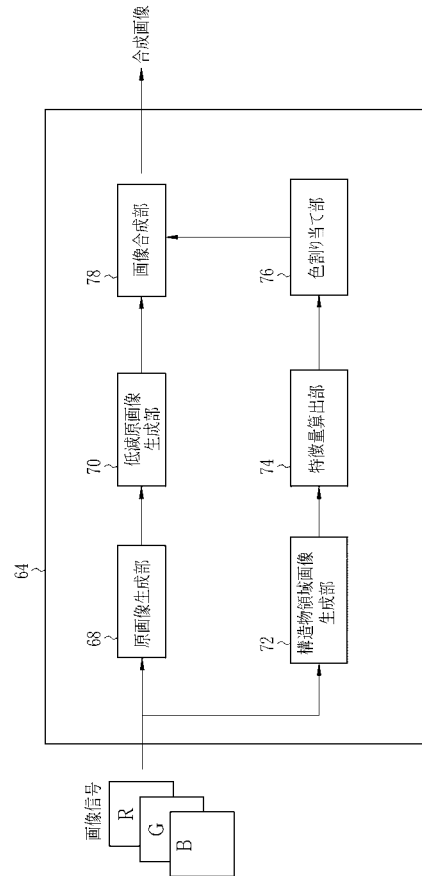
【 図 2 】



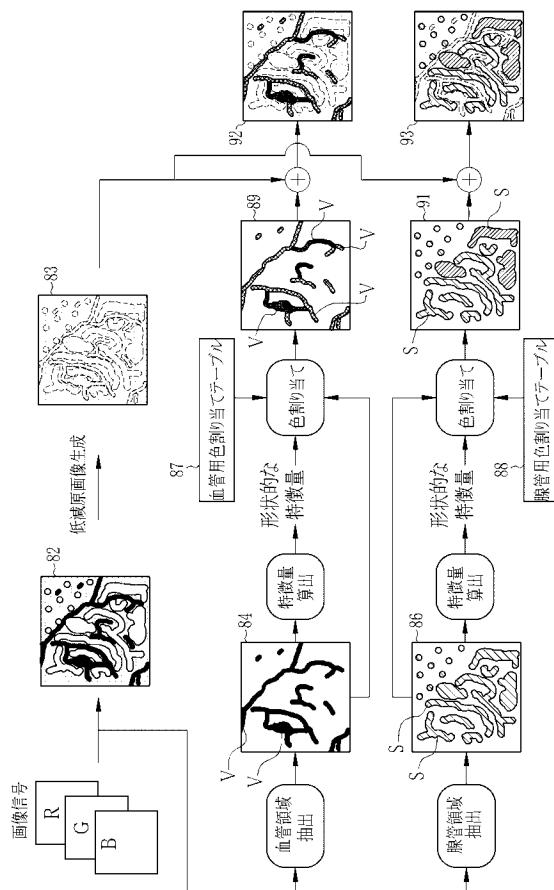
【図 3】



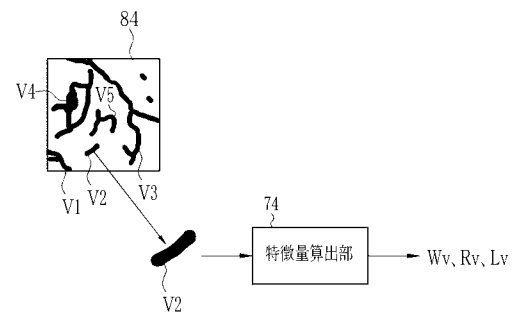
【図 4】



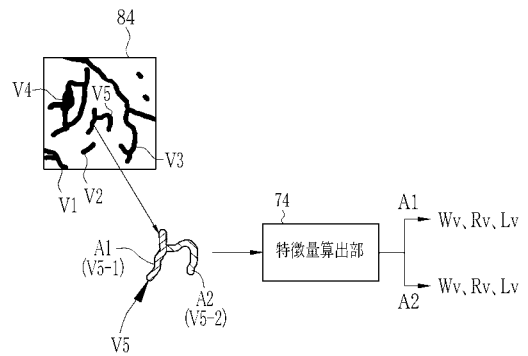
【図 5】



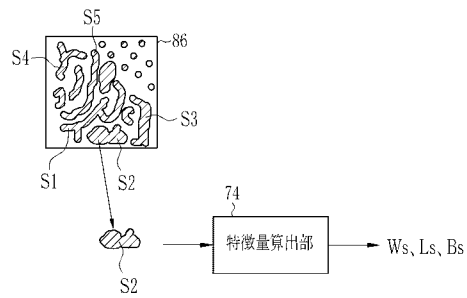
【図 6】



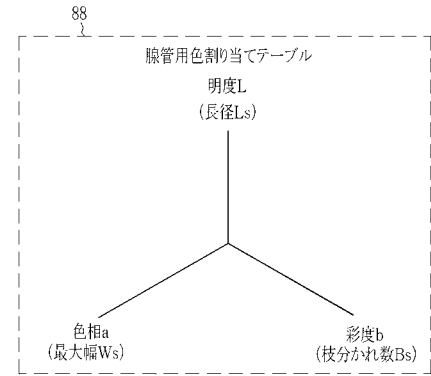
【図 7】



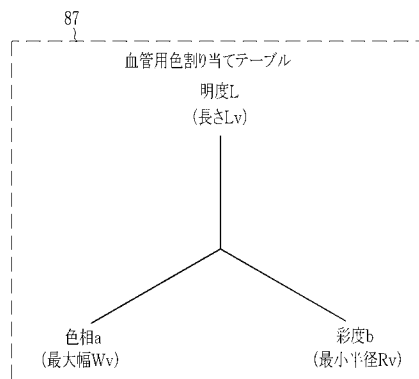
【図 8】



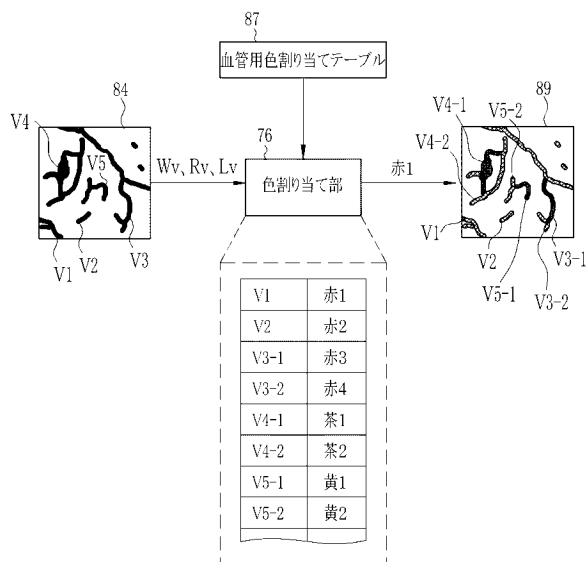
【図 10】



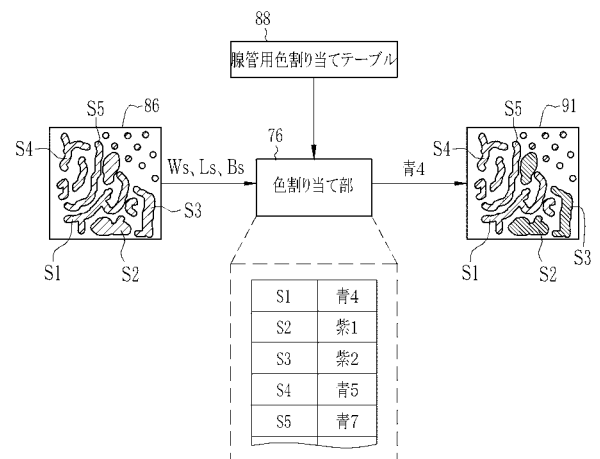
【図 9】



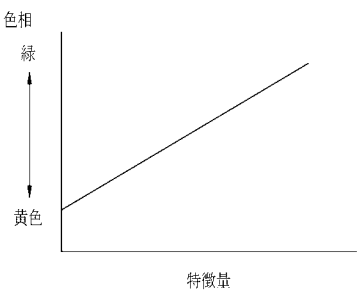
【図 11】



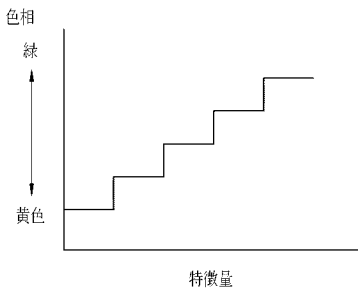
【図 12】



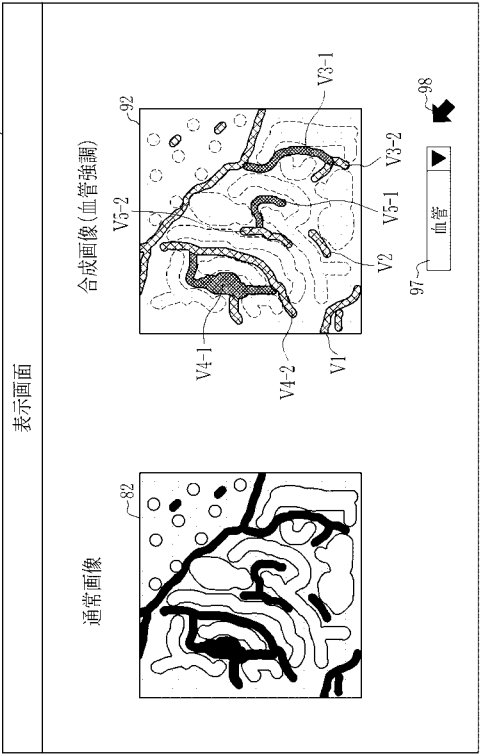
【 図 1 3 】



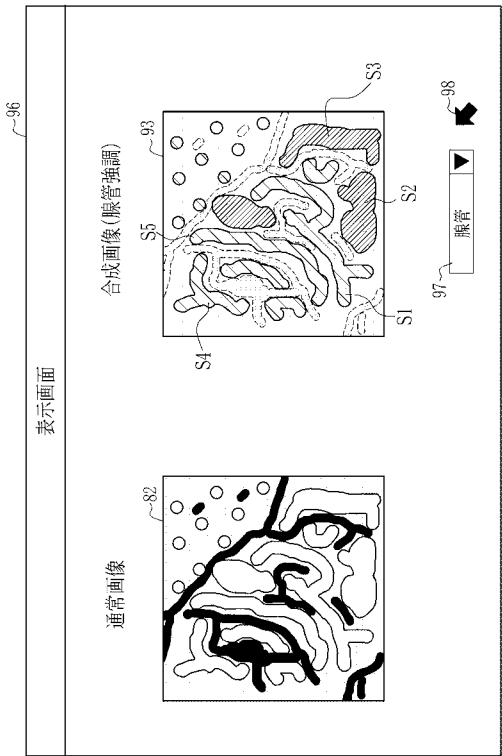
