

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6128888号
(P6128888)

(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)

(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

H 0 4 N 7/18 (2006.01)

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 19 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2013-37294 (P2013-37294)
 (22) 出願日 平成25年2月27日 (2013.2.27)
 (65) 公開番号 特開2014-161627 (P2014-161627A)
 (43) 公開日 平成26年9月8日 (2014.9.8)
 審査請求日 平成28年1月13日 (2016.1.13)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 弘田 昌士
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 神田 大和
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体を撮像することにより取得された画像を処理する画像処理装置において、
 中心波長が互いに異なる少なくとも3つの狭帯域画像を取得する狭帯域画像取得手段と

、
 互いに異なる狭帯域画像における、前記生体に照射される光の吸光変化による信号強度
 の変化の違いに基づいて、前記生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量
 を算出する深度特徴量算出手段と、

前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じて前記血管を強調した画像を作成す
 る強調画像作成手段と、
 を備え、

前記深度特徴量算出手段は、

前記少なくとも3つの狭帯域画像の間において各画素の信号強度に基づく値を正規化し
 た正規化特徴量を算出する正規化特徴量算出手段と、

前記互いに異なる狭帯域画像間における前記正規化特徴量同士の相対的な強度の関係を
 示す相対特徴量を算出する相対特徴量算出手段と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記正規化特徴量算出手段は、前記少なくとも3つの狭帯域画像における粘膜領域を表
 す画素の信号強度を基準として、各狭帯域画像の前記信号強度を補正する強度補正手段を

備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記強度補正手段は、

前記各狭帯域画像に対し、当該狭帯域画像を構成する空間周波数成分のうち低周波成分を画素値とする低周波画像を算出する低周波画像算出手段と、

前記各狭帯域画像と前記低周波画像とに基づいて、前記各狭帯域画像内に存在する粘膜領域を識別する粘膜領域識別手段と、

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記強度補正手段は、前記各狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度を該血管の太さに応じて強調し、該血管を表す画素が強調された狭帯域画像に対して信号強度の補正を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記強度補正手段は、

前記各狭帯域画像を複数の空間周波数成分に分割する空間周波数帯域分割手段と、

前記複数の空間周波数成分を、高周波であるほど強く強調する高周波成分強調手段と、

前記高周波成分強調手段により強調された複数の空間周波数成分に基づく狭帯域画像を作成する画像化手段と、

を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記正規化特徴量算出手段は、各狭帯域画像に対し、当該狭帯域画像に対応する波長成分の吸光による減衰量を算出する減衰量算出手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記減衰量算出手段は、

前記各狭帯域画像に含まれる画素のうち、粘膜面を表す画素の信号強度である粘膜強度を算出する粘膜強度算出手段と、

前記粘膜強度に対する前記各狭帯域画像に含まれる各画素の信号強度の差分を算出する差分算出手段と、

前記粘膜強度に基づいて前記差分を正規化する正規化手段と、

を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記粘膜強度算出手段は、前記各狭帯域画像を構成する複数の空間周波数成分のうちの低周波成分を画素値とする低周波画像を算出することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記少なくとも 3 つの狭帯域画像のうち 1 つは、ヘモグロビンによる吸光が少ない波長成分を含む長波長帯域画像であり、

前記粘膜強度算出手段は、前記長波長帯域画像を基準として他の狭帯域画像における前記信号強度を補正することを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記相対特徴量算出手段は、

前記少なくとも 3 つの狭帯域画像から第 1 の狭帯域画像を選出し、該第 1 の狭帯域画像の前記正規化特徴量を第 1 の特徴量として取得する第 1 特徴量取得手段と、

前記第 1 の狭帯域画像に含まれる波長成分に基づいて、前記少なくとも 3 つの狭帯域画像から前記第 1 の狭帯域画像とは異なる第 2 の狭帯域画像を選出し、該第 2 の狭帯域画像の前記正規化特徴量を第 2 の特徴量として取得する第 2 特徴量取得手段と、

前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との相対的な大きさを表す特徴量を算出する相対特徴量算出手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記第 1 特徴量取得手段は、

前記少なくとも 3 つの狭帯域画像のうち、相対的に短波長の波長成分を含む狭帯域画像を選出する短波長帯域選出手段を備え、

前記短波長帯域選出手段により選出された狭帯域画像における前記正規化特徴量を取得することを特徴とする請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 特徴量取得手段は、

前記少なくとも 3 つの波長成分のうち、相対的に長波長の波長成分を含む狭帯域画像を選出する長波長帯域選出手段を備え、

前記長波長帯域選出手段により選出された狭帯域画像における前記正規化特徴量を取得することを特徴とする請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記第 2 特徴量取得手段は、

前記少なくとも 3 つの狭帯域画像のうち、前記第 1 の狭帯域画像と波長成分の帯域が隣接する狭帯域画像を選出する近傍波長帯域選出手段を備え、

前記近傍波長帯域選出手段により選出された狭帯域画像における前記正規化特徴量を取得することを特徴とする請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記相対特徴量算出手段は、前記第 1 の特徴量と前記第 2 の特徴量との比率を算出する比率算出手段を備えることを特徴とする請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記強調画像作成手段は、前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じた色で前記血管を強調した画像を作成することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記少なくとも 3 つの狭帯域画像は、赤色帯域画像、緑色帯域画像、及び青色帯域画像を少なくとも 1 つずつ含むことを特徴とする請求項 1 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記強調画像作成手段は、前記深度特徴量に基づいて前記狭帯域画像同士を加算することにより、カラー画像における赤色成分、緑色成分、及び青色成分の信号強度をそれぞれ算出する加算手段を備えることを特徴とする請求項 1 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 8】

生体を撮像することにより取得された画像を処理する画像処理装置が実行する画像処理方法において、

中心波長が互いに異なる少なくとも 3 つの狭帯域画像を取得する狭帯域画像取得ステップと、

互いに異なる狭帯域画像における、前記生体に照射される光の吸光変化による信号強度の変化の違いに基づいて、前記生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量を算出する深度特徴量算出ステップと、

前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じて前記血管を強調した画像を作成する強調画像作成ステップと、
を含み、

前記深度特徴量算出ステップは、

前記少なくとも 3 つの狭帯域画像の間において各画素の信号強度に基づく値を正規化した正規化特徴量を算出する正規化特徴量算出ステップと、

前記互いに異なる狭帯域画像間における前記正規化特徴量同士の相対的な強度の関係を示す相対特徴量を算出する相対特徴量算出ステップと、
を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 9】

生体を撮像することにより取得された画像を処理する画像処理装置に、

10

20

30

40

50

中心波長が互いに異なる少なくとも3つの狭帯域画像を取得する狭帯域画像取得ステップと、

互いに異なる狭帯域画像における、前記生体に照射される光の吸光変化による信号強度の変化の違いに基づいて、前記生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量を算出する深度特徴量算出ステップと、

前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じて前記血管を強調した画像を作成する強調画像作成ステップと、

を実行させ、

前記深度特徴量算出ステップは、

前記少なくとも3つの狭帯域画像の間において各画素の信号強度に基づく値を正規化した正規化特徴量を算出する正規化特徴量算出ステップと、

前記互いに異なる狭帯域画像間における前記正規化特徴量同士の相対的な強度の関係を示す相対特徴量を算出する相対特徴量算出ステップと、

を実行させることを特徴とす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、生体の管腔内を観察する内視鏡により取得された画像に対する画像処理を行う画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、生体の管腔内を非侵襲に観察可能な医用観察装置として、内視鏡が広く普及している。内視鏡の光源には、通常、キセノンランプ等の白色光源が用いられており、この光源に、赤色光(R)、緑色光(G)、及び青色光(B)の波長帯域を有する光をそれぞれ透過させる赤色フィルタ、緑色フィルタ、及び青色フィルタが設けられた回転フィルタを組み合わせることにより、光源から出射した白色光を狭帯域化して管腔内を照射することも行われている。それによって得られた画像から、管腔内の粘膜の大まかな形状や状態、ポリープの有無等を観察することができる。

【0003】

ところで、白色光を用いて観察を行う場合、粘膜の表層や深層に存在する血管の視認性が低く、明瞭な観察が困難という問題があった。このような問題に対し、特許文献1には、特定深さの血管領域を強調又は抑制する技術が開示されている。より詳細には、特許文献1においては、管腔内を撮像することにより狭帯域信号(狭帯域画像データ)及び広帯域信号(広帯域画像データ)を取得し、これらの信号の輝度比に基づいて血管の深度を推定し、該血管の深さが表層であると判定された場合に、血管領域におけるコントラストを変化させて画像を表示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2011-98088号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、実際の内視鏡画像における狭帯域信号と広帯域信号との比率は、血管の深度以外にも、照射光の強度、被検体である生体の個体差、血管の太さ等、深度以外の要素の影響を受けて変化する。このため、特許文献1のように、単に狭帯域信号と広帯域信号との比率に基づく血管の深度推定では、十分な推定精度が得られず、ユーザ所望の深度の血管を強調することが困難である。

