

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5011452号  
(P5011452)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月8日(2012.6.8)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>3 0 0 D</b>
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>3 7 2</b>
<b>G 0 6 T</b>	<b>7/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G 0 6 T</b>	<b>7/00</b>	<b>2 0 0</b>

請求項の数 16 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2011-532369 (P2011-532369)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成23年3月17日(2011.3.17)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/056425		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02011/129176	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成23年10月20日(2011.10.20)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成23年8月1日(2011.8.1)	(72) 発明者	西村 博一
(31) 優先権主張番号	特願2010-91671 (P2010-91671)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成22年4月12日(2010.4.12)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	田中 健一
早期審査対象出願			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
		(72) 発明者	登本 悠介
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置および医用画像処理装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用画像に対する領域分割処理を行うことが可能な医用画像処理装置であって、  
前記医用画像から少なくとも1つの特徴量を算出する特徴量算出部と、  
前記特徴量算出部により算出された特徴量に基づき、前記医用画像において複数のカテゴリーを設定するカテゴリ設定部と、  
前記特徴量算出部により算出された特徴量に基づき、前記カテゴリ設定部により設定されたカテゴリにそれぞれ分類される前記医用画像の各領域毎に母数を設定する母数設定部と、  
前記カテゴリ設定部により設定されたカテゴリの数と、前記母数設定部により設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割部と、  
を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項2】

前記医用画像に含まれる構造成分に対応する領域を抽出する構造成分領域抽出部をさらに有し、  
前記特徴量算出部は、前記構造成分領域抽出部により抽出された各領域から少なくとも1つの特徴量を算出し、  
前記カテゴリ設定部は、前記特徴量算出部により算出された特徴量に基づき、前記構造成分領域抽出部により抽出された各領域に対応する複数のカテゴリを設定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記カテゴリ設定部は、前記特徴量算出部により算出された特徴量の分布状態に基づき、前記複数のカテゴリに対してクラスタリング処理を施し、

前記領域分割部は、前記クラスタリング処理の処理結果により設定されたカテゴリの数と、前記母数設定部において、前記クラスタリング処理の処理結果により設定されたカテゴリにそれぞれ分類される各領域毎に設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により領域分割処理を行う

ことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記医用画像は、内視鏡画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記カテゴリ設定部により設定されるカテゴリには、血管及び腺構造のうちの少なくとも 1 つが含まれることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

医用画像に対する領域分割処理を行うことが可能な医用画像処理装置であって、

前記医用画像から少なくとも 1 つの特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記医用画像に含まれる構造成分に対応する複数の構造成分領域を設定する構造成分領域設定部と、

前記複数の構造成分領域各々において、前記特徴量が相互に類似する領域同士を統合する領域統合部と、

前記領域統合部による統合結果に基づいてカテゴリを設定するカテゴリ設定部と、

前記領域統合部による統合結果として得られた構造成分領域各々における前記特徴量に基づき、該統合結果として得られた構造成分領域毎にそれぞれ母数を設定する母数設定部と、

前記カテゴリ設定部により設定されたカテゴリの数と、前記母数設定部により設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割部と、

を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記医用画像は、内視鏡画像であることを特徴とする請求項 6 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記カテゴリ設定部により設定されるカテゴリには、血管及び腺構造のうちの少なくとも 1 つが含まれることを特徴とする請求項 6 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

医用画像に対する領域分割処理を行うための医用画像処理装置の制御方法であって、特徴量算出部が前記医用画像から少なくとも 1 つの特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量に基づき、カテゴリ設定部が前記医用画像において複数のカテゴリを設定するカテゴリ設定ステップと、

前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量に基づき、母数設定部が前記カテゴリ設定ステップにより設定されたカテゴリにそれぞれ分類される前記医用画像の各領域毎に母数を設定する母数設定ステップと、

領域分割部が、前記カテゴリ設定ステップにより設定されたカテゴリの数と、前記母数設定ステップにより設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割ステップと、

を実行することを特徴とする医用画像処理装置の制御方法。

10

20

30

40

50

**【請求項 10】**

構造成分領域抽出部が前記医用画像に含まれる構造成分に対応する領域を抽出する構造成分領域抽出ステップをさらに実行し、

前記特徴量算出ステップは、前記構造成分領域抽出ステップにより抽出された各領域から少なくとも1つの特徴量を算出し、

前記カテゴリ設定ステップは、前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量に基づき、前記構造成分領域抽出ステップにより抽出された各領域に対応する複数のカテゴリを設定する

ことを特徴とする請求項9に記載の医用画像処理装置の制御方法。

**【請求項 11】**

前記カテゴリ設定ステップは、前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量の分布状態に基づき、前記複数のカテゴリに対してクラスタリング処理を施し、

前記領域分割ステップは、前記クラスタリング処理の処理結果により設定されたカテゴリの数と、前記母数設定ステップにおいて、前記クラスタリング処理の処理結果により設定されたカテゴリにそれぞれ分類される各領域毎に設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により領域分割処理を行う

ことを特徴とする請求項9に記載の医用画像処理装置の制御方法。

**【請求項 12】**

前記医用画像は、内視鏡画像であることを特徴とする請求項9に記載の医用画像処理装置の制御方法。

**【請求項 13】**

前記カテゴリ設定ステップにより設定されるカテゴリには、血管及び腺構造のうちの少なくとも1つが含まれることを特徴とする請求項9に記載の医用画像処理装置の制御方法。

**【請求項 14】**

医用画像に対する領域分割処理を行うための医用画像処理装置の制御方法であって、特徴量算出部が前記医用画像から少なくとも1つの特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

構造領域設定部が前記医用画像に含まれる構造成分に対応する複数の構造成分領域を設定する構造成分領域設定ステップと、

領域統合部が前記複数の構造成分領域各々において、前記特徴量が相互に類似する領域同士を統合する領域統合ステップと、

カテゴリ設定部が前記領域統合ステップによる統合結果に基づいてカテゴリを設定するカテゴリ設定ステップと、

母数設定部が、前記領域統合ステップによる統合結果として得られた構造成分領域各々における前記特徴量に基づき、該統合結果として得られた構造成分領域毎にそれぞれ母数を設定する母数設定ステップと、

領域分割部が、前記カテゴリ設定ステップにより設定されたカテゴリの数と、前記母数設定ステップにより設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割ステップと、

を実行することを特徴とする医用画像処理装置の制御方法。

**【請求項 15】**

前記医用画像は、内視鏡画像であることを特徴とする請求項14に記載の医用画像処理装置の制御方法。

**【請求項 16】**

前記カテゴリ設定ステップにより設定されるカテゴリには、血管及び腺構造のうちの少なくとも1つが含まれることを特徴とする請求項14に記載の医用画像処理装置の制御方法。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

10

20

30

40

50

## 【0001】

本発明は、医用画像処理装置及び医用画像処理方法に関し、特に、生体組織を撮像して得た医用画像に対して領域分割処理を行う医用画像処理装置及び医用画像処理方法に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

生体組織を撮像して得た画像の特徴量の算出結果に基づき、該画像において所定の対象物が存在する領域を検出する技術が従来利用されている。また、Level-Set法等の、位相変化が可能な動的輪郭検出手法により画像を領域分割するための手法が八木 康史、斉藤英雄編：「コンピュータビジョン最先端ガイド<1>」、pp. 1 - 28、アドコム・メディア株式会社（2009）（以降、非特許文献1と呼ぶ）、Tony F. Chan and Luminita A. Vese：「Active Contours Without Edges」、IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 10, NO. 2, FEBRUARY 2001, pp. 266 - 277（以降、非特許文献2と呼ぶ）、及び、Christopher Samson, Laure Blanc-Feraud, Gilles Aubert, and Josiane Zerubia：「Multiphase Evolution and Variational Image Classification」、INRIA Sophia Antipolis（1999）（以降、非特許文献3と呼ぶ）に開示されている。

10

20

## 【0003】

さらに、例えば日本国特開2007-313119号公報（以降、特許文献1と呼ぶ）には、体腔内画像の画素のエッジ強度を算出し、該エッジ強度と泡画像の特徴に基づいて予め設定された泡モデルとの相関値を算出し、該体腔内画像のエッジに基づいて該体腔内画像を領域分割し、該相関値及び領域分割結果に基づいて該体腔内画像における泡領域を検出する技術が開示されている。

## 【0004】

ところで、近年、内視鏡（カプセル型内視鏡も含む）システムの高解像度化、拡大内視鏡の普及、及び、狭帯域光観察の普及により、微細血管像及びpit（腺口）構造等の粘膜微細構造の観察の重要性が高まってきている。

30

## 【0005】

生体組織における粘膜微細構造の形態及び分布状況は、正常組織と腫瘍組織との分別、さらには癌の深達度の推定等の病変の診断に有用であると考えられている。但し、このような診断は、殆どの場合において、主に医師の経験及び知識に応じた主観的見地に基づいて行われる。そのため、医師の主観的見地によらない診断手法としての、例えば、画像解析手法を用いた粘膜微細構造所見の鑑別診断支援手法の実現が望まれている。そして、このような鑑別診断支援手法が、コンピュータ診断支援（Computer Aided Diagnosis, CAD）の一つとして研究されている。