【 図 1 4 】



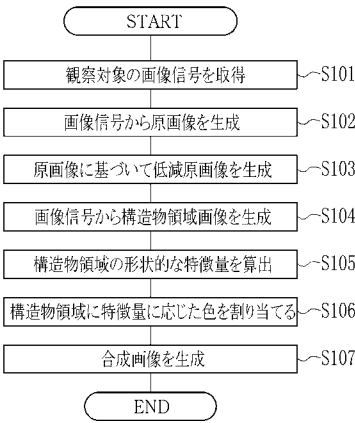
【 図 1 5 】



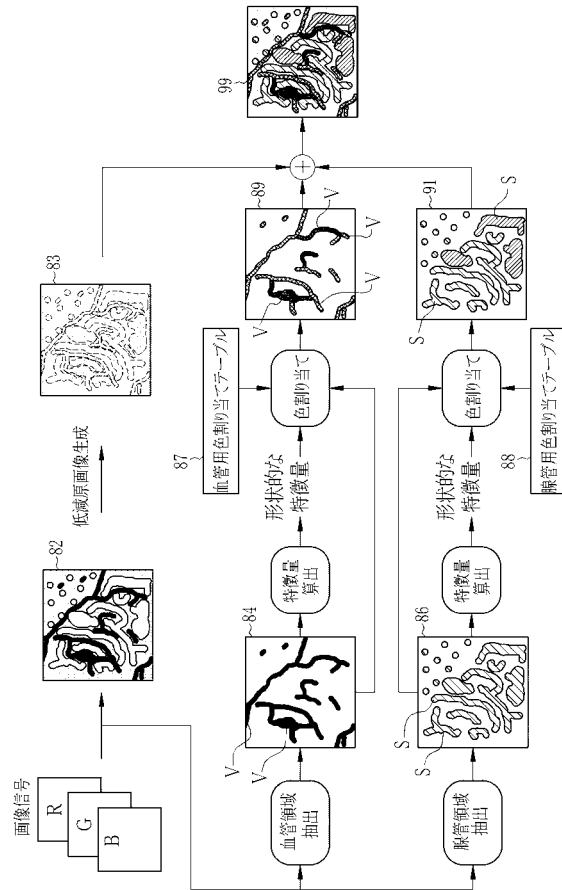
【 図 1 6 】



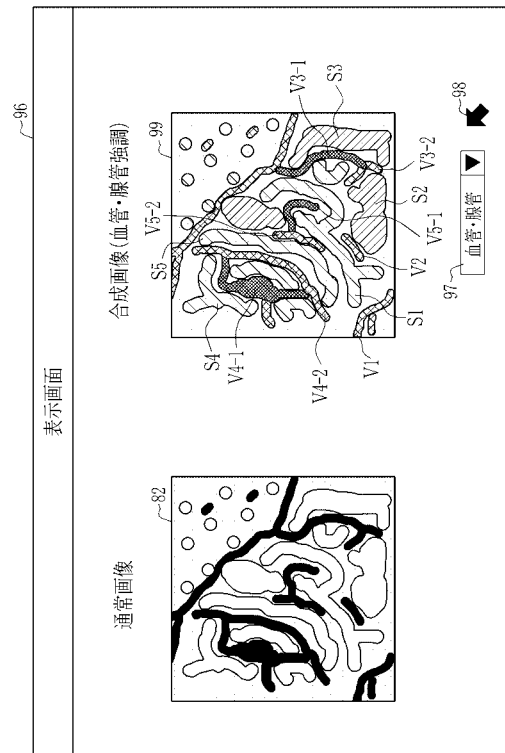
【 図 1 7 】



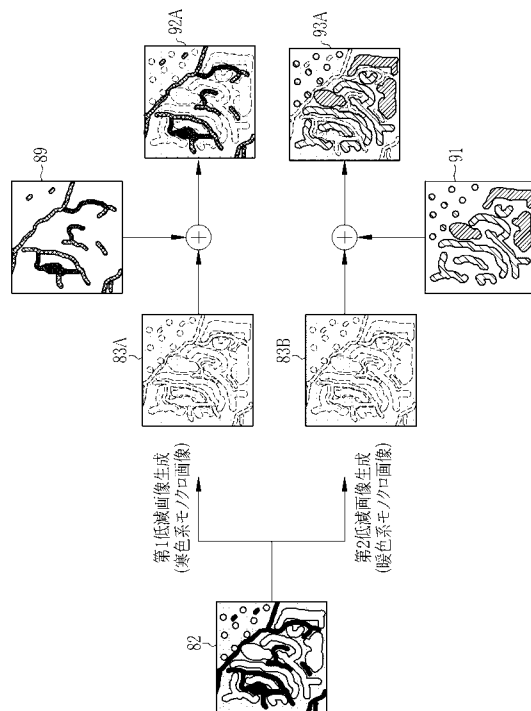
【 図 1 8 】



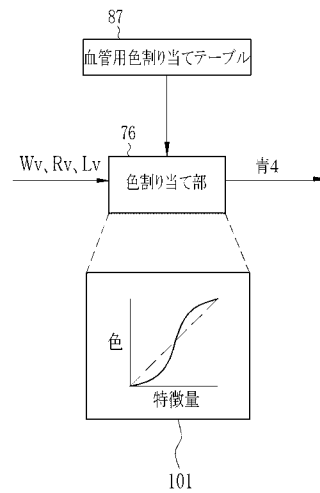
【 図 1 9 】



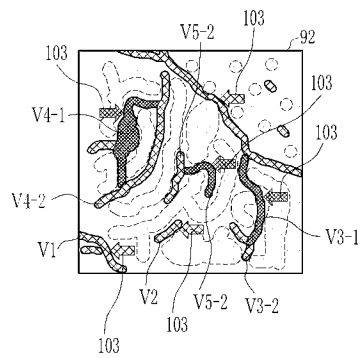
【 図 2 0 】



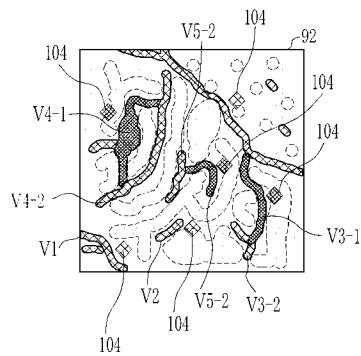
【 図 2 1 】



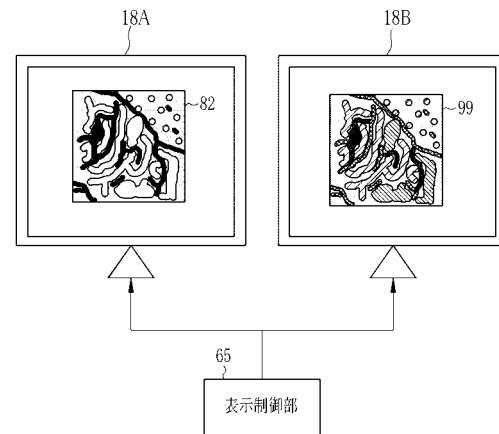
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



【手続補正書】

【提出日】平成29年2月16日(2017.2.16)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、
画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像を生成する原画像生成部と、