【0006】

本発明は、上記に鑑みて為されたものであって、内視鏡により取得された画像から特定

10

20

30

40

50

の深度の血管を精度良く抽出して強調することができる画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラム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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る画像処理装置は、生体を撮像することにより取得された画像を処理する画像処理装置において、中心波長が互いに異なる少なくとも3つの狭帯域画像を取得する狭帯域画像取得手段と、互いに異なる狭帯域画像における、前記生体に照射される光の吸光変化による信号強度の変化の違いに基づいて、前記生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量を算出する深度特徴量算出手段と、前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じて前記血管を強調した画像を作成する強調画像作成手段と、を備えることを特徴とする。

10

【0008】

本発明に係る画像処理方法は、生体を撮像することにより取得された画像を処理する画像処理装置が実行する画像処理方法において、中心波長が互いに異なる少なくとも3つの狭帯域画像を取得する狭帯域画像取得ステップと、互いに異なる狭帯域画像における、前記生体に照射される光の吸光変化による信号強度の変化の違いに基づいて、前記生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量を算出する深度特徴量算出ステップと、前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じて前記血管を強調した画像を作成する強調画像作成ステップと、を備えることを特徴とする。

【0009】

20

本発明に係る画像処理プログラムは、生体を撮像することにより取得された画像を処理する画像処理装置に、中心波長が互いに異なる少なくとも3つの狭帯域画像を取得する狭帯域画像取得ステップと、互いに異なる狭帯域画像における、前記生体に照射される光の吸光変化による信号強度の変化の違いに基づいて、前記生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量を算出する深度特徴量算出ステップと、前記深度特徴量に基づいて、前記血管の深度に応じて前記血管を強調した画像を作成する強調画像作成ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、生体に照射される光の吸光変化による信号強度の変化の違いに基づいて、生体内の血管の深度に相関がある特徴量である深度特徴量を算出し、該深度特徴量に基づいて、血管の深度に応じて血管を強調した画像を作成するので、ユーザ所望の深度の血管を精度良く抽出して強調することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、図1に示す画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図3】図3は、図1に示す正規化特徴量算出部が実行する処理を示すフローチャートである。

40

【図4】図4は、狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度と血管の深度との関係を示す図である。

【図5】図5は、図1に示す強調画像作成部が実行する処理を示すフローチャートである。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1の変形例に係る画像処理装置が備える正規化特徴量算出部の構成を示すブロック図である。

【図7】図7は、狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度と血管の深度との関係を示す図（血管が太い場合）である。

【図8】図8は、狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度と血管の深度との関係を示す図（血管が細い場合）である。

50

【図 9】図 9 は、図 6 に示す正規化特徴量算出部が実行する処理を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図 11】図 11 は、図 10 に示す画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図 12】図 12 は、図 10 に示す正規化特徴量算出部が実行する処理を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施の形態に係る画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムについて、図面を参照しながら説明する。なお、これら実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、各図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して示している。

【0013】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置を示すブロック図である。本実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 は、中心波長が互いに異なる少なくとも 3 つの複数の狭帯域画像を用いて、画像内に写った血管の深度を推定し、深度に応じて異なる色合いで血管を強調した管腔内画像を作成する画像処理を行う装置である。なお、以下の説明においては、生体の管腔内を内視鏡又はカプセル型内視鏡で撮像することにより取得された狭帯域画像を処理対象とするが、内視鏡又はカプセル型内視鏡以外の観察装置により取得された画像を処理対象としても良い。

【0014】

内視鏡による狭帯域画像の取得方法の一例として、複数の狭帯域の波長ピークを有する光を発光する LED を用いる方法が挙げられる。例えば、波長 415 nm、540 nm、600 nm を中心とするピークを有する光を発光する LED と、波長 460 nm、540 nm、630 nm を中心とするピークを有する光を発光する LED とを内視鏡に設け、これらの LED を交互に発光させて生体内を照射し、生体内からの反射光をカラーの撮像素子により、R (赤色) 成分、G (緑色) 成分、B (青色) 成分別に取得する。それにより、415 nm、460 nm、540 nm、600 nm、630 nm の波長成分をそれぞれ含む 5 種類の狭帯域画像を得ることができる。

【0015】

或いは、狭帯域画像の取得方法の別の例として、キセノンランプ等の白色光源の前方に狭帯域フィルタを配置し、該狭帯域フィルタにより狭帯域化された光で生体内を順次照射する方法や、中心波長が互いに異なる狭帯域光をそれぞれ発光する複数のレーザーダイオードを順次駆動する方法も挙げられる。さらには、生体内を白色光により照射し、生体からの反射光を、狭帯域フィルタを介して撮像素子に入射させることにより、狭帯域画像を取得しても良い。

【0016】

図 1 に示すように、画像処理装置 1 は、該画像処理装置 1 全体の動作を制御する制御部 10 と、内視鏡により撮像された狭帯域画像に対応する画像データを取得する画像取得部 20 と、外部からの操作により入力信号を発生させる入力部 30 と、各種表示を行う表示部 40 と、画像取得部 20 によって取得された画像データや種々のプログラムを格納する記録部 50 と、画像データに対して所定の画像処理を実行する演算部 100 とを備える。

【0017】

制御部 10 は、CPU 等のハードウェアによって実現され、記録部 50 に記録された各種プログラムを読み込むことにより、画像取得部 20 から入力される画像データや入力部 30 から入力される操作信号等に従って、画像処理装置 1 を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、画像処理装置 1 全体の動作を統括的に制御する。

【0018】

10

20

30

40

50

画像取得部 20 は、内視鏡を含むシステムの態様に応じて適宜構成される。例えば、カプセル型内視鏡との間の画像データの受け渡しに可搬型の記録媒体が使用される場合、画像取得部 20 は、この記録媒体を着脱自在に装着し、記録された画像の画像データを読み出すリーダ装置で構成される。また、内視鏡によって撮像された画像の画像データを保存しておくサーバを設置する場合、画像取得部 20 は、サーバと接続される通信装置等で構成され、サーバとデータ通信を行って画像データを取得する。或いは、画像取得部 20 を、内視鏡からケーブルを介して画像信号を入力するインターフェース装置等で構成しても良い。

【0019】

入力部 30 は、例えばキーボードやマウス、タッチパネル、各種スイッチ等の入力デバイスによって実現され、これらの入力デバイスに対する外部からの操作に応じて発生させた入力信号を制御部 10 に出力する。

【0020】

表示部 40 は、LCD や EL ディスプレイ等の表示装置によって実現され、制御部 10 の制御の下で、管腔内画像を含む各種画面を表示する。

【0021】

記録部 50 は、更新記録可能なフラッシュメモリ等の ROM や RAM といった各種 IC メモリ、内蔵若しくはデータ通信端子で接続されたハードディスク、又は、CD-ROM 等の情報記録装置及びその読取装置等によって実現される。記録部 50 は、画像取得部 20 によって取得された画像データの他、画像処理装置 1 を動作させると共に、種々の機能を画像処理装置 1 に実行させるためのプログラムや、このプログラムの実行中に使用されるデータ等を格納する。具体的には、記録部 50 は、内視鏡により取得された複数の狭帯域画像に基づき、生体内の血管が表層からの深度に応じた色で強調された画像を作成する画像処理を当該画像処理装置 1 に実行させる画像処理プログラム 51 等を格納する。

【0022】

演算部 100 は、CPU 等のハードウェアによって実現され、画像処理プログラム 51 を読み込むことにより複数の狭帯域画像に対して画像処理を施し、生体内の血管を表層からの深度に応じた色で強調した画像を作成する。

【0023】

次に、演算部 100 の構成について説明する。図 1 に示すように、演算部 100 は、記録部 50 から少なくとも 3 つの狭帯域画像の画像データを取り込む狭帯域画像取得部 101 と、狭帯域画像取得部 101 が取得した狭帯域画像に基づいて、生体内の血管の深度に相関がある特徴量を算出する深度特徴量算出部 102 と、該特徴量に基づいて、血管の深度に応じた色で該血管を強調した画像を作成する強調画像作成部 103 とを備える。