## 【0006】

一方、内視鏡画像における粘膜微細構造の所見の解析においては、所見が多種多様かつ複雑であるとともに、内視鏡画像を取得する際の観察距離、方向、角度、及び、照明光量等の撮像条件が不定であるため、所見に応じた粘膜微細構造を内視鏡画像から抽出することが困難であると考えられている。

40

## 【0007】

例えば、特許文献1に記載された領域分割方法及び検出方法に係る技術は、略一様に大きなエッジ強度を有するような泡が撮像された画像に対して適用した場合には有効な処理結果が得られる反面、大小様々な強度のエッジを有し得る血管が撮像された画像に対して適用した場合には有効な処理結果を得ることが困難である、という課題を有している。その結果、例えば、血管を撮像して得た画像に対し、特許文献1に記載された領域分割方法及び検出方法に係る技術を用いた場合、血管の検出精度の低下を招いてしまう。

50

## 【0008】

また、Level-Set法と呼ばれる動的輪郭検出手法により画像を領域分割するための手法が非特許文献1に開示されている。具体的には、非特許文献1には、画像内の構造成分のエッジの大きさに基づく繰り返し処理を行うことにより、該画像における領域を規定する境界線を動的に設定することが可能な技術が開示されている。

## 【0009】

しかし、内視鏡画像においては、画像内の構造成分として、形状輪郭及び透見可能な血管等の明確なエッジを有するものの他に、微細血管、pit（腺口）、及び、粘膜微細模様等の明確なエッジを有しないものも多種多様に含まれ得る。そのため、非特許文献1に開示された手法により内視鏡画像を領域分割したとしても、該内視鏡画像から粘膜微細構造を抽出するという用途においては、必ずしも良好な結果を得ることができない。

10

## 【0010】

これに対し、Level-Set法と類似の手法として、Mumford-Shahモデルに基づく動的輪郭検出手法（以下、M-S法と称する）により画像を領域分割するための手法が非特許文献2に開示されている。非特許文献2に開示された手法は、繰り返し処理を行うことにより領域を規定する境界線を動的に設定するという点においては前述のLevel-Set法と同様である一方、境界の内外における各領域の特徴量の平均値等の値に基づいて境界線を設定可能である点において相違点を有している。具体的には、非特許文献2には、領域を規定する境界線について繰り返し処理を用いて動的に設定する際に、領域の内外において特徴量となるべく一樣になるように境界線を設定することにより、明瞭なエッジを有しない構造が含まれている画像に対しても領域分割を行うことが可能な技術が開示されている。

20

## 【0011】

しかし、非特許文献2に開示された手法によれば、例えば、領域の内外における特徴量の分布の重複が少ない画像、または、明るさが均一な領域が孤立して存在している等の比較的単純な画像に適用した場合には良好な結果を得られる反面、複雑な粘膜微細構造が含まれ得るとともに、観察距離、方向、角度、及び、照明光量等の撮像条件が常に変化し得る内視鏡画像に適用した場合には、必ずしも良好な結果が得ることができない。具体的には、非特許文献2に開示された手法によれば、例えば、複数の微細血管が撮像された内視鏡画像において、粘膜下を走行する深さの微妙な違い、視野内の位置における光量の変化、及び、周辺の粘膜から反射した二次光等の影響を考慮して特徴量を算出した場合に、該特徴量が非常に広い範囲に分布してしまうため、微細血管の境界線を正確に設定することができない。

30

## 【0012】

また、非特許文献3には、非特許文献2に開示されたものと略同様のアルゴリズムを用いる一方で、境界の内外における領域毎の特徴量の分布を正規分布モデルとし、さらに、母数である平均値 $\mu$ 及び標準偏差（または標準偏差の二乗である分散<sup>2</sup>）を予め設定しておくことにより、各領域の特徴量の母数が設定された母数に近づくように境界線を設定する手法が開示されている。

## 【0013】

一方、非特許文献1～3に開示された手法のいずれかを内視鏡画像の領域分割に適用する場合においては、少なくとも下記の(A)～(D)を勘案する必要がある。しかし、非特許文献1～3には、下記の(A)～(D)について着想されておらず、具体的な開示もされていない。

40

## 【0014】

(A) 分割される各カテゴリ毎に母数を予め設定する必要がある。

## 【0015】

(B) 内視鏡画像においては、分割される領域のカテゴリ数が未知であるため、動的に輪郭を設定するための関数をいくつ用意するかが不明である。

## 【0016】

50

(C)(B)に加え、非特許文献3に開示された手法を用いる場合には、カテゴリ数に対応する母数をいくつ用意するかが不明であるとともに、それらの母数の値をどのように設定するかが問題となる。領域分割結果の精度が設定された母数に依存することを考慮した場合、画像毎に適切な母数を設定する必要がある。

【0017】

(D)内視鏡画像においては、例えば血管を例に挙げると、組織学的には血管という1つのカテゴリに属するものとして扱われる一方で、構造成分の特徴量の違いに応じた相互に異なるカテゴリに属するものとして扱いながら画像の領域分割を行う必要が生じる場合がある。

【0018】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、例えば生体粘膜表面を撮像して得た画像(内視鏡またはカプセル型内視鏡を用いて得たものを含む)において、処理対象となる画像毎に分割すべき領域のカテゴリ数を推定して各カテゴリ毎の特徴量の母数を適切に設定することにより、血管及びpit等の粘膜微細構造が存在する領域と、出血、残渣及び白苔等の物質が存在する領域と、を各々異なる領域として良好に分割することができるため、結果的に、画像内に存在する所望の成分の検出精度を向上させることが可能な医用画像処理装置及び医用画像処理方法を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明の一態様の医用画像処理装置は、医用画像に対する領域分割処理を行うことが可能な医用画像処理装置であって、前記医用画像から少なくとも1つの特徴量を算出する特徴量算出部と、前記特徴量算出部により算出された特徴量に基づき、前記医用画像において複数のカテゴリを設定するカテゴリ設定部と、前記特徴量算出部により算出された特徴量に基づき、前記カテゴリ設定部により設定されたカテゴリにそれぞれ分類される前記医用画像の各領域毎に母数を設定する母数設定部と、前記カテゴリ設定部により設定されたカテゴリの数と、前記母数設定部により設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割部と、を備えている。

【0020】

本発明の他の態様の医用画像処理装置は、医用画像に対する領域分割処理を行うことが可能な医用画像処理装置であって、前記医用画像から少なくとも1つの特徴量を算出する特徴量算出部と、前記医用画像に含まれる構造成分に対応する複数の構造成分領域を設定する構造成分領域設定部と、前記複数の構造成分領域各々において、前記特徴量が相互に類似する領域同士を統合する領域統合部と、前記領域統合部による統合結果に基づいてカテゴリを設定するカテゴリ設定部と、前記領域統合部による統合結果として得られた構造成分領域各々における前記特徴量に基づき、該統合結果として得られた構造成分領域毎にそれぞれ母数を設定する母数設定部と、前記カテゴリ設定部により設定されたカテゴリの数と、前記母数設定部により設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割部と、を備えている。

【0021】

本発明の一態様の医用画像処理装置の制御方法は、医用画像に対する領域分割処理を行うための医用画像処理装置の制御方法であって、特徴量算出部が前記医用画像から少なくとも1つの特徴量を算出する特徴量算出ステップと、前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量に基づき、カテゴリ設定部が前記医用画像において複数のカテゴリを設定するカテゴリ設定ステップと、前記特徴量算出ステップにより算出された特徴量に基づき、母数設定部が前記カテゴリ設定ステップにより設定されたカテゴリにそれぞれ分類される前記医用画像の各領域毎に母数を設定する母数設定ステップと、領域分割部が、前記カテゴリ設定ステップにより設定されたカテゴリの数と、前記母数設定ステップにより設定さ

10

20

30

40

50

れた母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割ステップと、を実行する。

【 0 0 2 2 】

本発明の他の態様の医用画像処理装置の制御方法は、医用画像に対する領域分割処理を行うための医用画像処理装置の制御方法であって、特徴量算出部が前記医用画像から少なくとも1つの特徴量を算出する特徴量算出ステップと、構造領域設定部が前記医用画像に含まれる構造成分に対応する複数の構造成分領域を設定する構造成分領域設定ステップと、領域統合部が前記複数の構造成分領域各々において、前記特徴量が相互に類似する領域同士を統合する領域統合ステップと、カテゴリ設定部が前記領域統合ステップによる統合結果に基づいてカテゴリを設定するカテゴリ設定ステップと、母数設定部が、前記領域統合ステップによる統合結果として得られた構造成分領域各々における前記特徴量に基づき、該統合結果として得られた構造成分領域毎にそれぞれ母数を設定する母数設定ステップと、領域分割部が、前記カテゴリ設定ステップにより設定されたカテゴリの数と、前記母数設定ステップにより設定された母数と、に応じて規定される動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算により前記医用画像に対する領域分割処理を行う領域分割ステップと、を実行する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図1】本発明の実施例に係る医用画像処理装置を有する内視鏡装置の要部の構成の一例を示す図。