前記原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施すことにより低減原画像を生成する低減原画像生成部と、

取得した前記画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成部と、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当て部と、

前記低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像を重畳して合成画像を生成する画像合成部とを、備えており、

前記構造物領域画像生成部は、第1構造物領域を表す第1構造物領域画像と、第2構造物領域を表す第2構造物領域画像とを生成し、

前記低減原画像生成部は、第1低減原画像及び第2低減原画像を生成し、

前記画像合成部は、前記合成画像として、前記第1構造物領域画像と前記第1低減原画

像を合成した第 1 合成画像と、前記第 2 構造物領域画像と前記第 2 低減原画像を合成した第 2 合成画像とを生成する、画像処理装置。

【請求項 2】

前記色割り当て部は、前記構造物領域に割り当てる色を、特徴量に応じて段階的又は連続的に変化させる請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

(削除)

【請求項 4】

前記色割り当て部は、前記第 1 構造物領域画像と前記第 2 構造物領域画像のそれぞれに対して異なる色を割り当てる請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

(削除)

【請求項 6】

前記画像合成部は、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像、前記第 2 構造物領域画像及び前記低減原画像の 3 つの画像を合成した第 3 合成画像を生成する請求項 1、2、4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記画像合成部は、前記第 1 合成画像と前記第 2 合成画像のそれぞれに対して共通の前記低減原画像を使用する請求項 1、2、4、6 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

(削除)

【請求項 9】

前記色割り当て部は、前記特徴量の複数の項目を、3 次元の色空間上における 3 軸のいずれかに対応させ、かつ、前記特徴量の各項目の具体的な値に応じて前記色空間上の位置を判定して、前記色を決定する請求項 1、2、4、6、7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記色割り当て部は、前記特徴量に応じて前記色空間上の位置を判定する際に、ガンマ変換を行う請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記合成画像を表示画面に表示する制御を行う表示制御部を備えている請求項 1、2、4、6、7、9、10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記表示画面において、前記原画像と、前記合成画像とを、並列的または選択的に表示可能である請求項 11 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記表示制御部は、前記表示画面をマルチモニタに出力可能である請求項 11 又は 12 に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得ステップと、取得した前記画像信号から 1 つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成ステップと、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当てステップと、

前記画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施した低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する画像合成ステップとを、備えており、