【0024】

狭帯域画像取得部 101 は、中心波長が互いに異なる狭帯域光により撮像された少なくとも 3 つの狭帯域画像を取得する。好ましくは、少なくとも、R 成分、G 成分、B 成分をそれぞれ含む狭帯域画像が取得される。

【0025】

深度特徴量算出部 102 は、互いに異なる狭帯域画像における、生体に照射される光の吸光変化により生じる信号強度の変化の違いに基づいて、生体内の血管の深度に相関がある特徴量（以下、深度特徴量という）を算出する。より詳細には、深度特徴量算出部 102 は、狭帯域画像取得部 101 が取得した狭帯域画像間において各画素の信号強度を正規化する正規化特徴量算出部 110 と、正規化された信号強度（以下、正規化済み信号強度ともいう）に基づき、2 つの狭帯域画像間における各画素の相対的な信号強度を示す特徴量である相対特徴量を算出する相対特徴量算出部 120 とを備える。

【0026】

このうち、正規化特徴量算出部 110 は、狭帯域画像取得部 101 が取得した狭帯域画像内の各画素の信号強度を、粘膜領域における信号強度を基準として補正する強度補正部 111 を備える。強度補正部 111 は、低周波画像作成部 111a 及び粘膜領域判別部 1

10

20

30

40

50

11bを有する。低周波画像作成部111aは、各狭帯域画像を構成する空間周波数成分のうち低周波成分を画素値とする低周波画像を算出する。また、粘膜領域判別部111bは、各狭帯域画像と上記低周波画像とに基づいて、各狭帯域画像内に存在する粘膜領域を識別する。

【0027】

相対特徴量算出部120は、第1特徴量取得部121と、第2特徴量取得部122と、比率算出部123とを備える。

このうち、第1特徴量取得部121は、狭帯域画像取得部101が取得した狭帯域画像の中から1つの狭帯域画像（第1の狭帯域画像）を選出し、該選出した狭帯域画像における正規化済み信号強度を第1の特徴量として取得する。第1特徴量取得部121は、狭帯域画像取得部101が取得した狭帯域画像のうち、相対的に短波長の波長成分（例えば、B成分又はG成分）を含む狭帯域画像を選出する短波長帯域選出部121aと、相対的に短波長の波長成分（例えば、R成分又はG成分）を含む狭帯域画像を選出する長波長帯域選出部121bとを有する。

【0028】

第2特徴量取得部122は、第1特徴量取得部121により選出された狭帯域画像の波長成分に基づいて、狭帯域画像取得部101が取得した狭帯域画像の中から別の狭帯域画像（第2の狭帯域画像）を選出し、該狭帯域画像の正規化済み信号強度を第2の特徴量として取得する。より詳細には、第2特徴量取得部122は、短波長帯域選出部121a又は長波長帯域選出部121bが選出した狭帯域画像と波長成分の帯域が隣接する狭帯域画像を選出する近傍波長帯域選出部122aを有する。

【0029】

比率算出部123は、上記第1の特徴量と第2の特徴量との比率を、狭帯域画像間の相対的な信号強度を表す特徴量として算出する。

【0030】

強調画像作成部103は、狭帯域画像同士を加算する加算部130を有し、深度特徴量算出部102により算出された深度特徴量に基づいて、狭帯域画像取得部101により取得された狭帯域画像及び強度補正部111により補正された狭帯域画像を重み付け加算することにより、深度に応じた色で血管が強調された画像を作成する。

【0031】

次に、画像処理装置1の動作について説明する。図2は、画像処理装置1の動作を示すフローチャートである。

まず、ステップS10において、狭帯域画像取得部101は、中心波長が互いに異なる少なくとも3つの狭帯域画像を取得する。少なくとも3つの狭帯域画像の組み合わせとしては、生体内における粘膜表面からの血管の深度に対する画素の信号強度が互いに異なる特性を示す波長帯域の組み合わせであれば、赤色帯域画像、緑色帯域画像、青色狭帯域画像の組み合わせに限定せず用いることができる。以下の説明においては、一例として、415nm、460nm、540nm、600nm、630nmをそれぞれ中心波長とする5つの狭帯域画像を取得する。

【0032】

続くステップS11において、正規化特徴量算出部110は、ステップS10において取得された狭帯域画像間において、信号強度の違いを補正する。これは、中心波長が互いに異なる狭帯域画像間においては、生体の粘膜面等に照射した狭帯域光の強度や照射面における分光反射率の違い等により、同一の領域を撮像した場合であっても信号強度に差が生じるので、狭帯域画像間において比較可能な特徴量を算出できるようにするためである。ここで、上述した5つの波長のうち、中心波長630nmの狭帯域光は、ヘモグロビンに対する吸光が非常に少ない。このため、中心波長630nmの狭帯域画像内の各画素の信号強度は、概ね、粘膜面を表しているとみなすことができる。そこで、実施の形態1においては、中心波長630nmの狭帯域画像を基準とし、他の4つの狭帯域画像において粘膜面を表す画素の信号強度が同等になるように補正を行う。

【 0 0 3 3 】

図 3 は、ステップ S 1 1 において正規化特徴量算出部 1 1 0 が実行する処理を示すフローチャートである。正規化特徴量算出部 1 1 0 は、狭帯域画像取得部 1 0 1 が取得した狭帯域画像のうち、基準とする狭帯域画像本実施の形態 1 においては、630 nm の狭帯域画像) 以外の各狭帯域画像に対し、ループ A の処理を実行する。

【 0 0 3 4 】

まず、ステップ S 1 1 0 において、低周波画像作成部 1 1 1 a は、処理対象の狭帯域画像に対して空間周波数分解を行うことにより複数の空間周波数帯域に分割し、低周波帯域の成分(低周波成分)の強度を画素値とする画像(以下、低周波画像という)を作成する。空間周波数分解としては、例えば、DOG (Difference Of Gaussian、参考: アドコム・メディア株式会社、「コンピュータビジョン最先端ガイド 2」、第 8 頁)により行うことができる。

【 0 0 3 5 】

以下、DOG による低周波画像の作成処理の概略を説明する。まず、狭帯域画像とスケール $= 0$ のガウス関数との畳み込み演算を行うことにより、平滑化画像 L_i を算出する。ここで、符号 i は、演算回数を示すパラメータであり、 $i = 1$ が初期値として設定される。続いて、平滑化画像 L_i とスケール $= k^i$ のガウス関数との畳み込み演算を行うことにより、平滑化画像 L_{i+1} を算出する。ここで、符号 k はガウス関数の増加率を示す。このような処理を、パラメータ i をインクリメントしつつ繰り返す。そして、任意の 2 つの平滑化画像 $L_{i=n}$ 、 $L_{i=m}$ (n 、 m は自然数) 間の差分画像を取得する。この差分画像が、特定の周波数成分からなる画像であり、差分画像のもととなる平滑化画像 $L_{i=n}$ 、 $L_{i=m}$ のパラメータ n 、 m を適宜選択することにより、低周波画像を取得することができる。

【 0 0 3 6 】

続いて、狭帯域画像内の各画素に対し、ループ B の処理が実行される。即ち、ステップ S 1 1 1 において、粘膜領域判別部 1 1 1 b は、狭帯域画像内の各画素の信号強度と、空間周波数分解により取得された当該画素の低周波成分の強度とを比較し、画素の信号強度が低周波成分の強度以上であるか否かを判定する。より詳細には、粘膜領域判別部 1 1 1 b は、狭帯域画像とステップ S 1 1 0 において作成した低周波画像とにおいて対応する画素の画素値同士を比較する。

【 0 0 3 7 】

画素の信号強度が低周波成分の強度よりも小さい場合(ステップ S 1 1 1 : No)、強度補正部 1 1 1 は、当該画素は粘膜面ではないとみなし、次の画素に対する処理に移る。一方、画素の信号強度が低周波成分の強度以上である場合(ステップ S 1 1 1 : Yes)、強度補正部 1 1 1 は、当該画素は粘膜面であるとみなし、波長 630 nm の狭帯域画像において対応する画素の信号強度との比率(強度比: I_{630} / I)を算出する(ステップ S 1 1 2)。ここで、符号 I ($= 415 \text{ nm}$ 、 460 nm 、 540 nm 、 600 nm) は、処理対象の狭帯域画像における処理中の画素の信号強度を示す。また、符号 I_{630} は、波長 630 nm の狭帯域画像における上記処理中の画素に対応する画素の信号強度を示す。