20

【図2】図1の光源装置が有する回転フィルタの構成の一例を示す図。

【図3】図2の第1のフィルタ群が有する各フィルタの透過特性の一例を示す図。

【図4】図2の第2のフィルタ群が有する各フィルタの透過特性の一例を示す図。

【図5】本発明の第1の実施例において行われる処理の一例を示すフローチャート。

【図6】処理対象となる画像データの一例を示す模式図。

【図7】エッジ検出フィルタの一例を示す図。

【図8】図6の画像データにおいて、複数の円を領域分割に係る演算の初期解として設定した場合を示す図。

【図9】領域分割処理に係る演算の途中経過の一例を示す図。

【図10】領域分割処理に係る演算により得られる処理結果の一例を示す図。

30

【図11】本発明の第2の実施例において行われる処理の一例を示すフローチャート。

【図12】画像データの各画素における所定の色調特徴量の生起頻度に係る混合正規分布の一例を示す図。

【図13】図12の混合正規分布に基づいて推定される2つの正規分布の一例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【 0 0 2 5 】

(第1の実施例)

図1から図10は、本発明の第1の実施例に係るものである。

40

【 0 0 2 6 】

内視鏡装置1は、図1に示すように、被検者の体腔内に挿入され、該体腔内の生体組織101等の被写体を撮像して得た画像を信号出力する内視鏡2と、生体組織101を照明するための照明光を発生する光源装置3と、内視鏡2からの出力信号に対して種々の処理を施すプロセッサ4と、プロセッサ4からの映像信号に応じた画像を表示する表示装置5と、プロセッサ4における処理結果に応じた出力信号を記憶する外部記憶装置6と、を有して構成されている。

【 0 0 2 7 】

内視鏡2は、被検者の体腔内に挿入可能な形状及び寸法を備えた挿入部21aと、挿入部21aの先端側に設けられた先端部21bと、挿入部21aの基端側に設けられた操作

50

部 2 1 c と、を有して構成されている。また、挿入部 2 1 a の内部には、光源装置 3 において発せられた照明光を先端部 2 1 b へ伝送するためのライトガイド 7 が挿通されている。

【 0 0 2 8 】

ライトガイド 7 の一方の端面（光入射端面）は、光源装置 3 に着脱自在に接続される。また、ライトガイド 7 の他方の端面（光出射端面）は、内視鏡 2 の先端部 2 1 b に設けられた図示しない照明光学系の近傍に配置されている。このような構成によれば、光源装置 3 において発せられた照明光は、光源装置 3 に接続された状態のライトガイド 7、及び、先端部 2 1 b に設けられた図示しない照明光学系を経た後、生体組織 1 0 1 に対して出射される。

10

【 0 0 2 9 】

内視鏡 2 の先端部 2 1 b には、被写体の光学像を結像する対物光学系 2 2 と、対物光学系 2 2 により結像された光学像を撮像して画像を取得する CCD 2 3 と、が設けられている。また、内視鏡 2 の操作部 2 1 c には、観察モードを通常光観察モードまたは狭帯域光観察モードのいずれかに切り替えるための指示を行うことが可能な観察モード切替スイッチ 2 4 が設けられている。

【 0 0 3 0 】

光源装置 3 は、キセノンランプ等からなる白色光源 3 1 と、白色光源 3 1 から発せられた白色光を面順次な照明光とする回転フィルタ 3 2 と、回転フィルタ 3 2 を回転駆動させるモータ 3 3 と、回転フィルタ 3 2 及びモータ 3 3 を白色光源 3 1 の出射光路に垂直な方向に移動させるモータ 3 4 と、プロセッサ 4 の制御に基づいてモータ 3 3 及び 3 4 を駆動させる回転フィルタ駆動部 3 5 と、回転フィルタ 3 2 を通過した照明光を集光してライトガイド 7 の入射端面に供給する集光光学系 3 6 と、を有している。

20

【 0 0 3 1 】

回転フィルタ 3 2 は、図 2 に示すように、中心を回転軸とした円板状に構成されており、内周側の周方向に沿って設けられた複数のフィルタを具備する第 1 のフィルタ群 3 2 A と、外周側の周方向に沿って設けられた複数のフィルタを具備する第 2 のフィルタ群 3 2 B と、を有している。そして、モータ 3 3 の駆動力が前記回転軸に伝達されることにより、回転フィルタ 3 2 が回転する。なお、回転フィルタ 3 2 において、第 1 のフィルタ群 3 2 A 及び第 2 のフィルタ群 3 2 B の各フィルタが配置されている部分以外は、遮光部材により構成されているものとする。

30

【 0 0 3 2 】

第 1 のフィルタ群 3 2 A は、各々が回転フィルタ 3 2 の内周側の周方向に沿って設けられた、赤色の波長帯域の光を透過させる R フィルタ 3 2 r と、緑色の波長帯域の光を透過させる G フィルタ 3 2 g と、青色の波長帯域の光を透過させる B フィルタ 3 2 b とを有して構成されている。

【 0 0 3 3 】

R フィルタ 3 2 r は、例えば図 3 に示すように、主に 6 0 0 n m から 7 0 0 n m までの光（R 光）を透過させるような構成を有している。また、G フィルタ 3 2 g は、例えば図 3 に示すように、主に 5 0 0 n m から 6 0 0 n m までの光（G 光）を透過させるような構成を有している。さらに、B フィルタ 3 2 b は、例えば図 3 に示すように、主に 4 0 0 n m から 5 0 0 n m までの光（B 光）を透過させるような構成を有している。

40

【 0 0 3 4 】

すなわち、白色光源 3 1 において発せられた白色光が第 1 のフィルタ群 3 2 A を経ることにより、通常光観察モード用の広帯域光が生成される。

【 0 0 3 5 】

第 2 のフィルタ群 3 2 B は、各々が回転フィルタ 3 2 の外周側の周方向に沿って設けられた、青色かつ狭帯域な光を透過させる B n フィルタ 3 2 1 b と、緑色かつ狭帯域な光を透過させる G n フィルタ 3 2 1 g と、を有して構成されている。

【 0 0 3 6 】

50

B n フィルタ 3 2 1 b は、例えば図 4 に示すように、中心波長が 4 1 5 n m 付近に設定され、かつ、B 光に比べて狭い帯域の光 ( B n 光 ) を透過させるように構成されている。

【 0 0 3 7 】

また、G n フィルタ 3 2 1 g は、例えば図 4 に示すように、中心波長が 5 4 0 n m 付近に設定され、かつ、G 光に比べて狭い帯域の光 ( G n 光 ) を透過させるように構成されている。

【 0 0 3 8 】

すなわち、白色光源 3 1 において発せられた白色光が第 2 のフィルタ群 3 2 B を経て離散化されることにより、狭帯域光観察モード用の複数の帯域の狭帯域光が生成される。

【 0 0 3 9 】

プロセッサ 4 は、画像処理装置としての機能を備えて構成されている。具体的には、プロセッサ 4 は、画像処理部 4 1 と、制御部 4 2 と、を有して構成されている。また、画像処理部 4 1 は、画像データ生成部 4 1 a と、演算部 4 1 b と、映像信号生成部 4 1 c と、を有して構成されている。

【 0 0 4 0 】

画像処理部 4 1 の画像データ生成部 4 1 a は、制御部 4 2 の制御に基づき、内視鏡 2 からの出力信号に対してノイズ除去及び A / D 変換等の処理を施すことにより、C C D 2 3 において得られた画像に応じた画像データを生成する。

【 0 0 4 1 】

画像処理部 4 1 の演算部 4 1 b は、画像データ生成部 4 1 a により生成された画像データを用いた所定の処理を行うことにより、生体組織 1 0 1 を撮像して得た画像データに対する領域分割処理を行う。なお、本実施例においては、前記画像データに血管が含まれているものとし、さらに、前記画像データにおいて血管が存在する領域とそれ以外の領域とを区別するような領域分割処理を行うものとする。このような領域分割処理の詳細については、後程詳述するものとする。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 4 1 の映像信号生成部 4 1 c は、画像データ生成部 4 1 a により生成された画像データに対してガンマ変換及び D / A 変換等の処理を施すことにより、映像信号を生成して出力する。

【 0 0 4 3 】

制御部 4 2 は、観察モード切替スイッチ 2 4 の指示に基づき、通常光観察モードに切り替える指示が行われたことが検出された場合、通常光観察モード用の広帯域光を光源装置 3 から出射させるための制御を回転フィルタ駆動部 3 5 に対して行う。そして、回転フィルタ駆動部 3 5 は、制御部 4 2 の制御に基づき、白色光源 3 1 の出射光路上に第 1 のフィルタ群 3 2 A を介挿させ、かつ、白色光源 3 1 の出射光路上から第 2 のフィルタ群 3 2 B を退避させるように、モータ 3 4 を動作させる。

【 0 0 4 4 】

また、制御部 4 2 は、観察モード切替スイッチ 2 4 の指示に基づき、狭帯域光観察モードに切り替える指示が行われたことが検出された場合、狭帯域光観察モード用の複数の帯域の狭帯域光を光源装置 3 から出射させるための制御を回転フィルタ駆動部 3 5 に対して行う。そして、回転フィルタ駆動部 3 5 は、制御部 4 2 の制御に基づき、白色光源 3 1 の出射光路上に第 2 のフィルタ群 3 2 B を介挿させ、かつ、白色光源 3 1 の出射光路上から第 1 のフィルタ群 3 2 A を退避させるように、モータ 3 4 を動作させる。