前記構造物領域画像生成ステップにおいて、第 1 構造物領域を表す第 1 構造物領域画像

と、第 2 構造物領域を表す第 2 構造物領域画像とを生成し、

前記低減原画像生成ステップにおいて、第 1 低減原画像及び第 2 低減原画像を生成し、

前記画像合成ステップにおいて、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像と前記第 1 低減原画像を合成した第 1 合成画像と、前記第 2 構造物領域画像と前記第 2 低減原画像を合成した第 2 合成画像とを生成する、画像処理方法。

【請求項 15】

コンピュータを画像処理装置として機能させるための画像処理プログラムであって、

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得ステップと、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当てステップと、

前記画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施した低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する画像合成ステップとを、備えており、

前記構造物領域画像生成ステップにおいて、第 1 構造物領域を表す第 1 構造物領域画像と、第 2 構造物領域を表す第 2 構造物領域画像とを生成し、

前記低減原画像生成ステップにおいて、第 1 低減原画像及び第 2 低減原画像を生成し、

前記画像合成ステップにおいて、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像と前記第 1 低減原画像を合成した第 1 合成画像と、前記第 2 構造物領域画像と前記第 2 低減原画像を合成した第 2 合成画像とを生成する、画像処理プログラム。

【手続補正書】

【提出日】平成29年10月30日(2017.10.30)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、

画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像を生成する原画像生成部と、

前記原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施すことにより低減原画像を生成する低減原画像生成部と、

取得した前記画像信号から 1 つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成部と、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当て部と、

前記低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像を重畳して合成画像を生成する画像合成部とを、備えており、

前記構造物領域画像生成部は、第 1 構造物領域を表す第 1 構造物領域画像と、第 2 構造物領域を表す第 2 構造物領域画像とを生成し、

前記低減原画像生成部は、第 1 低減原画像及び第 2 低減原画像を生成し、

前記画像合成部は、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像と前記第 1 低減原画像を合成した第 1 合成画像と、前記第 2 構造物領域画像と前記第 2 低減原画像を合成した第 2 合成画像とを生成する、画像処理装置。

【請求項 2】

前記色割り当て部は、前記構造物領域に割り当てる色を、特徴量に応じて段階的又は連

続的に変化させる請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記色割り当て部は、前記第 1 構造物領域画像と前記第 2 構造物領域画像のそれぞれに対して異なる色を割り当てる請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像合成部は、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像、前記第 2 構造物領域画像及び前記低減原画像の 3 つの画像を合成した第 3 合成画像を生成する請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記画像合成部は、前記第 1 合成画像と前記第 2 合成画像のそれぞれに対して共通の前記低減原画像を使用する請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記色割り当て部は、前記特徴量の複数の項目を、3 次元の色空間上における 3 軸のいずれかに対応させ、かつ、前記特徴量の各項目の具体的な値に応じて前記色空間上の位置を判定して、前記色を決定する請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記色割り当て部は、前記特徴量に応じて前記色空間上の位置を判定する際に、ガンマ変換を行う請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記合成画像を表示画面に表示する制御を行う表示制御部を備えている請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記表示画面において、前記原画像と、前記合成画像とを、並列的または選択的に表示可能である請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記表示制御部は、前記表示画面をマルチモニタに出力可能である請求項 8 又は 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得ステップと、
画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像を生成する原画像生成ステップと、

前記原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施すことにより低減原画像を生成する低減原画像生成ステップと、

取得した前記画像信号から 1 つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成ステップと、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当てステップと、

前記画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも 1 つを低減する加工を施した低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する画像合成ステップとを、備えており、

前記構造物領域画像生成ステップにおいて、第 1 構造物領域を表す第 1 構造物領域画像と、第 2 構造物領域を表す第 2 構造物領域画像とを生成し、

前記低減原画像生成ステップにおいて、第 1 低減原画像及び第 2 低減原画像を生成し、

前記画像合成ステップにおいて、前記合成画像として、前記第 1 構造物領域画像と前記第 1 低減原画像を合成した第 1 合成画像と、前記第 2 構造物領域画像と前記第 2 低減原画像を合成した第 2 合成画像とを生成する、画像処理方法。

【請求項 12】

コンピュータを画像処理装置として機能させるための画像処理プログラムであって、

生体内の観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得ステップと、
画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像を生成する原画像生成ステップと、