【 0 0 3 8 】

処理対象の狭帯域画像における全ての画素に対する粘膜面の判定が終了すると、続くステップ S 1 1 3 において、正規化特徴量算出部 1 1 0 は、粘膜面と判定された全画素の強度比 I_{630} / I の平均値 $AVG(I_{630} / I)$ を算出する。

【 0 0 3 9 】

さらに、ステップ S 1 1 4 において、正規化特徴量算出部 1 1 0 は、狭帯域画像内の各画素の信号強度に対して平均値 $AVG(I_{630} / I)$ を積算する。このように積算した後の各画素の信号強度 $I' = I \times AVG(I_{630} / I)$ が、以下の処理において、補正済み信号強度として扱われる。

【 0 0 4 0 】

これらのステップ S 1 1 0 ~ S 1 1 4 を、基準とする狭帯域画像以外の各狭帯域画像に

10

20

30

40

50

対して実行することにより、これらの狭帯域画像の間において、狭帯域光の強度や分光反射率等に起因する信号強度の違いを補正することができる。

その後、画像処理装置 1 の動作はメインルーチンに戻る。

【 0 0 4 1 】

なお、上記説明においては、空間周波数分解により各画素の低周波成分の強度を算出したが、それ以外の公知の種々の手法（例えば平滑化フィルタ等）を用いても良い。

また、上記説明においては、狭帯域画像内の各画素の信号強度と低周波成分との相対的な強度関係に基づいて粘膜面を識別したが、複数の狭帯域画像間において、粘膜面における信号強度が同等になるように補正を行うことができれば、別の手法を用いても良い。例えば、処理対象の狭帯域画像内の各画素と 630 nm の狭帯域画像内の対応する画素との信号強度の比率（強度比）の分布を作成し、該強度比の分布における頻度が相対的に高い強度比ほど重みを大きくした重み平均を算出することにより、平均値 $AVG(I_{630}/I$

10

【 0 0 4 2 】

さらに、上記説明においては、630 nm の狭帯域画像を基準として他の狭帯域画像の信号強度を補正したが、630 nm 以外の狭帯域画像を基準としても良い。例えば、後段の処理において、対応する画素間において信号強度の相対的な関係が必要となる狭帯域画像の組み合わせが予めわかっている場合、その狭帯域画像の組み合わせで信号強度の補正を行っても良い。

【 0 0 4 3 】

20

ステップ S 1 1 に続くステップ S 1 2 において、相対特徴量算出部 1 2 0 は、互いに異なる狭帯域画像間において、ステップ S 1 1 において補正された信号強度の比率（強度比）を算出する。この強度比が、生体内の血管の深度に相関がある深度特徴量である。

【 0 0 4 4 】

ここで、生体に照射された狭帯域光は、波長が長いほど粘膜面における散乱が弱く、より深層まで到達する。また、実施の形態 1 において用いられる狭帯域光のヘモグロビンに対する吸光は、415 nm の狭帯域光において最も多く、415 nm、460 nm、540 nm、600 nm、630 nm の順に少なくなる。そのため、これらの狭帯域光の間で粘膜面を表す画素の信号強度が互いに同等である場合、各狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度と血管の深度との間には、図 4 に示すように、各帯域の波長に応じた関係が見られる。なお、図 4 において横軸は、血管の深度を示し、縦軸は血管を表す画素の信号強度を示す。また、630 nm の狭帯域光は、粘膜面における吸光が非常に少なく、粘膜面を表す画素の信号強度とほぼ同様になるため、図 4 においては記載を省略している。

30

【 0 0 4 5 】

図 4 に示すように、表層近傍においては、415 nm の狭帯域画像における信号強度が最も小さくなるが、415 nm の狭帯域光は非常に散乱し易いため、深度が深くなるほど信号強度が大きくなり、460 nm の狭帯域画像における信号強度に対する差が小さくなる。また、415 nm の狭帯域光は到達することができない中層～深層において、540 nm 及び 600 nm の狭帯域画像の信号強度を対比すると、比較的表層側においては 540 nm の狭帯域画像における信号強度が小さいが、深度が深くなるほど両者の信号強度の差は小さくなる。

40

【 0 0 4 6 】

即ち、表層～中層においては、深度が浅いほど、415 nm 及び 460 nm の狭帯域画像における強度比 I_{460}'/I_{415}' が大きくなる。そこで、強度比 I_{460}'/I_{415}' を表層～中層において深度と相関のある深度特徴量として用いることができる。また、中層～深層においては、深度が深いほど、600 nm 及び 540 nm の狭帯域画像における強度比 I_{540}'/I_{600}' が大きくなる。そこで、強度比 I_{540}'/I_{600}' を中層～深層において深度と相関のある深度特徴量として用いることができる。

【 0 0 4 7 】

具体的な処理としては、短波長帯域選出部 1 2 1 a が上記 5 つの狭帯域画像から短波長

50

側の狭帯域画像（例えば415nmの狭帯域画像）を選出すると、第1特徴量取得部121は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済み信号強度（例えば強度 I_{415}' ）を取得する。また、これに応じて、近傍波長帯域選出部122aは、該短波長側の狭帯域画像と帯域が隣接する狭帯域画像（例えば460nmの狭帯域画像）を選出し、第2特徴量取得部122は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済み信号強度（例えば強度 I_{460}' ）を取得する。比率算出部123は、これらの狭帯域画像間において互いに対応する画素の補正済み信号強度の比率 I_{460}' / I_{415}' を、深度特徴量として算出する。

【0048】

また、長波長帯域選出部121bが上記5つの狭帯域画像から長波長側の狭帯域画像（例えば600nmの狭帯域画像）を選出すると、第1特徴量取得部121は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済み信号強度（例えば強度 I_{600}' ）を取得する。また、これに応じて、近傍波長帯域選出部122aは、該長波長側の狭帯域画像と帯域が隣接する狭帯域画像（例えば540nmの狭帯域画像）を選出し、第2特徴量取得部122は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済み信号強度（例えば強度 I_{540}' ）を取得する。比率算出部123は、これらの狭帯域画像間において互いに対応する画素の補正済み信号強度の比率 I_{540}' / I_{600}' を、深度特徴量として算出する。

【0049】

なお、強度比を算出する波長の組み合わせは、上述した組み合わせに限定されない。例えば、460nm及び540nmの狭帯域光の吸光特性は比較的類似しているため（図4参照）、上記強度比 I_{460}' / I_{415}' の代わりに強度比 I_{540}' / I_{415}' を算出しても良い。

【0050】

続くステップS13において、強調画像作成部103は、ステップS12において算出された信号強度の比率（即ち、深度特徴量）に基づいて、深度に応じて異なる色合いで血管を強調した強調画像を作成する。深度に応じた色合いは特に限定されず、実施の形態1においては、表層の血管を黄色で、深層の血管を青色で強調することとする。即ち、作成された強調画像において、血管の深度が浅いほどB成分が小さく、血管の深度が深いほどR成分が小さくなるように処理を行う。

【0051】

ここで、ステップS10において取得した5つの狭帯域画像のうち、460nm、540nm、及び630nmの狭帯域画像は、それぞれ、白色光により取得された画像のB成分、G成分、及びR成分を近似している。また、上記5つの狭帯域画像のうち、415nmの狭帯域画像においては、表層の血管を表す画素の信号強度が、他の狭帯域画像よりも小さくなる。一方、600nmの狭帯域においては、深層の血管を表す画素の信号強度が、他の狭帯域画像よりも小さくなる。

【0052】

そこで、強調画像におけるB成分の信号強度は、460nmの狭帯域画像に対して415nmの狭帯域画像を、深度が浅いほど415nm側の比率が高くなるように加算することにより求める。一方、強調画像におけるR成分の信号強度は、630nmの狭帯域画像に対して600nmの狭帯域画像を、深度が深いほど600nm側の比率が高くなるように加算することにより求める。これにより、深度に応じて血管が強調された画像を作成することができる。

【0053】

なお、実施の形態1においては、血管の深度に応じて血管を強調しているが、血管の深度に応じたコントラストや彩度又は輝度等で強調しても良い。例えば、血管の深度に応じてコントラストを変化させる場合には、深度が浅いほどコントラストを高くし、深度が深いほどコントラストを低くして血管を強調した画像を作成しても良い。これらの例に限らず、血管の深度に関する情報に基づいて血管を強調する他の様々な方法が適用可能である。