【 0 0 4 5 】

すなわち、以上に述べた内視鏡装置 1 の構成によれば、通常光観察モードが選択された場合には、対象物を肉眼で見た場合と略同様の色合いを有する画像 ( 通常光画像 ) を表示装置 5 に表示させ、かつ ( または ) 、外部記憶装置 6 に記憶させることができる。また、以上に述べた内視鏡装置 1 の構成によれば、狭帯域光観察モードが選択された場合には、生体組織 1 0 1 に含まれる血管が強調された画像 ( 狭帯域光画像 ) を表示装置 5 に表示させ、かつ ( または ) 、外部記憶装置 6 に記憶させることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 6 】

次に、本実施例の作用について説明を行う。

## 【 0 0 4 7 】

まず、術者は、内視鏡装置 1 の各部の電源を投入した後、観察モード切替スイッチ 2 4 において通常光観察モードを選択する。そして、術者は、通常光観察モードを選択した際に表示装置 5 に表示される画像、すなわち、対象物を肉眼で見た場合と略同様の色合いを有する画像を見ながら内視鏡 2 を体腔内に挿入してゆくことにより、観察対象の生体組織 1 0 1 が存在する部位に先端部 2 1 b を近接させる。

## 【 0 0 4 8 】

観察モード切替スイッチ 2 4 において通常光観察モードが選択されると、R 光、G 光及び B 光の各色の光が光源装置 3 から生体組織 1 0 1 へ順次出射され、内視鏡 2 において該各色の光に応じた画像がそれぞれ取得される。

10

## 【 0 0 4 9 】

画像処理部 4 1 の画像データ生成部 4 1 a は、R 光に応じた画像、G 光に応じた画像、及び、B 光に応じた画像が入力されると、各画像に対応する画像データをそれぞれ生成する（図 5 のステップ S 1）。

## 【 0 0 5 0 】

なお、本実施例においては、R、G 及び B の 3 つのプレーンからなり、水平方向  $I S X$  及び垂直方向  $I S Y$  の画像サイズを備え、さらに、各画素の階調が  $0 \sim 255$  の  $8 \text{ bit}$  であるような画像データが画像データ生成部 4 1 a により生成されるものとする。また、以降においては、R、G 及び B の各プレーンにおける  $j$  番目 ( $1 \leq j < I S X \times I S Y$ ) の画素の画素値をそれぞれ  $r_j$ 、 $g_j$  及び  $b_j$  として説明を進めるものとする。

20

## 【 0 0 5 1 】

画像処理部 4 1 の演算部 4 1 b は、画像データ生成部 4 1 a において生成された画像データに基づき、以降の処理に用いる所定の色調特徴量を該画像データの各画素毎に算出する（図 5 のステップ S 2）。

## 【 0 0 5 2 】

より具体的には、本実施例の演算部 4 1 b は、前述の所定の色調特徴量（通常光観察モードが選択された際に生成される画像データに基づいて算出する色調特徴量）として、R プレーンの  $j$  番目の画素の画素値  $r_j$  と G プレーンの  $j$  番目の画素の画素値  $g_j$  との比である、 $g_j / r_j$  の値を各画素毎に ( $1$  番目  $\sim (I S X \times I S Y)$  番目の画素全てにおいて) 算出する。

30

## 【 0 0 5 3 】

なお、本実施例においては、画素値  $r_j = 0$  が常に成り立つものと仮定し、さらに、前述の所定の色調特徴量の生起頻度が正規分布（多変量正規分布）に従うものと仮定して以降の説明を行う。

## 【 0 0 5 4 】

その後、画像処理部 4 1 の演算部 4 1 b は、図 5 のステップ S 2 において算出した所定の色調特徴量を用い、生体組織 1 0 1 において血管が存在する領域とそれ以外の領域とを区別するような領域分割処理を行う。

40

## 【 0 0 5 5 】

ここで、本実施例の領域分割処理の詳細について述べる。なお、以降においては、説明の簡単のため、例えば図 6 のような、血管の内部（血管の内側）に相当する領域をドット模様とし、背景粘膜（血管の外側）に相当する領域を白とし、かつ、これら 2 つの領域の境界線を細い実線として示した、模式的な画像データに対して処理を行うものとして説明を進める。

## 【 0 0 5 6 】

なお、図 6 は、拡大内視鏡を用いて観察される、胃粘膜の集合細静脈と呼ばれる複雑な形状を示す血管を模式的に示したものである。実際の内視鏡画像によれば、血管及び背景粘膜領域のみを含むものに限らず、例えば、集合細静脈から分岐して表層粘膜に向かって

50

走行する微細血管及び胃底腺（腺口）等の各種構造をさらに含むような画像データが取得される。そして、これらの各種構造を、血管及び背景粘膜領域のいずれとも異なる他のカテゴリに属するものとみなして適宜カテゴリ数を増やすことにより、以下に説明する一連の処理を適用することができる。

【0057】

演算部41bは、前述の非特許文献3（Christophe Samson, Laure Blanc-Feraud, Gilles Aubert, and Josiane Zerubia: 「Multiphase Evolution and Variational Image Classification」, INRIA Sophia Antipolis）に開示されたMumford-Shahモデルに類する動的輪郭モデルを用いた輪郭検出法の演算におけるカテゴリ数、及び、各カテゴリ毎の母数を推定するための演算を行う（図5のステップS3）。このような母数の推定方法の具体例を以下に述べる。

10

【0058】

はじめに、明瞭な各種構造成分を有する領域と間質部等の背景領域とを画像から抽出し、カテゴリ数、及び、これらの領域の特徴量に基づくカテゴリ毎の母数を求めるための処理について説明する。

【0059】

演算部41bは、図6の模式的な画像データのGプレーンに対して公知のエッジ検出フィルタ（例えば、図7に示すサイズ5×5のフィルタ）を用いた畳み込み演算を適用することにより、大きなエッジを有する領域（画素値の変動が大きく、長いエッジを有する領域）、及び、大域的な背景領域（エッジがほとんどない領域）を抽出する。具体的には、エッジ検出フィルタリング適用後の画像をG<sub>a</sub>とし、さらに、画像G<sub>a</sub>におけるj番目（ $1 \leq j < ISX \times ISY$ ）の画素の画素値をg<sub>a j</sub>とした場合、演算部41bは、例えば、 $|g_{a j}| > 0$ （ $||$ は絶対値を表す）である各画素を二値化して抽出した後、連結成分ごとに公知のラベリングを適用することによりエッジマップMを作成する。なお、このようにして作成されたエッジマップMにおいて、ラベリングされたC個（ $1 \leq C$ ）の連結成分が存在するものとし、さらに、各連結成分をm<sub>c</sub>（ $1 \leq c \leq C$ ）として以降の説明を続ける。

20

【0060】

染色剤等を用いていない場合の、通常の内視鏡画像における粘膜表面の微細構造に基づいて得られた画像G<sub>a</sub>においては、G光に含まれる波長成分をヘモグロビンが吸収するため、血管の画素値が周辺粘膜の画素値に対して相対的に小さくなる。また、前述の画像G<sub>a</sub>においては、G光に含まれる波長成分を反射することから、pitの画素値が周辺粘膜の画素値に対して相対的に大きくなる。そして、このような特性を利用することにより、種々のカテゴリを抽出することができる。

30

【0061】

一方、演算部41bは、明瞭な血管のエッジを抽出するために、エッジマップMとは異なる大エッジマップLを作成する。具体的には、演算部41bは、 $|g_{a j}| > Th1$ （例えばTh1 = 10）である各画素を二値化して抽出することにより、前述の大エッジマップLを作成する。なお、前述の閾値Th1は、固定値として設定されるものに限らず、例えば、画素値g<sub>a j</sub>に係るヒストグラムのうち、上位20%の画素値を含むように適応的に決定されるものであってもよい。

40

【0062】

なお、大エッジマップLを作成する理由は、以下の通りである。

【0063】

図6の模式的な画像データによれば、画像中には血管及び背景領域のみが存在しているが、実際の内視鏡画像によれば、様々な血管及びその他の構造成分、さらにはノイズ成分も含まれ得る。そのため、エッジマップMの作成時に、それらのエッジも $|g_{a j}| > 0$ であるとして抽出される。このような事情を鑑み、エッジマップMとは異なる大エッジマ

50

マップLを作成することにより、閉領域を構成する、または、閉領域の少なくとも一部分を構成する大きなエッジが特定される。そして、後述する処理を行うことにより、値が小のエッジのみで構成される構造成分及びノイズ成分を除外でき、すなわち、比較的明瞭な構造成分のみを特定することができる。

【0064】

続いて、演算部41bは、エッジマップM及び大エッジマップLを相互に参照することにより、エッジマップMの各連結成分 $m_1 \sim m_C$ のうち、大エッジマップLにおいて大きなエッジが存在すると判定されている画素と重複する(1または複数の)連結成分 $m_c$ を選択する処理を行う。このような処理により、エッジマップMの各連結成分のうち、大きなエッジを有する領域に相当する、血管が撮像されている可能性が高い(1または複数の)連結成分のみを抽出することができる。