前記原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施すことにより低減原画像を生成する低減原画像生成ステップと、

取得した前記画像信号から1つ以上の構造物領域を抽出した構造物領域画像を生成する構造物領域画像生成ステップと、

前記構造物領域画像に基づいて前記構造物領域の形状的な特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記構造物領域に前記特徴量に応じた色を割り当てる色割り当てステップと、

前記画像信号に基づいて前記観察対象がカラーで描出された原画像に対して、色及びコントラストのうち少なくとも1つを低減する加工を施した低減原画像と、前記色割り当てを行った前記構造物領域画像とを重畳して合成画像を生成する画像合成ステップとを、備えており、

前記構造物領域画像生成ステップにおいて、第1構造物領域を表す第1構造物領域画像と、第2構造物領域を表す第2構造物領域画像とを生成し、

前記低減原画像生成ステップにおいて、第1低減原画像及び第2低減原画像を生成し、

前記画像合成ステップにおいて、前記合成画像として、前記第1構造物領域画像と前記第1低減原画像を合成した第1合成画像と、前記第2構造物領域画像と前記第2低減原画像を合成した第2合成画像とを生成する、画像処理プログラム。

【**手続補正2**】

【**補正対象書類名**】明細書

【**補正対象項目名**】0057

【**補正方法**】変更

【**補正の内容**】

【**0057**】

図6及び図7に示すように、特徴量算出部74は、血管領域画像84から1つずつ血管領域Vを抽出して、抽出した血管領域V毎に、形状的な特徴量を算出する。血管領域Vの形状的な特徴量の項目としては、例えば、最大幅 W_v 、最小半径 R_v 、長さ L_v がある。最大幅 W_v は、算出対象の血管領域Vにおいて、最大値を示す幅である。最小半径 R_v は、血管領域Vが屈曲している場合に、最大の曲率で屈曲している屈曲箇所の半径である。長さ L_v は、血管領域Vの長手方向の長さである。血管領域Vが屈曲している場合には、例えば、屈曲形状に沿って中心線を仮想した場合の中心線の長さである。

【**手続補正3**】

【**補正対象書類名**】明細書

【**補正対象項目名**】0097

【**補正方法**】変更

【**補正の内容**】

【**0097**】

また、本例では、血管領域画像84の血管領域Vに割り当てる色には、赤、黄、茶などの暖色系を使用し、腺管領域画像86の腺管領域Sに割り当てる色には、青、紫などの寒色系を使用するというように、異なる構造物領域画像毎に、異なる色を割り当てている。これにより、血管領域Vや腺管領域Sといった構造物領域の種類に応じて異なる色を使用することで、構造物領域の種類を区別しやすいという効果が得られる。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/062349									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), claims 23 to 24, 27; paragraphs [0045] to [0046], [0052] to [0063], [0084] to [0096]; fig. 9 to 12, 21 to 22, 25 & US 2011/0077462 A1 paragraphs [0087] to [0088], [0094] to [0096], [0140] to [0148], [0158] to [0170]; fig. 18 to 21, 29 to 30, 33 & EP 2305094 A1</td> <td>1-7, 9-12, 14-15 13 8</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2011-250925 A (Fujifilm Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), paragraphs [0043], [0050] to [0051] (Family: none)</td> <td>13</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), claims 23 to 24, 27; paragraphs [0045] to [0046], [0052] to [0063], [0084] to [0096]; fig. 9 to 12, 21 to 22, 25 & US 2011/0077462 A1 paragraphs [0087] to [0088], [0094] to [0096], [0140] to [0148], [0158] to [0170]; fig. 18 to 21, 29 to 30, 33 & EP 2305094 A1	1-7, 9-12, 14-15 13 8	Y	JP 2011-250925 A (Fujifilm Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), paragraphs [0043], [0050] to [0051] (Family: none)	13
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
X	JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), claims 23 to 24, 27; paragraphs [0045] to [0046], [0052] to [0063], [0084] to [0096]; fig. 9 to 12, 21 to 22, 25 & US 2011/0077462 A1 paragraphs [0087] to [0088], [0094] to [0096], [0140] to [0148], [0158] to [0170]; fig. 18 to 21, 29 to 30, 33 & EP 2305094 A1	1-7, 9-12, 14-15 13 8									
Y	JP 2011-250925 A (Fujifilm Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), paragraphs [0043], [0050] to [0051] (Family: none)	13									
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family							
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family										
Date of the actual completion of the international search 15 July 2016 (15.07.16)		Date of mailing of the international search report 26 July 2016 (26.07.16)									
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.									