【0054】

図5は、ステップS13において強調画像作成部103が実行する処理を示すフローチャートである。

まず、ステップS131において、強調画像作成部103は、460nmの狭帯域画像に対し、415nmの狭帯域画像を強度補正する。具体的には、ステップS110において算出された強度比の $AVG(I_{630}/I_{415})$ を用いた次式(1)により、狭帯域画像内の各画素の信号強度を補正する。式(1)において、符号 I_{415}'' は、補正済み信号強度 I_{415}' に対してさらに補正を行った後の信号強度を示す。

【数1】

$$I_{415}'' = \frac{I_{415}'}{AVG\left(\frac{I_{630}}{I_{460}}\right)} = I_{415} \times \frac{AVG\left(\frac{I_{630}}{I_{415}}\right)}{AVG\left(\frac{I_{630}}{I_{460}}\right)} \quad \dots(1) \quad 10$$

【0055】

続くステップS132において、強調画像作成部103は、狭帯域画像間の信号強度の比率(強度比)を基に、次式(2)及び(3)によって与えられる重み $W1$ 、 $W2$ を算出する。式(2)、(3)において、符号 $W1_{base}$ 、 $W2_{base}$ は、重み $W1$ 、 $W2$ に対して予め設定された最小値を示し、符号 α 、 β ($\alpha, \beta > 0$)は狭帯域画像の信号強度の比率に応じて重みを制御するパラメータを示す。

20

【数2】

$$W1 = W1_{base} + \alpha \times \left(\frac{I_{460}}{I_{415}}\right) \quad \dots(2)$$

$$W2 = W2_{base} + \beta \times \left(\frac{I_{540}}{I_{600}}\right) \quad \dots(3)$$

式(2)より、重み $W1$ は、血管の深度が浅いほど大きくなる。一方、式(3)より、重み $W2$ は、血管の深度が深いほど大きくなる。

30

【0056】

続くステップS133において、強調画像作成部103は、重み $W1$ 、 $W2$ を基に狭帯域画像を加算する。即ち、次式(4)~(6)により与えられるB成分、G成分、R成分の信号強度 I_B 、 I_G 、 I_R を算出し、これらの信号強度 I_B 、 I_G 、 I_R を画素値とする画像を作成する。

【数3】

$$I_B = W1 \times I_{415}'' + (1 - W1) \times I_{460} \quad \dots(4)$$

$$I_G = I_{540} \quad \dots(5)$$

40

$$I_R = W2 \times I_{600}' + (1 - W2) \times I_{630} \quad \dots(6)$$

【0057】

上述したように、重み $W1$ は血管の深度が浅いほど大きくなるため、血管の深度が浅ければ、B成分の信号強度に占める補正後の415nmの狭帯域画像の信号強度 I_{415}'' の比率が高くなり、B成分の値が抑えられる(即ち、黄みがかってくる)。一方、重み $W2$ は血管の深度が深いほど大きくなるため、血管の深度が深ければ、R成分の信号強度に占める正規化後の600nmの狭帯域画像の信号強度 I_{600}' の比率が高くなり、R成分の

50

値が抑えられる（即ち、青みがかってくる）。

その後、画像処理装置 1 の動作はメインルーチンに戻る。

【 0 0 5 8 】

続くステップ S 1 3 に続くステップ S 1 4 において、演算部 1 0 0 は、ステップ S 1 3 において作成された強調画像を出力し、表示部 4 0 に表示させると共に、記録部 5 0 に記録させる。その後、画像処理装置 1 における処理を終了する。

【 0 0 5 9 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 1 によれば、中心波長が互いに異なる少なくとも 3 つの狭帯域画像の信号強度をもとに、血管の深度に相関がある深度特徴量を算出し、該深度特徴量に基づいて狭帯域画像同士を加算するので、血管の深度に応じた色合いで血管が強調された画像を作成することができる。従って、ユーザは、このような画像を観察することにより、所望の深度に存在する血管を詳しく観察することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

（変形例）

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例について説明する。

本変形例に係る画像処理装置は、図 1 に示す画像処理装置 1 に対し、正規化特徴量算出部 1 1 0 の代わりに、図 6 に示す正規化特徴量算出部 1 4 0 を備える。なお、本変形例に係る画像処理装置における正規化特徴量算出部 1 4 0 以外の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 6 1 】

図 6 に示すように、正規化特徴量算出部 1 4 0 は、狭帯域画像取得部 1 0 1（図 1 参照）が取得した各狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度（以下、血管信号ともいう）を、血管の太さに応じて強調し、該強調された狭帯域画像に対して各画素の信号強度を補正する強度補正部 1 4 1 を備える。

【 0 0 6 2 】

より詳細には、強度補正部 1 4 1 は、低周波画像作成部 1 1 1 a 及び粘膜領域判別部 1 1 1 b に加え、空間周波数帯域分割部 1 4 1 a と、高周波成分強調部 1 4 1 b と、画像化部 1 4 1 c とをさらに備える。なお、低周波画像作成部 1 1 1 a 及び粘膜領域判別部 1 1 1 b の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 6 3 】

空間周波数帯域分割部 1 4 1 a は、狭帯域画像取得部 1 0 1 が取得した各狭帯域画像に対して空間周波数分解を行うことにより、複数の空間周波数帯域に分割する。

高周波成分強調部 1 4 1 b は、上記複数の空間周波数帯域の各周波数成分に対し、高周波であるほど強く強調する強調処理を行う。

画像化部 1 4 1 c は、高周波成分強調部 1 4 1 b により強調された周波数成分に基づき、狭帯域画像を作成する。

【 0 0 6 4 】

ここで、上述したように、狭帯域画像における血管信号の強度と血管の深度とは、狭帯域光の波長に応じた特性があるが（図 4 参照）、厳密には、血管の太さに応じてこれらの特性は変わってくる。例えば図 8 に示すように、血管が細い場合には狭帯域光の吸光は全体として少なくなるので、図 7 に示す血管が太い場合と比較して、血管信号の強度特性は全体としてグラフの上方にシフトする。この場合、血管の深度が同程度であっても、細い血管の方が太い血管よりも、狭帯域画像間における強度比（例えば、強度比 I_{460} / I_{415} 、 I_{540} / I_{600} ）が大きくなる傾向となる。そこで、本変形例においては、深度特徴量を算出する前に、細い血管を表す画素の信号強度を強調することにより、血管の太さに応じた吸光の差による影響を軽減する。

【 0 0 6 5 】

図 9 は、正規化特徴量算出部 1 4 0 が実行する処理を示すフローチャートである。なお、本変形例に係る画像処理装置全体の動作は実施の形態 1 と同様であり、正規化特徴量算出部 1 4 0 が実行するステップ S 1 1（図 2 参照）の詳細な動作のみが実施の形態 1 とは

異なる。

【0066】

図9に示すように、正規化特徴量算出部140は、狭帯域画像取得部101が取得した狭帯域画像のうち、基準とする狭帯域画像（例えば、630nmの狭帯域画像）以外の各狭帯域画像に対してループCの処理を実行する。

【0067】

まず、ステップS140において、空間周波数帯域分割部141aは、処理対象の狭帯域画像に対して空間周波数分解を行うことにより、複数の空間周波数帯域に分割する。空間周波数分解の手法としては、例えば、実施の形態1において説明したDOG等を用いることができる。

10

【0068】

続くステップS141において、高周波成分強調部141bは、空間周波数帯域分割部141aにより分割された各空間周波数帯域の成分の強度に、周波数帯域が高いほど値が大きい係数を積算し、画像化部141cは、各空間周波数帯域の強度を合算する。このようにして、高周波成分が強調された狭帯域画像を作成する。

【0069】

この後、高周波成分が強調された狭帯域画像をもとに、ステップS111～S114が実行される。なお、ステップS111～S114における処理は、実施の形態1と同様である。ただし、ステップS111以降においては、高周波成分の強調後の狭帯域画像に対して処理がなされる。

20

【0070】

（実施の形態2）

次に、本発明の実施の形態2について説明する。

図10は、本発明の実施の形態2に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。図10に示すように、実施の形態2に係る画像処理装置2は、図1に示す演算部100の代わりに、演算部200を備える。演算部200以外の画像処理装置2の各部の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

【0071】

演算部200は、狭帯域画像取得部101と、深度特徴量算出部202と、強調画像作成部203とを備える。このうち、狭帯域画像取得部101の動作は、実施の形態1と同様である。

30

【0072】

深度特徴量算出部202は、正規化特徴量算出部210及び相対特徴量算出部220を備え、狭帯域画像取得部101が取得した狭帯域画像に基づいて深度特徴量を算出する。

【0073】

正規化特徴量算出部210は、強度補正部111に加え、狭帯域画像取得部101が取得した各狭帯域画像に対し、生体による波長成分の吸光による減衰量を算出する減衰量算出部211をさらに備え、該減衰量に基づいて、各狭帯域画像の信号強度を正規化する。なお、強度補正部111の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