10

【0065】

さらに、演算部41bは、前述の処理の処理結果に基づき、大きなエッジを有する連結成分と判定された各連結成分 $m_c$ により構成される各々の閉領域を、例えば、特開平11-003428号公報に開示されている閉領域検出手法を用いて抽出する。このようにして抽出された代表領域 $A_d(1 \sim d \sim D)$ は、画像における領域分割の対象となる各種の構造成分を含む領域であるとともに、該各種の構造成分のうちの比較的明瞭なものを含む領域として抽出される。

【0066】

また、演算部41bは、エッジマップMにおいてエッジとして抽出されていない画素群を、大域的な背景領域とみなして抽出する。

20

【0067】

その後、演算部41bは、抽出した各代表領域 $A_d$ において、色調特徴量 $g_j / r_j$ の値が相互に類似する領域同士を統合して1つのカテゴリとする処理を繰り返すことにより、図6の模式的な画像データに含まれる全カテゴリ数 $K(1 \sim K)$ を推定する。なお、このような処理としては、例えば特開2007-175432号公報に開示されているような、色調特徴量及びそのヒストグラムを用いたクラスタリングに係る処理を適用することができる。

【0068】

続いて、演算部41bは、以上に述べた処理により得られた $K$ 個のカテゴリ各々において、色調特徴量 $g_j / r_j$ の値の平均値及び標準偏差である $\mu_{GR_i}$ 及び $\sigma_{GR_i}(1 \sim i \sim K)$ を算出する。

30

【0069】

なお、前述のカテゴリ数及び母数の算出については、術者等による手動操作に応じたものとして処理対象の領域を設定することもできる。このような場合、演算部41bは、図示しない入力インターフェースにおいてなされた入力操作に基づいて血管等の構造成分を含む領域及び背景粘膜領域を設定し、設定した各領域に対してカテゴリ番号 $i(1 \sim i \sim K, K$ はカテゴリ数)を付与し、さらに、カテゴリ番号が付与された各領域毎に色調特徴量 $g_j / r_j$ の平均値及び標準偏差を算出した算出結果を取得すればよい。

【0070】

なお、以上に列挙した推定方法においては、母数を推定する事前に、複数のカテゴリに重複して生じ得るような色調特徴量の値を有する画素を除外しておくことにより、母数の推定精度を向上させることができる。

40

【0071】

また、十分な明るさでない画素及びハレーション等の高輝度画素等の、色調特徴量の算出に適さない画素については、閾値処理により除外した上で母数の推定を行うようにしてもよい。

【0072】

さらに、以上に述べた一連の処理においては、Gプレーンに対してエッジ検出フィルタを適用した画像 $G_a$ に基づいて母数の推定を行うもの限らず、例えば、各画素の色調特徴

50

量  $g_j / r_j$  の値を直接用いて母数の推定を行うものであってもよい。そして、色調特徴量  $g_j / r_j$  の値を直接用いて母数の推定を行う場合においては、画素値を乗数的に変動させる要因となり得る、光量の大小及びシェーディング等による影響を軽減することができる。また、色調特徴量  $g_j / r_j$  の値を直接用いて母数の推定を行う場合には、通常の内視鏡画像における  $g_j / r_j$  の値が  $0 < g_j / r_j < 1$  の範囲内に略収まることを考慮した上で、一連の閾値を適宜決定すればよい。

【0073】

なお、血管及び  $p_i t$  等の粘膜微細構造においては、どのような組織性状を有しているか、及び、粘膜下のどの程度深い位置に存在するか等の要因により、組織学的な構造として同一のカテゴリに属するにもかかわらず相互に色調が異なる、といった場合が多々発生し得る。このような場合においては、例えば、血管1及び血管2等の複数のカテゴリに分離し、該複数のカテゴリ毎にそれぞれ母数を推定すればよい。具体的には、代表領域  $A_d$  の統合を行う際の統合基準、または、代表領域  $A_d$  の統合を行った後の各領域に対する分離基準を適宜定めて最終的なカテゴリ数を推定した後、各カテゴリ毎に母数を推定することにより実現できる。

【0074】

また、以上に述べた一連の処理においては、 $g_j / r_j$  の値を色調特徴量として用いるものに限らず、例えば、 $g_j / r_j$  の値または  $b_j / g_j$  の値のうち的一方を、抽出対象となるカテゴリに応じた色調特徴量として適宜選択しつつ用いるものであってもよい。

【0075】

すなわち、以上に述べた推定方法によれば、図6の模式的な画像データに全部で  $K$  個のカテゴリ数が含まれているという推定結果を得ることができる。さらに、以上に述べた推定方法によれば、全  $K$  個のカテゴリのうち  $i$  番目のカテゴリにおける所定の色調特徴量  $g_j / r_j$  の値の平均値  $\mu_{GR_i}$  及び標準偏差  $\sigma_{GR_i}$  を、前述の母数の推定結果として得ることができる。

【0076】

なお、以降においては、説明の簡単のため、血管の内部（血管の内側）に相当する領域と、間質部等の背景粘膜（血管の外側）に相当する領域と、の2つのカテゴリのみが図6の模式的な画像データに含まれる（ $K = 2$  であるとともに、 $i = 1$  または  $2$  のいずれかである）ものとして説明を進める。

【0077】

一方、演算部 41b は、図5のステップ S3 において得られたカテゴリ数及び母数の推定結果を  $M - S$  法の輪郭検出式に適用することにより、領域分割に係る演算を行う（図5のステップ S4）。なお、本実施例においては、前述の輪郭検出式として、前述の非特許文献3（Christophe Samson, Laure Blanc-Feraud, Gilles Aubert, and Josiane Zerubia: 「Multiphase Evolution and Variational Image Classification」, INRIA Sophia Antipolis）に開示された、下記数式(1)を用いるものとする。

【0078】

$$F_\alpha(\Phi_1, \dots, \Phi_K) = \sum_{i=1}^K e_i \int_{\Omega} H_\alpha(\Phi_i) \frac{(u_0 - \mu_i)^2}{\sigma_i^2} dx + \sum_{i=1}^K \gamma_i \int_{\Omega} \delta_\alpha(\Phi_i) |\nabla \Phi_i| dx \\ + \frac{\lambda}{2} \int_{\Omega} \left( \sum_{i=1}^K H_\alpha(\Phi_i) - 1 \right)^2 dx \quad \dots (1)$$

10

20

30

40

50

上記数式(1)における  $d_i$  (1 ≤ i ≤ K) は、距離関数と呼ばれるものであり、 $d_i = 0$  となる画素が領域の境界となり、その他の画素における  $d_i$  の値については境界からの距離に応じて設定される。具体的には、 $d_i$  の値は、前記境界の内部(領域の内側)に存在する画素については前記境界からの距離に応じた正の値をとり、前記境界の外部(領域の外側)に存在する画素については前記境界からの距離に応じた負の値をとる。

【0079】

また、上記数式(1)における  $F(d_1, \dots, d_K)$  は、全K個のカテゴリを含む全領域を領域分割した際の評価値を示すものである。すなわち、 $F(d_1, \dots, d_K)$  の値を最小化する境界を(例えば後述の)繰り返し処理を経て求めることにより、

10

【0080】

なお、上記数式(1)における右辺の3つの項は、それぞれ順に、分割された領域内の特徴量の母数が  $\mu_i$  及び  $d_i$  に近いほど小となる項、境界線の長さが短いほど(複雑でないほど)小となる項、及び、領域の重複等を制御する項、をそれぞれ意味している。

【0081】

一方、M-S法を用いた領域分割においては、評価値  $F(d_1, \dots, d_K)$  を最小化する距離関数  $d_i$  を、下記数式(2)の繰り返し処理を経て求めることができる。

【0082】

$$\Phi_i^{t+1} = \Phi_i^t - dt \left( \delta_\alpha(\Phi_i) \left[ e_i \frac{(u_0 - \mu_i)^2}{\sigma_i^2} - \gamma_i \operatorname{div} \left( \frac{\nabla \Phi_i}{|\nabla \Phi_i|} \right) + \lambda \left( \sum_{i=1}^K H_\alpha(\Phi_i) - 1 \right) \right] \right) \dots (2)$$

20

上記数式(2)における t は、繰り返し処理における繰り返し回数 (0 ≤ t) を示す添え字である。なお、上記数式(2)における t = 0 は、境界が初期解であることを意味する。

30

【0083】

そして、演算部41bは、上記数式(2)を用いた繰り返し処理において、t回目及び(t+1)回目の繰り返し回数に達した際にそれぞれ得られる距離関数  $d_i$  を用いて算出した評価値  $F(d_1, \dots, d_K)$  の値が0(あるいは0.01等の微小な変化)となったことを検出した場合、または、所定の繰り返し回数(t=所定値)に達したことを検出した場合の処理結果を、最終的な境界に収束した領域分割結果として取得する。なお、本実施例においては、演算時間削減のため、所定の繰り返し回数に達した場合の処理結果(距離関数  $d_i$  及び評価値  $F(d_1, \dots, d_K)$ )を領域分割結果として取得するものとする。

【0084】

40

なお、上記数式(1)及び(2)における  $\alpha$  は、所定の定数(正の実数)を示す。具体的には、本実施例においては、 $\alpha = 1.0$  として定められる。

【0085】

また、上記数式(1)及び(2)における  $e_i$  及び  $\gamma_i$  は、それぞれ各カテゴリの右辺第一項及び第二項の重み係数を示す。具体的には、本実施例においては、 $e_1 = e_2 = \dots = e_K = 1.0$ 、かつ、 $\gamma_1 = \gamma_2 = \dots = \gamma_K = 1.0$  として定められる。さらに、本実施例によれば、これらの重み係数の値を適宜変更することにより、右辺各項または各カテゴリ毎の重要度が変更され、すなわち、領域境界の収束結果(領域分割結果)を制御することができる。

【0086】

50

また、上記の数式(1)及び(2)における  $\delta_{ij}$  及び  $H_{ij}$  は、Diracのデルタ関数及びHeaviside分布をそれぞれ近似した関数を示す。

【0087】

一方、演算部41bは、図5のステップS4において、図5のステップS2の処理結果として得られた(各画素毎の)所定の色調特徴量  $g_j / r_j$  を上記数式(2)の  $u_0$  に代入して演算を行うことにより、距離関数  $d_i$  を更新する。また、演算部41bは、図5のステップS4において、図5のステップS3の処理により推定した全カテゴリ数(=2)、及び、推定した母数(平均値  $\mu_{GR_i}$  及び標準偏差  $\sigma_{GR_i}$  (分散  $(\sigma_{GR_i})^2$ )) を上記の数式(2)に代入して演算を行う。

【0088】

その後、演算部41bは、図5のステップS4の演算回数が所定の演算回数(例えば2000回)に達したか否かの判定を行う(図5のステップS5)。そして、演算部41bは、図5のステップS4の演算回数が所定の演算回数に達していないことを検出した場合、図5のステップS4に戻り、次の繰り返し回数における距離関数  $d_i$  を算出する。

【0089】

また、演算部41bは、図5のステップS5において、図5のステップS4の演算回数が所定の演算回数に達したとの判定結果が得られるまでの間、図5のステップS4の処理を繰り返す。そして、演算部41bは、図5のステップS5において、図5のステップS4の演算回数が所定の演算回数に達したとの判定結果が得られた場合に、領域分割に係る演算を含む一連の処理を終了する。

【0090】

ここで、図8は、図6の模式的な画像データにおいて、太い実線を用いて描かれた複数の円を領域分割に係る演算の初期解として設定した場合を示す図である。このような初期解が設定された場合において、図5のステップS4における演算回数が100回に達した際には、例えば図9に示すような演算結果を得ることができる。そして、前述のような初期解が設定された場合において、図5のステップS4における演算回数が所定の演算回数に達した際には、例えば図10に示すような、血管の内部(血管の内側)に相当する領域と、背景粘膜(血管の外側)に相当する領域と、の2つの領域が太い実線により示される境界線を境に完全に分割された、(最終的な)領域分割結果を得ることができる。

【0091】

すなわち、本実施例によれば、画像データ生成部41aにより生成された画像データを用いて以上に述べたような領域分割処理を行うことにより、生体組織101において血管が存在する領域とそれ以外の領域とを明確に区別することができる。その結果、本実施例によれば、生体組織101に存在する血管の検出精度を従来に比べて向上させることができる。

【0092】

なお、本実施例の領域分割処理は、通常光観察モードが選択された場合に得られる画像を用いて行われるものに限らず、例えば、狭帯域光観察モードが選択された場合に得られる画像(Bn光に応じた画像及びGn光に応じた画像)を用いても略同様に行うことができる。

【0093】

また、本実施例の領域分割処理は、所定の色調特徴量として、G光に応じた画像データの画素値からR光に応じた画像データの画素値を除いて得た値を用いて行われるものに限らず、例えば、B光に応じた画像データの画素値からG光に応じた画像データの画素値を除いて得た値を用いて行われるものであっても良い。また、本実施例の領域分割処理は、所定の色調特徴量として、R光、G光、及び、B光に応じた画像データのうち、いずれか一の画像データの画素値を用いて行われるものであっても良い。さらに、本実施例の領域分割処理は、所定の色調特徴量として、RGB表色系の画素値をHSI表色系またはL\*a\*b\*表色系に変換することにより得られる変換後の値を用いて行われるものであっても良い。

10

20

30

40

50

## 【0094】

また、本実施例の領域分割処理においては、所定の色調特徴量として、生起頻度が正規分布に従う1つの特徴量のみを用いるものに限らず、生起頻度が多変量正規分布にそれぞれ従う複数の特徴量を同時に用いてもよい。（なお、この場合においては、分散  $\sigma_i^2$  の代わりに、分散共分散行列 を上記数式(1)の母数として用いればよい。）

また、本実施例の領域分割処理によれば、血管が存在する領域と、背景粘膜に相当する領域と、の2つのカテゴリのみに基づいて領域分割が行われるものに限らず、例えば、大腸のピット、MCE (Marginal Crypt Epithelium)、白苔及び粘液等の、内視鏡画像に含まれ得る要素に相当する各カテゴリに基づいて領域分割が行われるものであってもよい。

10

## 【0095】

また、本実施例においては、色調特徴量の生起頻度が正規分布(多変量正規分布)に従うものと仮定して領域分割処理を行うものに限らず、例えば、分割対象となる各領域における色調特徴量の分布状態に応じ、正規分布と(正規分布以外の)他の確率分布とのうちのいずれか1つを適宜選択及び設定して領域分割処理を行うものであってもよい。

## 【0096】

また、本実施例においては、代表的な構造成分に基づいて母数を推定するために、大きなエッジを有する領域の各画素に対してクラスタリングを行う処理を例に挙げて説明したが、これに限らず、背景領域も含めた全画素の特徴量を用いて直接クラスタリングを行うものであってもよい。

20

## 【0097】

(第2の実施例)

次に、本発明の第2の実施例の説明を行う。図11から図13は、本発明の第2の実施例に係るものである。本実施例においては、第1の実施例とは異なり、明瞭なエッジをともなう構造成分が少ない画像、すなわち、エッジに基づいて構造成分を代表する領域を決定することが困難な画像においても、良好にカテゴリ数及び各カテゴリの母数を推定することが可能な医用画像処理装置について説明する。

## 【0098】

なお、本実施例においては、第1の実施例と同様の構成の内視鏡装置1を用いて処理を行う。そのため、本実施例においては、内視鏡装置の構成に関する詳細な説明を省略する。

30

## 【0099】

また、本実施例と第1の実施例との間においては、上記数式(1)の演算に用いるカテゴリ数、及び、各カテゴリ毎の母数の推定方法が主に異なっている。そのため、本実施例においては、第1の実施例と異なる部分についての説明を主に行うとともに、第1の実施例と同様の部分については適宜省略しつつ説明を行う。

## 【0100】

ここで、本実施例の作用について説明を行う。

## 【0101】

まず、術者は、内視鏡装置1の各部の電源を投入した後、観察モード切替スイッチ24において通常光観察モードを選択する。そして、術者は、通常光観察モードを選択した際に表示装置5に表示される画像、すなわち、対象物を肉眼で見た場合と略同様の色合いを有する画像を見ながら内視鏡2を体腔内に挿入してゆくことにより、観察対象の生体組織101が存在する部位に先端部21bを近接させる。

40

## 【0102】

観察モード切替スイッチ24において通常光観察モードが選択されると、R光、G光及びB光の各色の光が光源装置3から生体組織101へ順次出射され、内視鏡2において該各色の光に応じた画像がそれぞれ取得される。

## 【0103】

画像データ生成部41aは、R光に応じた画像、G光に応じた画像、及び、B光に応じ

50

た画像が入力されると、各画像に対応する画像データをそれぞれ生成する（図11のステップS11）。

【0104】

演算部41bは、画像データ生成部41aにおいて生成された画像データに基づき、以降の処理に用いる所定の色調特徴量  $g_j / r_j$  の値を該画像データの各画素毎に算出する（図11のステップS12）。

【0105】

その後、演算部41bは、図6の模式的な画像データ内に存在する全領域（1回目の処理の場合は画像全域）のうち、後述の所定の条件を満たさない各領域において、クラス数が2に設定されたEMアルゴリズムを適用する（図11のステップS13）ことにより、2つのクラス各々における母数（所定の色調特徴量の平均値  $\mu_i$  及び分散  $\sigma_i^2$ ）を推定する（図11のステップS14）。

10

【0106】

なお、EMアルゴリズムは、混合正規分布における複数の母数を推定することが可能な公知の手法である。そのため、EMアルゴリズムに関する詳細な説明は省略する。

【0107】

また、EMアルゴリズムの適用においては、クラス数（カテゴリ数と同義）が既知であることが前提条件となる。そのため、本実施例においては、2つのクラスでの分類を十分な回数分繰り返し、得られた結果を統合することにより画像中に存在するカテゴリ数の推定及び各カテゴリの母数を推定する処理にEMアルゴリズムを適用するものとして説明を行う。

20

【0108】

ところで、画像データ生成部41aにより生成された画像データの各画素における所定の色調特徴量（例えばG光に応じた画像データの画素値からR光に応じた画像データの画素値を除いた値）の生起頻度が正規分布に従うことを前提とした場合、2つのクラスの正規分布が合成された混合正規分布は、例えば図12のようなものとして示される。

【0109】

そして、演算部41bは、EMアルゴリズムのEステップ及びMステップに係る演算を、演算停止条件（例えば2つのクラスの尤度改善が閾値以下となった場合。具体的には閾値を0.01とすればよい）を満たすまで繰り返し行うことにより、頻度のピークが相対的に低い値となる第1の正規分布を規定する母数（所定の色調特徴量の平均値及び分散）と、頻度のピークが相対的に高い値となる第2の正規分布を規定する母数（所定の色調特徴量の平均値及び分散）と、をそれぞれ推定する（図11のステップS13及びステップS14）。なお、前述の第1の正規分布及び第2の正規分布は、例えば図13のようなものとして示される。

30

【0110】

次に、演算部41bは、図11のステップS14の演算結果として得られた母数による正規分布を用い、図6の模式的な画像データにおける各画素の色調特徴量  $g_j / r_j$  の値が前述の第1及び第2の正規分布のいずれに近いものであるかを判別し、各画素にクラス（カテゴリ）を表すラベル1または2を付与する（図11のステップS15）。具体的には、演算部41bは、例えば、公知のユークリッド距離またはマハラノビス距離（多次元特徴量を用いる場合）を用い、各画素の色調特徴量  $g_j / r_j$  の値が前述の第1及び第2の正規分布における各平均値  $\mu_p$ （ $p = 1$ または2）のいずれに近いかを判定する。

40

【0111】

以上の処理により、図6の模式的な画像データにおける各画素は、所定の色調特徴量  $g_j / r_j$  の値に基づき、クラス（カテゴリ）1または2のいずれかに分類される。

【0112】

続いて、演算部41bは、図11のステップS15の処理結果として得られた、クラス（カテゴリ）1及び2の各々に分類された画素群に対し、再度ステップS13乃至S15の一連の処理を適用するか否かの判定を行う（図11のステップS16）。

50

## 【 0 1 1 3 】

1 回目の図 1 1 のステップ S 1 5 の分類処理により、画像に含まれる各画素は、基本的に 2 つのクラス（カテゴリ）に分類される。しかし、実際に画像に含まれる構造成分に応じたクラス（カテゴリ）数、または、領域分割処理を行う際に最適なクラス（カテゴリ）数については、別途指定しない限りは不明である。そのため、1 回目の図 1 1 のステップ S 1 5 の分類処理により得られた分類結果においては、本来であれば異なるクラス（カテゴリ）に分類されるはずの画素群を含んだまま、2 つのクラス（カテゴリ）に分類されている可能性がある。

## 【 0 1 1 4 】

そこで、本実施例の演算部 4 1 b は、図 1 1 のステップ S 1 6 において、所定の条件を満たしたか否かに応じ、クラス（カテゴリ）1 及び 2 を表すラベルが付与された画素群（領域）をさらに複数のクラス（カテゴリ）に分割すべきか否かを判定する処理を行っている。具体的には、演算部 4 1 b は、クラス（カテゴリ）1 及び 2 を表すラベルが付与された 2 つの画素群（領域）間における平均値  $\mu_p$  の差が閾値（例えば閾値を 0.1 とする）以下となった場合、分類結果として得られたいずれかの画素群（領域）に含まれる画素数が閾値（例えば閾値を  $0.1 \times I S X \times I S Y$  とする）以下となった場合、または、ステップ S 1 3 乃至 S 1 5 の一連の処理の繰り返し回数が所定の回数に達した場合等に、所定の条件を満たしたものと判定する。そして、演算部 4 1 b は、クラス（カテゴリ）1 及び 2 を表すラベルが付与された画素群（領域）のうちの少なくともいずれか一方が所定の条件を満たさない場合には、該所定の条件を満たさない各画素群（領域）に対して再度ステップ S 1 3 乃至 S 1 5 の一連の処理を適用することにより、該各画素群（領域）をさらに 2 つのクラス（カテゴリ）に分類する、という処理を繰り返し行う。

## 【 0 1 1 5 】

一方、演算部 4 1 b は、図 1 1 のステップ S 1 5 の処理結果として得られた全領域（全画素群）が所定の条件を満たした場合、該全領域のうち、所定の色調特徴量（ $g_j / r_j$ ）の分布状態が相互に一部重複する領域同士を統合する、または、所定の色調特徴量（ $g_j / r_j$ ）の分布状態が相互に一部重複する各領域を除外することにより、上記数式（1）の演算に用いる全カテゴリ数を推定する（図 1 1 のステップ S 1 7）。また、演算部 4 1 b は、各カテゴリ毎に所定の色調特徴量（ $g_j / r_j$ ）の平均値及び分散を算出した算出結果を、上記数式（1）の演算に用いる母数として推定する（図 1 1 のステップ S 1 7）。

## 【 0 1 1 6 】

ここで、図 1 1 のステップ S 1 7 の処理により、血管の内部（血管の内側）に相当する領域と、間質部等の背景粘膜（血管の外側）に相当する領域と、の 2 つのカテゴリのみが図 6 の模式的な画像データに含まれるという推定結果が得られたものとする。このような推定結果が得られた場合、演算部 4 1 b は、第 1 の実施例の説明において述べた、図 5 のステップ S 4 及び S 5 の処理と同じ処理を、図 1 1 のステップ S 1 8 及び S 1 9 の処理として行うことにより、例えば図 1 0 に示すような、血管の内部（血管の内側）に相当する領域と、背景粘膜（血管の外側）に相当する領域と、の 2 つの領域が太い実線により示される境界線を境に完全に分割された、（最終的な）領域分割結果を得ることができる。

## 【 0 1 1 7 】

すなわち、本実施例によれば、画像データ生成部 4 1 a により生成された画像データを用いて以上に述べたような領域分割処理を行うことにより、生体組織 1 0 1 において血管が存在する領域とそれ以外の領域とを明確に区別することができる。その結果、本実施例によれば、生体組織 1 0 1 に存在する血管の検出精度を従来に比べて向上させることができる。

## 【 0 1 1 8 】

なお、図 1 1 のステップ S 1 3 乃至 S 1 5 の一連の処理が繰り返し行われた後、図 1 1 のステップ S 1 6 において所定の条件を満たしたものと判定された場合に、本来であれば同一のカテゴリに分類されるはずの画素群が過度に分割されてしまっているような処理結

10

20

30

40

50

果を得る場合があり得る。このような場合においては、図11のステップS17の処理を行う事前に、例えば、特開2007-175432号公報に開示されているようなクラスタリングに係る処理を前記処理結果に対して適用することにより、母数の値が近い領域同士を再統合するものであってもよい。

【0119】

なお、以上に述べた各実施例においては、所定の色調特徴量の平均値及び分散の推定結果を上記数式(1)の母数として用いて演算を行ったが、これ以外の方法により領域分割処理を行うことも可能である。具体的には、例えば、IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 10, NO. 2 (2001年2月)の「Active Contours Without Edges」に開示された輪郭検出法によれば、所定の色調特徴量の平均値の推定結果のみを母数として用いて演算を行うことにより、以上に述べた各実施例と略同様の領域分割処理結果を得ることができる。

10

【0120】

また、以上の各実施例において述べた一連の処理は、内視鏡画像に対して適用されるものに限らず、例えば、カプセル内視鏡により得られた画像に対して適用されるものであってもよく、または、モノクロ画像等の各種の医用画像に対して適用されるものであってもよい。

【0121】

また、以上に述べた各実施例においては、特徴量として色調特徴量を用いた処理を例に挙げて説明したが、分割対象となる構造成分に応じ、色調特徴量以外の他の特徴量を適宜選択して、または、色調特徴量と該他の特徴量とを適宜組み合わせ用いて処理を行うものであってもよい。具体的には、前記他の特徴量として、例えば、公知のGaborフィルタを画像に適用して得られるGabor特徴のような構造特徴量等を用いてもよい。

20

【0122】

また、以上に述べた各実施例においては、1画素毎に算出された色調特徴量を用いて処理を行うものであってもよく、または、複数画素(例えば4×4画素)からなる小領域毎に算出された色調特徴量を用いて処理を行うものであってもよい。

【0123】

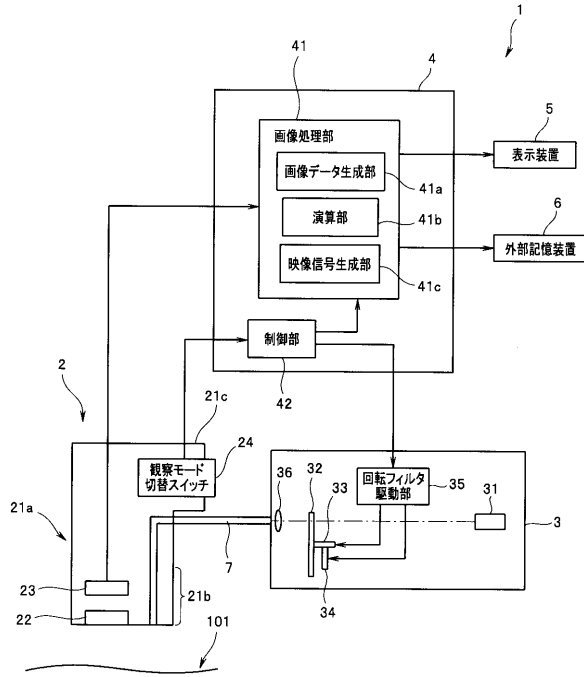
本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