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/062349

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-124333 A (Olympus Medical Systems Corp.), 07 July 2014 (07.07.2014), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2012-11137 A (Olympus Corp.), 19 January 2012 (19.01.2012), entire text; all drawings & US 2012/0002879 A1 & EP 2405396 A1 & CN 102332160 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 2 3 4 9	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2011-218135 A（富士フイルム株式会社）2011.11.04, 請求項23-24、27、段落45-46、52-63、84-96、図9	1-7, 9-12, 14-15	
Y	-12、21-22、25 & US 2011/0077462 A1、段落87-88、	13	
A	94-96、140-148、158-170、図18-21、29-30、33 & EP 2305094 A1	8	
Y	JP 2011-250925 A（富士フイルム株式会社）2011.12.15, 段落43、50-51（ファミリーなし）	13	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 15.07.2016		国際調査報告の発送日 26.07.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2Q	4460

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 2 3 4 9

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2014-124333 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.07.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2012-11137 A (オリンパス株式会社) 2012.01.19, 全文、全図 & US 2012/0002879 A1 & EP 2405396 A1 & CN 102332160 A	1-15

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード (参考)		
G 0 6 T 7/60 (2017.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z			
	G 0 6 T	7/00	6 1 2			
	G 0 6 T	7/11				
	G 0 6 T	7/60	1 5 0			

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

F ターム(参考) 5B057 AA07 BA02 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16
CE02 CE06 CE11 CE14 CE17 CH07 CH09 CH18 DA08 DB02
DB06 DB09 DC03 DC09
5L096 AA02 AA06 BA06 CA02 DA01 DA04 EA05 FA02 FA64 FA68
GA40 GA55 LA17

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2016175084A5	公开(公告)日	2018-03-29
申请号	JP2017515492	申请日	2016-04-19
[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	寺村友一		
发明人	寺村 友一		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 G06T1/00 G06T7/00 G06T7/11 G06T7/60		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00188 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 G02B23/2438 G02B23/2461 G02B23/2484 G06K9/2027 G06K9/34 G06K9/40 G06K9/46 G06K2209 /051 G06T7/0012 G06T11/001 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30028 G06T2207/30096 G06T2207/30101 H04N5/2256 H04N5/23229 H04N5/23245 H04N5/23293 H04N5/2354 H04N5/272 H04N9/045 A61B1/045 A61B1/05 G02B23/2476 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/045.616 A61B1/045.618 A61B1/045.610 A61B1/045.622 G02B23/24.B G06T1/00.290.Z G06T7 /00.612 G06T7/11 G06T7/60.150		
F-TERM分类号	2H040/GA05 2H040/GA07 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161 /WW02 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA01 5B057 /CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE06 5B057/CE11 5B057/CE14 5B057/CE17 5B057/CH07 5B057/CH09 5B057/CH18 5B057 /DA08 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC03 5B057/DC09 5L096/AA02 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/CA02 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/EA05 5L096/FA02 5L096/FA64 5L096 /FA68 5L096/GA40 5L096/GA55 5L096/LA17		
优先权	2015093413 2015-04-30 JP		
其他公开文献	JPWO2016175084A1 JP6622295B2		

摘要(译)

(ZH) 图像处理设备，方法和程序，用于根据结构的几何特性在分配颜色时具有高度自由度的内窥镜图像。 通过从通过对活体中的观察对象成像而获得的图像信号中提取一个或多个结构区域来生成结构区域图像 (84、86)。 基于结构区域图像计算结构区域的几何特征量，并且将与特征量相对应的颜色分配给结构区域。 对于以彩色绘制观察对象的原始图像 (82)，生成经过缩小以减小颜色和对比度中的至少一种的缩小原始图像 (83)，并且缩小原始图像 (83)， 通过叠加已分配了颜色的结构区域图像 (84,86) 生成合成图像 (92.93)。