40

【0074】

減衰量算出部211は、粘膜強度算出部211aと、差分算出部211bと、正規化部211cとを備える。

このうち、粘膜強度算出部211aは、各狭帯域画像に含まれる画素のうち、粘膜面を表す画素の信号強度（以下、粘膜強度ともいう）を算出する。より詳細には、粘膜強度算出部211aは、各狭帯域画像に対し、空間周波数成分のうちの低周波成分を画素値とする低周波画像を算出する。この低周波画像の各画素の画素値が、粘膜強度に対応する。或いは、ヘモグロビンによる吸光が少ない波長成分を含む長波長帯域画像内の各画素の画素値を、粘膜強度として用いても良い。

【0075】

差分算出部211bは、各狭帯域画像に含まれる各画素の信号強度の粘膜強度に対する

50

差分を算出する。また、正規化部 2 1 1 c は、上記差分を粘膜強度に基づいて正規化する。

【 0 0 7 6 】

相対特徴量算出部 2 2 0 は、第 1 特徴量取得部 2 2 1 と、第 2 特徴量取得部 2 2 2 と、比率算出部 2 2 3 とを備える。第 1 特徴量取得部 2 2 1 は、狭帯域画像取得部 1 0 1 が取得した狭帯域画像の中から 1 つの狭帯域画像（第 1 の狭帯域画像）を選出し、該選出した狭帯域画像について算出された正規化済みの差分を第 1 の特徴量として取得する。第 2 特徴量取得部 2 2 2 は、第 1 特徴量取得部 2 2 1 により選出された狭帯域画像の波長成分に基づいて、狭帯域画像取得部 1 0 1 が取得した狭帯域画像の中から別の狭帯域画像（第 2 の狭帯域画像）を選出し、該選出した狭帯域画像について算出された正規化済みの差分を第 2 の特徴量として取得する。なお、第 1 特徴量取得部 2 2 1 が備える短波長帯域選出部 1 2 1 a 及び長波長帯域選出部 1 2 1 b、並びに第 2 特徴量取得部 2 2 2 が備える近傍波長帯域選出部 1 2 2 a の動作は、実施の形態 1 と同様である。比率算出部 2 2 3 は、上記第 1 の特徴量と第 2 の特徴量との比率を、狭帯域画像間の相対的な減衰量を表す特徴量として算出する。

10

【 0 0 7 7 】

強調画像作成部 2 0 3 は、狭帯域画像同士を加算する加算部 2 3 0 を有し、深度特徴量算出部 2 0 2 により算出された深度特徴量に基づき、狭帯域画像取得部 1 0 1 により取得された狭帯域画像と強度補正部 1 1 1 により補正された狭帯域画像とを重み付け加算することにより、深度に応じた色で血管が強調された画像を作成する。

20

【 0 0 7 8 】

次に、画像処理装置 2 の動作を説明する。図 1 1 は、画像処理装置 2 の動作を示すフローチャートである。なお、図 1 1 に示すステップ S 1 0 及び S 1 4 における動作は、実施の形態 1 と同様である。また、実施の形態 1 と同様、実施の形態 2 においても、狭帯域画像として波長 4 1 5 nm、4 6 0 nm、5 4 0 nm、6 0 0 nm、6 3 0 nm を中心とする狭帯域光により撮像された 5 つの狭帯域画像を取得して画像処理を行うものとする。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 1 0 に続くステップ S 2 1 において、正規化特徴量算出部 2 1 0 は、各狭帯域画像における吸光による減衰量を算出する。ここで、上述したように、中心波長 6 3 0 nm の狭帯域光はヘモグロビンに対する吸光が非常に少ないので、当該狭帯域画像内の各画素の信号強度は、概ね、粘膜面を表しているとみなすことができる。そこで、実施の形態 2 においては、中心波長 6 3 0 nm の狭帯域画像を基準とし、他の 4 つの狭帯域画像において粘膜面を表す画素の信号強度が同等になるように補正を行った後、6 3 0 nm の狭帯域画像に対する信号強度の差分を算出することにより、減衰量を求める。

30

【 0 0 8 0 】

図 1 2 は、正規化特徴量算出部 2 1 0 が実行する処理を示すフローチャートである。正規化特徴量算出部 2 1 0 は、狭帯域画像取得部 1 0 1 が取得した各狭帯域画像に対して、ループ D の処理を実行する。このうち、ステップ S 1 1 0 ~ S 1 1 3 における処理は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 1 1 3 に続いて、減衰量算出部 2 1 1 は、狭帯域画像内の各画素に対してステップ S 2 1 0 ~ S 2 1 2 の処理を実行する。

40

ステップ S 2 1 0 において、粘膜強度算出部 2 1 1 a は、ステップ S 1 1 3 において算出された粘膜面を表す画素の強度比の平均値 $AVG(I_{630}/I)$ を、処理対象の画素の信号強度 I に積算する。それにより、該信号強度 I を粘膜強度に合わせて補正した信号強度 I' を取得する。

【 0 0 8 2 】

続くステップ S 2 1 1 において、差分算出部 2 1 1 b は、ステップ S 2 1 0 において補正された信号強度 $I' = I \times AVG(I_{630}/I)$ と、処理対象の画素に対応する 6 3 0 nm の狭帯域画像内の画素の信号強度（即ち、粘膜強度）との差分（強度差） $I - I'$

50

$= I \times \text{AVG} (I_{630} / I) - I_{630}$ を算出する。

【0083】

続くステップS212において、正規化部211cは、630nmの狭帯域画像の信号強度によって除算することにより、差分 I を正規化する（次式参照）。

これは、上記強度差は粘膜面を表す画素の強度に依存する値だからである。この正規化された差分が、各狭帯域画像における減衰量 A （ $= 415\text{nm}$ 、 460nm 、 540nm 、 600nm ）として用いられる。即ち、

$$A = I / I_{630} = \{ I \times \text{AVG} (I_{630} / I) - I_{630} \} / I_{630}$$

である。

【0084】

なお、実施の形態2においては、630nmの狭帯域画像を基準として減衰量 A を算出したが、他の方法により減衰量を算出しても良い。例えば、各狭帯域画像の低周波成分を粘膜面とみなし、各狭帯域画像において低周波成分の強度を基準（粘膜強度）として各画素の信号強度を正規化し、正規化された信号強度と該低周波成分の信号強度との差分を減衰量としても良い。

その後、画像処理装置2の動作はメインルーチンに戻る。

【0085】

ステップS21に続くステップS22において、相対特徴量算出部220は、互いに異なる狭帯域画像間において、ステップS21において算出された減衰量 A の比率を算出する。ここで、上述したように、各狭帯域画像における血管を表す画素の信号強度と血管の深度との間には、各帯域の波長に応じた関係が見られる。また、ステップS21において算出した減衰量は、図4に示す粘膜面を表す画素の信号強度に対する各狭帯域光の強度との差分となる。そのため、表層～中層においては、深度が浅いほど、415nm及び460nmの狭帯域画像間における減衰量の比 A_{460} / A_{415} が大きくなる。一方、中層～深層においては、深度が深いほど、600nm及び540nmの狭帯域画像間における減衰量の比 A_{540} / A_{600} が大きくなる。

【0086】

そこで、ステップS22においては、減衰量の比を、生体内の血管の深度に相関がある深度特徴量として算出する。即ち、減衰量の比 A_{460} / A_{415} を、表層～中層において深度と相関のある深度特徴量として用い、減衰量の比 A_{540} / A_{600} を、中層～深層において深度と相関のある深度特徴量として用いる。

【0087】

具体的な処理としては、短波長帯域選出部121aが上記5つの狭帯域画像から短波長側の狭帯域画像（例えば415nmの狭帯域画像）を選出すると、第1特徴量取得部221は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済みの減衰量（例えば減衰量 A_{415} ）を取得する。また、これに応じて、近傍波長帯域選出部122aは、該短波長側の狭帯域画像と帯域が隣接する狭帯域画像（例えば460nmの狭帯域画像）を選出し、第2特徴量取得部222は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済み減衰量（例えば減衰量 A_{460} ）を取得する。比率算出部223は、これらの狭帯域画像間において互に対応する画素における減衰量の比率 A_{460} / A_{415} を、深度特徴量として算出する。