30

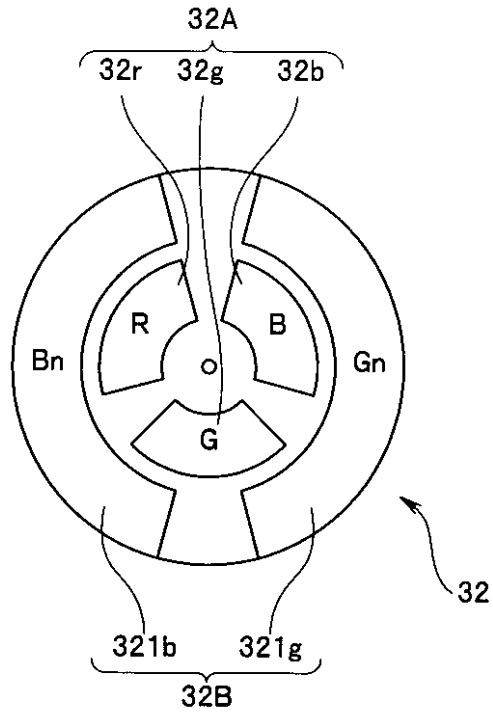
【0124】

本出願は、2010年4月12日に日本国に出願された特願2010-91671号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

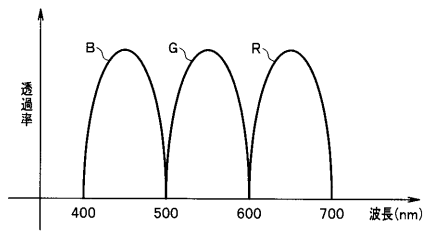
【図1】



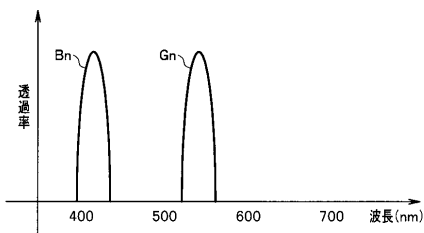
【図2】



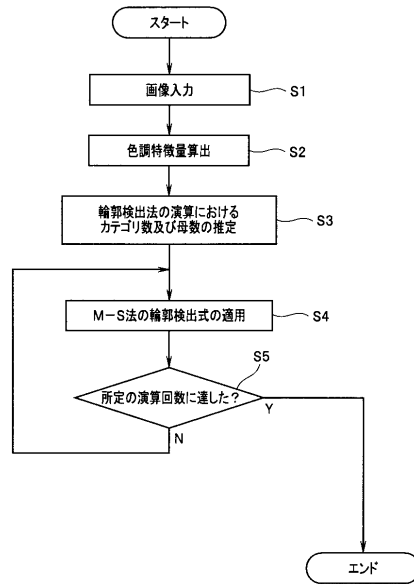
【図3】



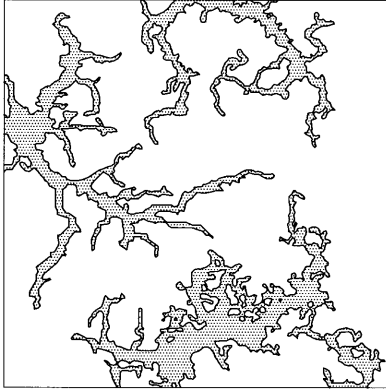
【図4】



【図5】



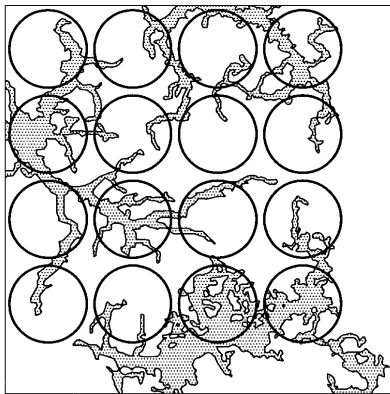
【図 6】



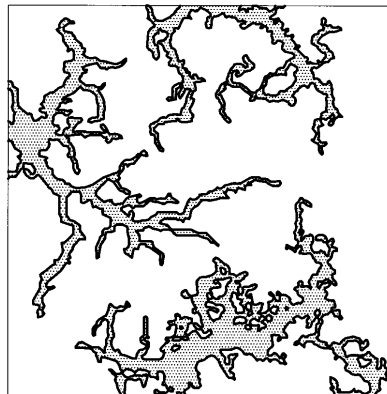
【図 7】

0	0	-1	0	0
0	0	0	0	0
-1	0	5	0	-1
0	0	0	0	0
0	0	-1	0	0

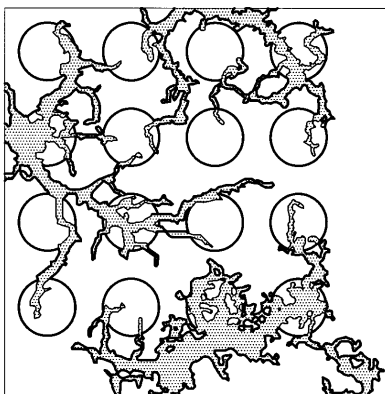
【図 8】



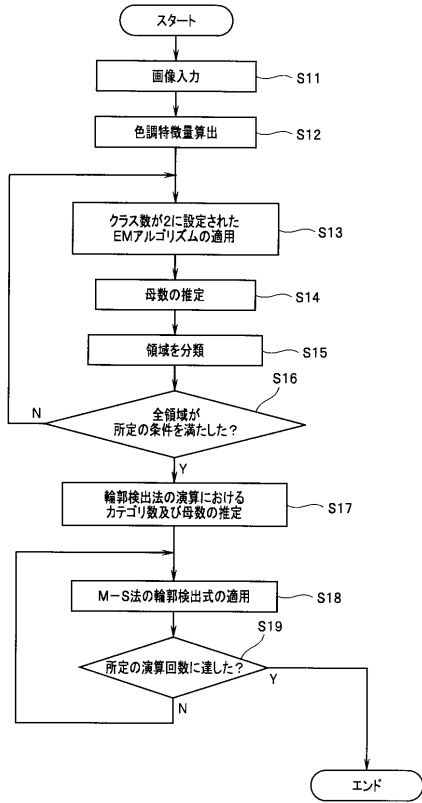
【図 10】



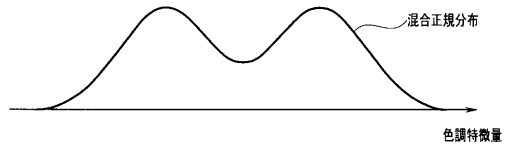
【図 9】



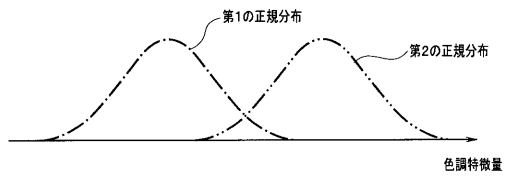
【図11】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開2009-291415(JP,A)  
特開2009-297450(JP,A)  
特開2005-185560(JP,A)  
特開2009-502354(JP,A)  
特開2009-512040(JP,A)  
特開2006-334115(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
A61B 6/00  
G02B 23/24  
G06T 7/00

专利名称(译)	医学图像处理设备和医学图像处理设备的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5011452B2</a>	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	JP2011532369	申请日	2011-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	西村博一 田中健一 登本悠介		
发明人	西村 博一 田中 健一 登本 悠介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T7/00		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 G02B26/008 G06T7/11 G06T7/149 G06T2207/10068 G06T2207/20116 G06T2207/30028		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G06T7/00.200		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2010091671 2010-04-12 JP		
其他公开文献	JPWO2011129176A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的医学图像处理设备是能够对医学图像执行区域划分处理的医学图像处理设备，并且包括：特征量计算单元，其从医学图像计算至少一个特征量；类别设置单元，基于由计算单元计算的特征量在医学图像中设置多个类别，以及由类别设置单元基于由特征量计算单元计算的特征量设置的类别参数设置单元，用于为要分类的医学图像的每个区域设置参数，由类别设置单元设置的类别的数量，以及由参数设置单元设置的参数以及区域划分单元，其基于相应地定义的分布模型对医学图像执行区域划分处理。

$$F_{\alpha}(\Phi_1, \dots, \Phi_K) = \sum_{i=1}^K e_i \int_{\Omega} H_{\alpha}(\Phi_i) \frac{(u_0 - \mu_i)^2}{\sigma_i^2} dx + \sum_{i=1}^K \gamma_i \int_{\Omega} |\delta_{\alpha}(\Phi_i)| |\nabla \Phi_i| dx$$

$$+ \frac{\lambda}{2} \int_{\Omega} \left( \sum_{i=1}^K H_{\alpha}(\Phi_i) - 1 \right)^2 dx \quad \dots (1)$$