【0088】

また、長波長帯域選出部121bが上記5つの狭帯域画像から長波長側の狭帯域画像（例えば600nmの狭帯域画像）を選出すると、第1特徴量取得部221は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済みの減衰量（例えば減衰量 A_{600} ）を取得する。また、これに応じて、近傍波長帯域選出部122aは、該長波長側の狭帯域画像と帯域が隣接する狭帯域画像（例えば540nmの狭帯域画像）を選出し、第2特徴量取得部222は、選出された狭帯域画像内の各画素の補正済みの減衰量（例えば減衰量 A_{540} ）を取得する。比率算出部223は、これらの狭帯域画像間において互に対応する画素における減衰量の比率 A_{540} / A_{600} を、深度特徴量として算出する。

【0089】

10

20

30

40

50

なお、上記実施の形態 1 の変形例において、狭帯域画像における信号強度は血管の太さに応じて変化する旨を述べたが、実施の形態 2 において用いる減衰量の比率は、血管の太さの違いに起因する信号強度の変化が分母と分子とで相殺されるので、血管の太さに依存しない深度特徴量を得ることができる。

【 0 0 9 0 】

続くステップ S 2 3 において、強調画像作成部 2 0 3 は、ステップ S 2 2 において算出された深度特徴量に基づいて、深度に応じて異なる色合いで血管を強調した強調画像を作成する。実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、表層の血管を黄色に、深層の血管を青色で強調することとする。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 2 3 における処理の詳細は、全体として実施の形態 1（図 5 参照）と同様であり、実施の形態 1 において信号強度に基づく重み W 1、W 2 を算出した代わりに（ステップ S 1 3 2 参照）、本実施の形態 2 においては、次式（ 7 ）、（ 8 ）によって与えられる減衰量に基づく重み W 1'、W 2' を算出する点異なる。

【数 4】

$$W1' = W1_{base} + \alpha \times \frac{A_{415}}{A_{460}} \quad \dots(7)$$

$$W2' = W2_{base} + \beta \times \frac{A_{600}}{A_{540}} \quad \dots(8)$$

【 0 0 9 2 】

この場合、ステップ S 1 3 3 においては、上述した式（ 4 ）～（ 6 ）において、重み W 1、W 2 の代わりに、重み W 1'、W 2' を用いて、B 成分、G 成分、R 成分の信号強度 I_B、I_G、I_R が算出される。

【 0 0 9 3 】

以上説明したように、実施の形態 2 によれば、中心波長が互いに異なる少なくとも 3 つの狭帯域画像から算出される狭帯域光の減衰量をもとに、血管の深度に相関がある深度特徴量を算出し、該深度特徴量に基づいて狭帯域画像同士を加算するので、血管の深度に応じた色合いで血管が強調された画像を作成することができる。従って、ユーザは、このような画像を観察することにより、所望の深度に存在する血管を詳しく観察することが可能となる。

【 0 0 9 4 】

以上説明した実施の形態 1 及び 2 並びに変形例に係る画像処理装置は、記録媒体に記録された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータシステムで実行することによって実現することができる。また、このようなコンピュータシステムを、ローカルエリアネットワーク、広域エリアネットワーク（LAN/WAN）、又は、インターネット等の公衆回線を介して、他のコンピュータシステムやサーバ等の機器に接続して使用しても良い。この場合、実施の形態 1 及び 2 並びに変形例に係る画像処理装置は、これらのネットワークを介して管腔内画像の画像データを取得したり、これらのネットワークを介して接続された種々の出力機器（ビューアやプリンタ等）に画像処理結果を出力したり、これらのネットワークを介して接続された記憶装置（記録媒体及びその読取装置等）に画像処理結果を格納するようにしても良い。

【 0 0 9 5 】

なお、本発明は、実施の形態 1 及び 2 並びに変形例に限定されるものではなく、各実施の形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成できる。例えば、各実施の形態や変形例に示される全構成要素からいくつかの構成要素を除外して形成しても良いし、異なる実施の形態や変形例に示した構成要素を適宜組み合わせ形成しても良い。

【符号の説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 9 6 】

1、2 画像処理装置

1 0 制御部

2 0 画像取得部

3 0 入力部

4 0 表示部

5 0 記録部

5 1 画像処理プログラム

1 0 0 2 0 0 演算部

1 0 1 狭帯域画像取得部

10

1 0 2、2 0 2 深度特徴量算出部

1 0 3、2 0 3 強調画像作成部

1 1 0、1 4 0、2 1 0 正規化特徴量算出部

1 1 1 強度補正部

1 1 1 a 低周波画像作成部

1 1 1 b 粘膜領域判別部

1 2 0、2 2 0 相対特徴量算出部

1 2 1、2 2 1 第1特徴量取得部

1 2 1 a 短波長帯域選出部

1 2 1 b 長波長帯域選出部

20

1 2 2、2 2 2 第2特徴量取得部

1 2 2 a 近傍波長帯域選出部

1 2 3、2 2 3 比率算出部

1 3 0、2 3 0 加算部

1 4 1 強度補正部

1 4 1 a 空間周波数帯域分割部

1 4 1 b 高周波成分強調部

1 4 1 c 画像化部

2 1 1 減衰量算出部

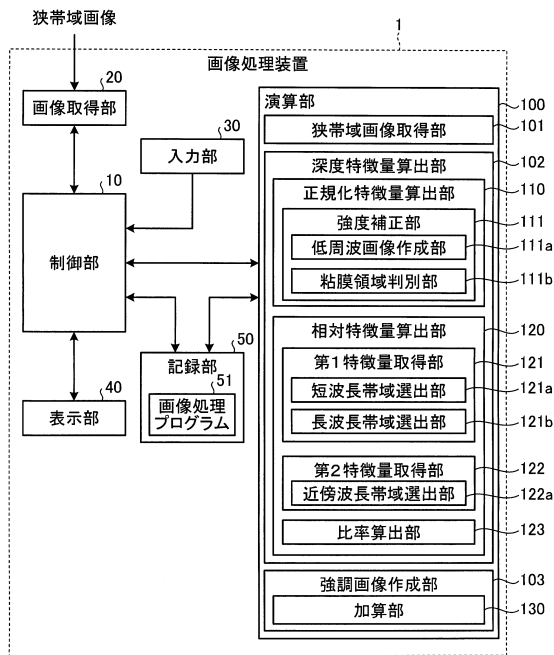
2 1 1 a 粘膜強度算出部

30

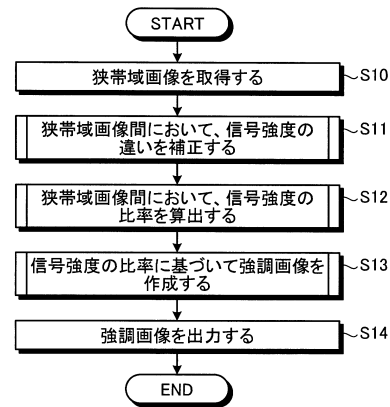
2 1 1 b 差分算出部

2 1 1 c 正規化部

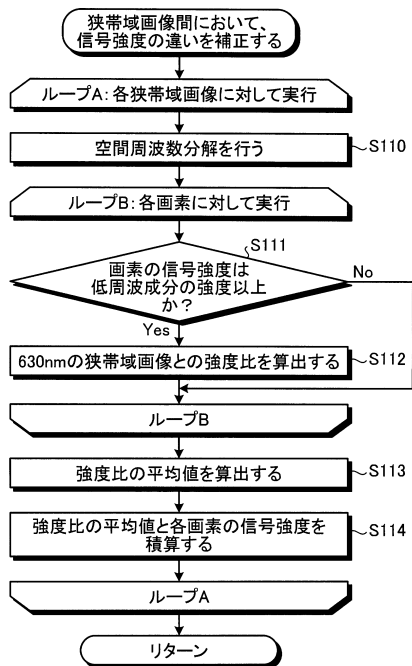
【図 1】



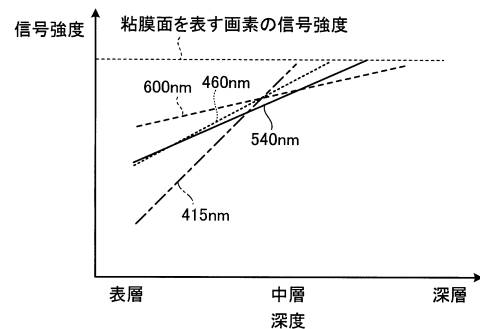
【図 2】



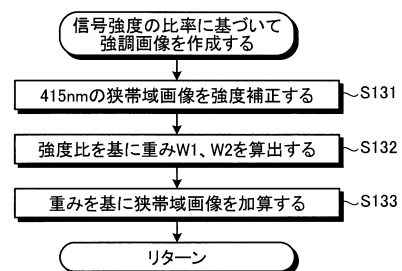
【図 3】



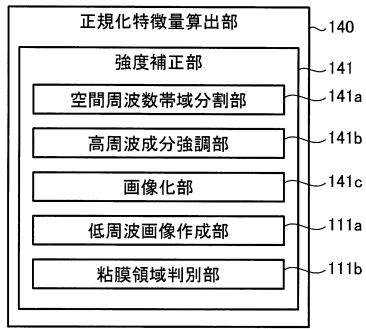
【図 4】



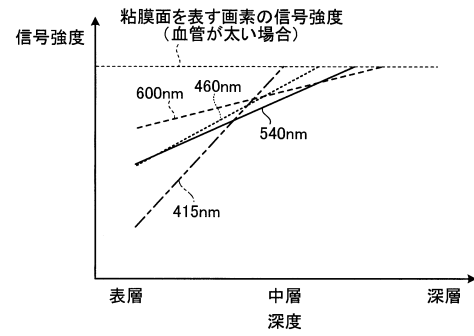
【図 5】



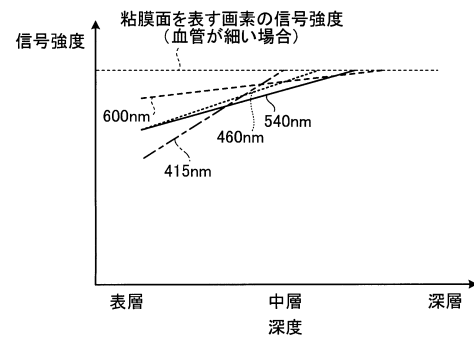
【図 6】



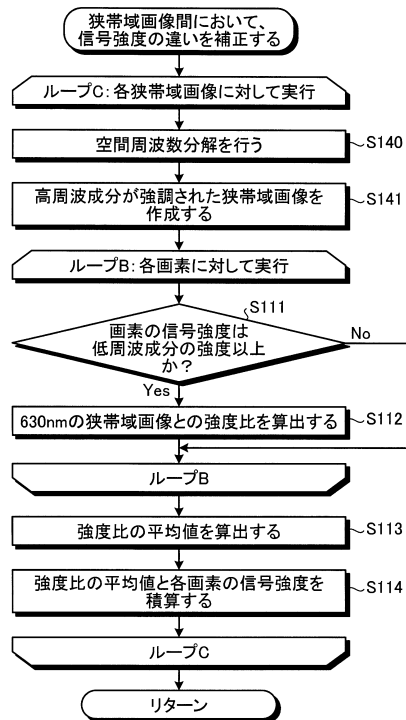
【図 7】



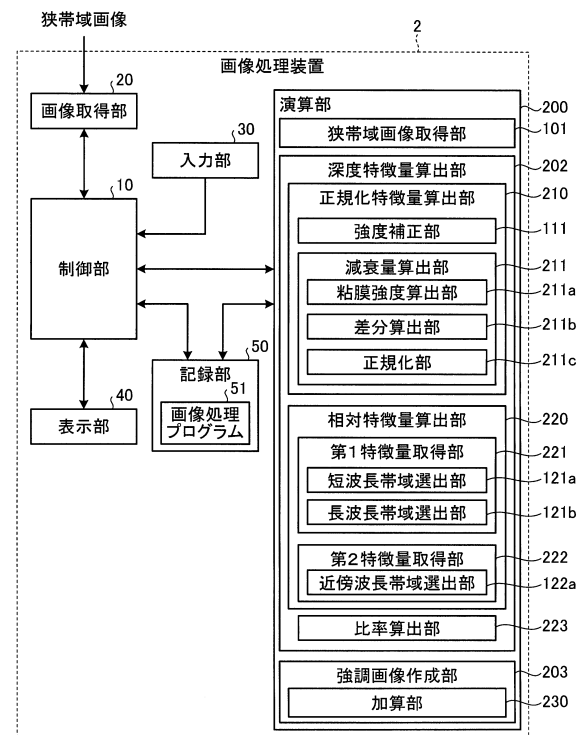
【図 8】



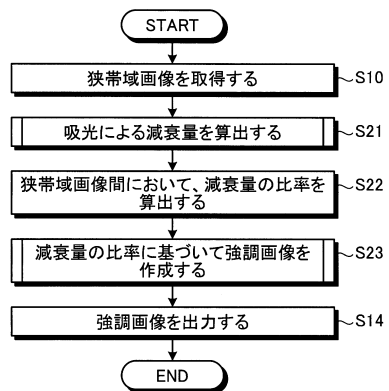
【図 9】



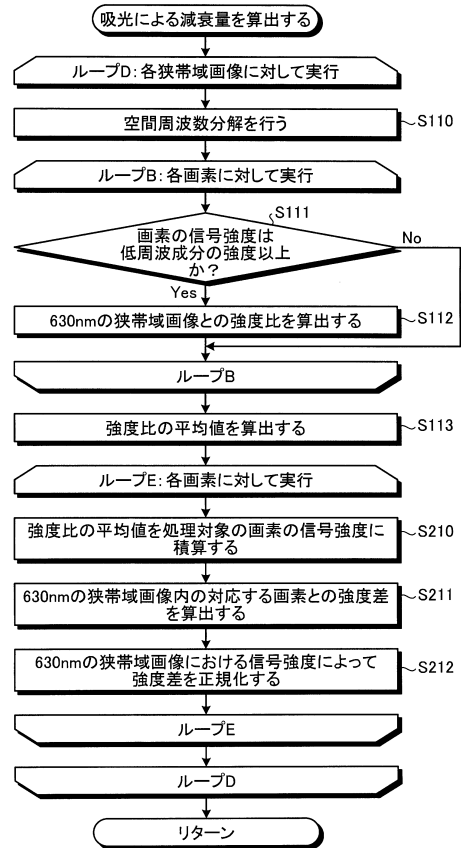
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 2 1 8 1 3 5 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 6 6 0 6 6 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 9 0 7 2 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0
H 0 4 N 7 / 1 8

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法和图像处理程序		
公开(公告)号	JP6128888B2	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	JP2013037294	申请日	2013-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	弘田昌士 神田大和		
发明人	弘田 昌士 神田 大和		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/041 G06T5/003 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10028 G06T2207/10068 G06T2207/20221 G06T2207/30101 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/ /QQ07 4C161/RR04 4C161/SS23 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/TT15 4C161/WW07 4C161/WW08 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EA05 5C054/FC08 5C054/FC12 5C054/FE09 5C054/GD03 5C054/ /HA12		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2014161627A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种图像处理装置等，由此可以从内窥镜获取的图像中精确地提取和增强特定深度的血管。一种图像处理装置（1），用于处理通过对活体进行成像而获得的图像，其中，所述图像处理装置设置有窄带图像获取单元（101），用于获取具有彼此不同的中心波长的至少三个窄带图像深度特征量计算单元（102），用于根据吸收变化引起的信号强度变化的差异，计算深度特征量，该深度特征量是与生物体内血管深度相关的特征量在相互不同的窄带图像中照射到活体的光，和用于产生图像的增强图像创建单元（103），其中根据血管的深度增强血管的血管深度。深度特征量。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6128888号 (P6128888)	
(45) 発行日 平成29年5月17日 (2017.5.17)				(24) 登録日 平成29年4月21日 (2017.4.21)	
(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B 1/04 (2006.01)		A 6 1 B 1/04 3 7 0			
A 6 1 B 1/06 (2006.01)		A 6 1 B 1/06 A			
H 0 4 N 7/18 (2006.01)		H 0 4 N 7/18 M			
請求項の数 19 (全 22 頁)					
(21) 出願番号 特願2013-37294 (P2013-37294)		(73) 特許権者 00000376			
(22) 出願日 平成25年2月27日 (2013.2.27)		オリンパス株式会社			
(65) 公開番号 特開2014-161627 (P2014-161627A)		東京都八王子市石川町2-9-51番地			
(43) 公開日 平成26年9月8日 (2014.9.8)		(74) 代理人 100089118			
審査請求日 平成28年1月13日 (2016.1.13)		弁理士 酒井 宏明			
		(72) 発明者 弘田 昌士			
		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4-3番2号 オ			
		リンバス株式会社内			
		(72) 発明者 神田 大和			
		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4-3番2号 オ			
		リンバス株式会社内			
		審査官 井上 香緒梨			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラム					