

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-239518

(P2012-239518A)

(43) 公開日 平成24年12月10日(2012.12.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2011-109690 (P2011-109690)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成23年5月16日 (2011. 5. 16)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(72) 発明者	牧野 貴雄
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 GA02 GA06 GA10 GA11
			最終頁に続く

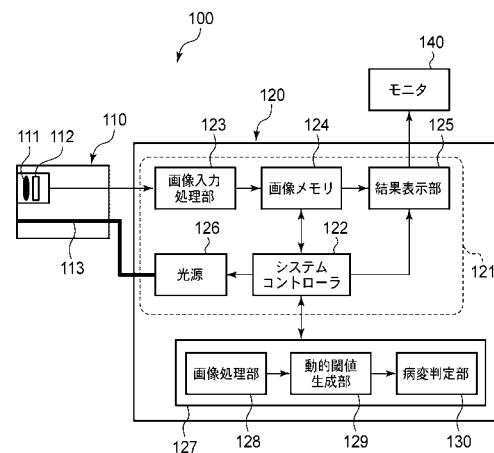
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム並びに画像処理方法及びソフトウェア

(57) 【要約】

【課題】正常部と異常部とを正確かつ明確に分別することが可能な電子内視鏡システムを得る。

【解決手段】本発明による動的閾値決定処理について説明する。この処理では、正常部と異常部とを暫定的に分けるために用いる初期閾値が予め定められている。動的閾値決定処理は、初期閾値によって分けられた2つの集団のうち1つの集団の重心を求め、初期閾値から重心までの間において正常部と病変部とを最も良く分ける動的閾値を探索する処理である。初期閾値から重心まで所定の移動ステップで仮の閾値を移動させ、その仮閾値の近傍に位置する画素の数が最も少ないときに、その仮閾値を動的閾値として決定する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出する算出部と、
既定の初期閾値と特徴量との関係に応じて動的閾値を生成する生成部と、
前記動的閾値を用いて全ての画素を2つの集団に分ける判定部とを備え、
前記生成部は、1つの集団に属する画素の特徴量を用いて限界閾値を決定し、初期閾値から限界閾値までの範囲において、一時的に定める仮閾値の近傍に含まれる特徴量を有する画素の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定する電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記生成部は、1つの集団に属する特徴量の重心を限界閾値として決定する請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記生成部は、限界閾値と初期閾値との差を所定の値で除して得られる移動ステップごとに仮閾値を一時的に定める請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記生成部は、限界閾値と初期閾値との差を所定の値で除して得られる値の半分を近傍値として算出し、仮閾値から近傍値を減じた値から仮閾値に近傍値を加えた値までの計数範囲に属する特徴量の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定する請求項 1 から 3 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

1つの前記画素は複数の輝度情報を有し、前記算出部は、輝度情報のうちの2つを他の1つの輝度情報で正規化して特徴量を算出する請求項 1 から 4 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 6】

前記生成部は、1つの集団に属する特徴量の中央値を限界閾値として決定する請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記生成部は、1つの集団に属する特徴量のうち、初期閾値との差が最も大きい値を限界閾値として決定する請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記生成部は、前記移動ステップの半分を近傍値として算出し、仮閾値から近傍値を減じた値から仮閾値に近傍値を加えた値までの計数範囲に属する特徴量の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定する請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 9】

画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出するステップと、
既定の初期閾値と特徴量との関係に応じて画素を2つの集団に仕分けるステップと、
仕分けられた2つの集団のうち1つの集団に属する画素の特徴量を用いて限界閾値を決定するステップと、

初期閾値から限界閾値までの範囲において、一時的に定める仮閾値の近傍に含まれる特徴量を有する画素の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定するステップと、

40

前記動的閾値を用いて全ての画素を2つの集団に分けるステップとを備える画像処理方法。

【請求項 10】

画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出部に算出させるステップと、
既定の初期閾値と特徴量との関係に応じて画素を2つの集団へと生成部に仕分けさせるステップと、

仕分けられた2つの集団のうち1つの集団に属する画素の特徴量を用いて限界閾値を生成部に決定させるステップと、

初期閾値から限界閾値までの範囲において、一時的に定める仮閾値の近傍に含まれる特徴量を有する画素の数が最小となる仮閾値を動的閾値として生成部に決定させるステップ

50

と、

前記動的閾値を用いて全ての画素を２つの集団へと判定部に仕分けさせるステップとを備えるソフトウェア。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、画像において所定の特徴を有する部分を検出する電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

10

電子内視鏡システムは、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープと被験者の体外に設けられる内視鏡プロセッサとを備える。内視鏡スコープの遠位端部には、ライトガイド先端部及び撮像素子が設けられる。ライトガイド先端部から、照明光が観察対象物に対して照射され、撮像素子は、体内の観察対象物を撮像して得られた観察画像を内視鏡プロセッサに送信する。内視鏡プロセッサは、観察画像を画像処理した後、モニタに表示する。

【０００３】

撮像素子が出力した輝度信号を用いて、赤色、緑色、及び青色の輝度を表す輝度信号が画素毎に作成される。赤色の輝度を表す輝度信号をＲ信号、緑色の輝度を表す輝度信号をＧ信号、そして青色の輝度を表す輝度信号をＢ信号という。臓器の表層粘膜内にあるヘモグロビン量の二次元分布を画像化するため、Ｇ信号又はＢ信号をＲ信号で除した値に対して対数をとる（特許文献１）。術者は、これにより作成された画像を見て、臓器の表層における正常部と異常部とを判別する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開平６－３３５４５１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、Ｇ信号をＲ信号で除しただけでは、Ｒ及びＧ各信号が正常部と異常部との双方に同程度近接する場合、このＲ及びＧ各信号を有する画素が正常部と異常部のいずれに属するか判別できないおそれがある。

30

【０００６】

本発明はこれらの問題に鑑みてなされたものであり、正常部と異常部とを正確かつ明確に分別することが可能な電子内視鏡システムを得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本願第１の発明による電子内視鏡システムは、内視鏡画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出する算出部と、既定の初期閾値と特徴量との関係に応じて動的閾値を生成する生成部と、動的閾値を用いて全ての画素を２つの集団に分ける判定部とを備え、生成部は、１つの集団に属する画素の特徴量を用いて限界閾値を決定し、初期閾値から限界閾値までの範囲において、一時的に定める仮閾値の近傍に含まれる特徴量を有する画素の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定することを特徴とする。

40

【０００８】

生成部は、１つの集団に属する特徴量の重心を限界閾値として決定することが好ましい。

【０００９】

生成部は、限界閾値と初期閾値との差を所定の値で除して得られる移動ステップごとに仮閾値を一時的に定めることが好ましい。

【００１０】

50

生成部は、限界閾値と初期閾値との差を所定の値で除して得られる値の半分を近傍値として算出し、仮閾値から近傍値を減じた値から仮閾値に近傍値を加えた値までの計数範囲に属する特徴量の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定することが好ましい。

【0011】

1つの画素は複数の輝度情報を有し、算出部は、輝度情報のうちの2つを他の1つの輝度情報で正規化して特徴量を算出することが好ましい。

【0012】

生成部は、1つの集団に属する特徴量の中央値を限界閾値として決定してもよい。

【0013】

生成部は、1つの集団に属する特徴量のうち、初期閾値との差が最も大きい値を限界閾値として決定してもよい。

10

【0014】

生成部は、移動ステップの半分を近傍値として算出し、仮閾値から近傍値を減じた値から仮閾値に近傍値を加えた値までの計数範囲に属する特徴量の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定することが好ましい。

【0015】

本願第2の発明による画像処理方法は、画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出するステップと、既定の初期閾値と特徴量との関係に応じて画素を2つの集団に仕分けるステップと、仕分けられた2つの集団のうち1つの集団に属する画素の特徴量を用いて限界閾値を決定するステップと、初期閾値から限界閾値までの範囲において、一時的に定める仮閾値の近傍に含まれる特徴量を有する画素の数が最小となる仮閾値を動的閾値として決定するステップと、動的閾値を用いて全ての画素を2つの集団に分けるステップとを備えることを特徴とする。

20

【0016】

本願第3の発明によるソフトウェアは、画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出部に算出させるステップと、既定の初期閾値と特徴量との関係に応じて画素を2つの集団へと生成部に仕分けさせるステップと、仕分けられた2つの集団のうち1つの集団に属する画素の特徴量を用いて限界閾値を生成部に決定させるステップと、初期閾値から限界閾値までの範囲において、一時的に定める仮閾値の近傍に含まれる特徴量を有する画素の数が最小となる仮閾値を動的閾値として生成部に決定させるステップと、動的閾値を用いて全ての画素を2つの集団へと判定部に仕分けさせるステップとを備えることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、正常部と異常部とを正確かつ明確に分別することが可能な電子内視鏡システムを得る。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】電子内視鏡システムのブロック図である。

【図2】演算処理を示したフローチャートである。

40

【図3】撮影画像の一例を示した図である。

【図4】正規化された輝度情報示した図である。

【図5】正規化された輝度情報をPCA処理した結果を示した図である。

【図6】動的閾値生成処理を示したフローチャートである。

【図7】動的閾値生成処理の概念をグラフ上に示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明における電子内視鏡システム100の実施形態について添付図面を参照して説明する。まず、図1を用いて電子内視鏡システム100の構成について説明する。

【0020】

50

電子内視鏡システム１００は、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープ１１０と、被験者の体外に設けられて画像処理を行う内視鏡プロセッサ１２０と、内視鏡プロセッサ１２０に接続されるモニタ１４０とを主に備える。内視鏡スコープ１１０は、被写体像を撮像して得られた輝度情報を内視鏡プロセッサ１２０に送信し、内視鏡プロセッサ１２０は、受信した輝度情報に画像処理を施して表示画像を作成し、モニタ１４０に表示画像を表示させる。

【００２１】

内視鏡スコープ１１０の構成について説明する。内視鏡スコープ１１０の遠位端部には、撮像レンズ１１１及びＣＣＤ１１２が主に設けられる。ＣＣＤ１１２は撮像レンズ１１１を介して被写体像を受光し、赤色、青色、及び緑色の３つの光の輝度情報を出力する。内視鏡スコープ１１０の全長に渡ってライトガイド１１３が設けられ、照明光を遠位端部まで運ぶ。

10

【００２２】

ＣＣＤ１１２の撮像面には複数の画素が設けられる。１つの画素の受光面には、赤色、青色、又は緑色いずれか１つの波長帯の光を透過するフィルタが取り付けられる。赤色のフィルタが取り付けられた画素は、赤色の波長帯を有する光の輝度を輝度情報として出力し、青色のフィルタが取り付けられた画素は青色の輝度情報、緑色のフィルタが取り付けられた画素は緑色の輝度情報を出力する。以下、赤色の波長帯を有する光の輝度を赤色輝度情報、青色の波長帯を有する光の輝度を青色輝度情報、そして緑色の波長帯を有する光の輝度を緑色輝度情報と呼ぶ。ＣＣＤ１１２が出力した輝度情報は、１つの画素に対して１つの色の輝度情報のみが存在する。ＣＣＤ１１２が出力した輝度情報は、内視鏡プロセッサ１２０に送信される。

20

【００２３】

内視鏡スコープ１１０は内視鏡プロセッサ１２０に接続される。内視鏡プロセッサ１２０は、主処理部１２１と演算部１２７とから主に構成される。主処理部１２１は、内視鏡スコープ１１０から上記輝度信号を受け取り、画像処理を行って撮影画像を作成した後、モニタ１４０に撮影画像を出力する。演算部１２７は、主処理部１２１から撮影画像を受信して撮影画像を正常部と異常部とに区分し、異常部に関する情報を出力する。異常部に関する情報は、撮影画像における異常部の位置である。撮影画像における異常部は、病気によって変化した病変部に相当する。

30

【００２４】

主処理部１２１について説明する。主処理部１２１は、画像入力処理部１２３、画像メモリ１２４、結果表示部１２５、光源１２６、及びシステムコントローラ１２２を有する。

【００２５】

画像入力処理部１２３は、ＣＣＤ１１２から輝度情報を受信して、撮影画像を作成する。撮影画像を作成する処理について説明する。前述のように、ＣＣＤ１１２が出力した輝度情報は、１つの画素に対して１つの色の輝度情報のみが存在する。しかし、撮影画像における１つの画素は、３つの色の輝度情報を必要とする。そこで、画像入力処理部１２３は、ＣＣＤ１１２の１つの画素の周囲に存在する画素の輝度情報を用いて、ＣＣＤ１１２の１つの画素に欠けている色の輝度情報を作成する。例えば、赤色輝度情報を有する画素に対して、青色輝度情報及び緑色輝度情報を作成する。これにより、撮影画像における画素は、赤色、青色、及び緑色の３つの輝度情報を有することになる。画像メモリ１２４は、画像入力処理部１２３が作成した撮影画像を記憶する。

40

【００２６】

システムコントローラ１２２は、画像メモリ１２４に記憶された撮影画像を演算部１２７に送信する。後述するように、撮影画像に含まれる異常部の位置を演算部１２７は算出してシステムコントローラ１２２に出力する。システムコントローラ１２２は、異常部の位置を演算部１２７から受信し、異常部の位置を結果表示部１２５に送信する。結果表示部１２５は、撮影画像において異常部が占める範囲に印を付けた表示画像を作成する。そ

50

して、モニタ 140 は、結果表示部 125 が作成した表示画像を表示する。

【0027】

光源 126 は、システムコントローラ 122 の信号に応じて、ライトガイド 113 に照明光を供給する。

【0028】

次に、演算部 127 について説明する。演算部 127 は、画像処理部 128、動的閾値生成部 129、及び病変判定部 130 を有する。画像処理部 128 は、後述する特徴量を撮影画像に対して算出する。動的閾値生成部 129 は、撮影画像における正常部と異常部とを区分する動的閾値を、画像処理部 128 が算出した特徴量に基づいて算出する。動的閾値については後述する。病変判定部 130 は、動的閾値生成部 129 が算出した閾値を用いて、撮影画像における正常部と異常部とを区分する。

10

【0029】

図 2 を参照して、演算部 127 が実行する演算処理について説明する。演算処理は、演算部 127 が撮影画像を受信したときに実行される。まず、ステップ S21 において、後述する正規化処理及び PCA (Principal Component Analysis) 処理を用いて画像処理部 128 が特徴量を算出する。そして、次にステップ S22 では、後述する動的閾値生成処理を用いて動的閾値生成部 129 が動的閾値を生成する。ステップ S23 では、病変判定部 130 が撮影画像において正常部と病変部とを区分、すなわち正常部及び病変部を判定する。最後のステップ S24 において判定結果をシステムコントローラ 122 に出力し、処理が終了する。

20

【0030】

次に、図 1 を用いて画像処理部 128 について詳細に説明する。画像処理部 128 は、システムコントローラ 122 から撮影画像、すなわち赤色輝度情報、青色輝度情報、及び緑色輝度情報を受信して、特徴量を算出する。特徴量は、画素の特性を表す値であって、正規化処理及び PCA 処理によって画素 1 つ 1 つに対して求められる。正規化処理及び PCA 処理は、画像処理部 128 によって実行される。正規化処理は、明るさの大小が画素分離処理の結果に影響を及ぼすことを防ぐため、1 つの輝度情報を用いて他の 2 つの輝度情報を正規化する処理である。PCA 処理は、画像を構成する画素各々の特性を求める処理である。画素各々の特性は、一般に PCA スコアと呼ばれ、本発明では、特徴量と呼ばれる。

30

【0031】

次に、正規化処理の詳細について図 3 及び図 4 を用いて説明する。図 3 は、説明のため簡略化して表した観察画像の一例である。観察画像は、桃色の領域 A、朱色の領域 B、及び肌色の領域 C を有する。領域 C、領域 A、領域 B の順で赤みが強くなる。

【0032】

正規化処理は、領域 A、領域 B、及び領域 C に含まれる画素の輝度情報を処理する。領域 A、領域 B、及び領域 C それぞれに含まれる画素の青色輝度情報及び緑色輝度情報を、赤色輝度情報で各々除する。これにより、各画素の青色輝度情報及び緑色輝度情報が正規化され、観察画像における各画素は、青色輝度情報を赤色輝度情報で除した値（以下、B/R 値とする）と、緑色輝度情報を赤色輝度情報で除した値（以下、G/R 値とする）を有することになる。正規化された青色輝度情報及び緑色輝度情報をグラフにしたものを図 4 に示す。正規化することにより、画素の明るさによる影響を排して、画素分離処理することが可能になる。

40

【0033】

次に、PCA 処理について図 3 及び図 5 を用いて説明する。

【0034】

PCA 処理を実行する前に、以下の処理が実行される。予め撮影済みの初期観察画像を用意する。説明のため、図 3 に示される画像を初期観察画像とする。初期観察画像における正常部及び異常部は既知であって、初期観察画像が有する画素は正常部と異常部に予め分類される。正常部は第 1 の集団、異常部は第 2 の集団に分類される。ここで、図 3 に

50

ける領域 A 及び領域 B を異常部とし、領域 C を正常部とすると、領域 A 及び領域 B が第 2 の集団に、領域 C が第 1 の集団に分類される。初期観察画像の各画素は、初期赤色輝度情報、初期青色輝度情報、及び初期緑色輝度情報から成る初期輝度信号を有する。そして、初期輝度信号を正規化処理により正規化して初期正規化信号、すなわち初期 B / R 値及び初期 G / R 値を得る。

【 0 0 3 5 】

P C A 処理では、これらの初期正規化信号に対して P C A 処理を行い、P C A スコアを算出する。P C A 処理は、主成分分析とも呼ばれ、相関関係にあるいくつかの要因を合成（圧縮）して、いくつかの成分にし、その総合力や特性を求める処理である。

【 0 0 3 6 】

まず、正常部と異常部から特定の画素を数点取得し、それらの初期正規化信号に関して分散共分散行列を求める。いいかえると、特定の画素の初期 B / R 値及び初期 G / R 値に対して分散共分散行列が求められる。ここで、求められた分散共分散行列が以下の行列であるとする。

【数 1】

$$\begin{pmatrix} 4.6222 & -0.2889 \\ -0.2889 & 4.9000 \end{pmatrix}$$

【 0 0 3 7 】

次に、分散共分散行列の固有値及び固有値ベクトルを求める。ここで、以下のように固有値 5 . 0 8 1 7 及び 4 . 4 4 0 6 が求められる。

【数 2】

$$\begin{pmatrix} 4.4406 & 0 \\ 0 & 5.0817 \end{pmatrix}$$

そして、以下のような固有ベクトルが求められる。

【数 3】

$$\begin{pmatrix} -0.8466 & -0.5323 \\ -0.5323 & 0.8466 \end{pmatrix}$$

そして、大きい方の固有値に対応する固有ベクトルを第 1 主成分ベクトル、小さい方の固有値に対応する固有ベクトルを第 2 主成分ベクトルとする。すなわち、第 1 主成分ベクトルは (- 0 . 5 3 2 3 , 0 . 8 4 6 6)、第 2 主成分ベクトルは (- 0 . 8 4 6 6 , - 0 . 5 3 2 3) となる。特定の画素の正規化信号ベクトル (B / R , G / R) と第 1 または第 2 主成分ベクトルの内積を計算することで、その画素の第 1 主成分 P C 1 または第 2 主成分 P C 2 が求められる。第 1 主成分及び第 2 主成分が P C A スコア、すなわち特徴量を成す。以下、第 1 主成分 P C 1 を特徴量 1、第 2 主成分 P C 2 を特徴量 2 と呼ぶ。

【 0 0 3 8 】

上記のようにして求めた固有ベクトル（第 1 及び第 2 主成分ベクトル）と、領域 A、領域 B、及び領域 C に含まれる画素に関する初期 B / R 値及び初期 G / R 値から P C A スコアを計算すると、図 5 に示すグラフを得る。この固有ベクトルが、実際に入力された撮影画像の特徴量が計算される。

【 0 0 3 9 】

次に、図 1 を用いて動的閾値生成部 1 2 9 について詳細に説明する。動的閾値生成部 1 2 9 は、画像処理部 1 2 8 が算出した特徴量 1 に基づいて、正常部と異常部とを区分する閾値を動的に算出する。この閾値を動的閾値と呼ぶ。動的閾値は、動的閾値決定処理によって撮影画像ごとに算出される。すなわち撮影画像ごとに変化する閾値であるため、動的閾値と呼ばれる。

【 0 0 4 0 】

次に、病変判定部 1 3 0 について詳細に説明する。病変判定部 1 3 0 は、動的閾値に基

10

20

30

40

50

づいて撮影画像に含まれる画素から異常部を判定する。より詳しく説明すると、動的閾値よりも大きい特徴量 1 を有する画素を病変部として判定する。

【 0 0 4 1 】

次に図 6 及び 7 を用いて動的閾値決定処理について説明する。この処理では、正常部と異常部とを暫定的に分けるために用いる初期閾値が予め定められている。動的閾値決定処理は、初期閾値によって分けられた 2 つの集団のうち 1 つの集団の重心を求め、初期閾値から重心までの間において正常部と病変部とを最も良く分ける動的閾値を探索する処理である。初期閾値から重心まで所定の移動ステップで仮の閾値を移動させ、その仮閾値の近傍に位置する画素の数が最も少ないときに、その仮閾値を動的閾値として決定する。動的閾値決定処理のフローチャートは図 6 に示される。

10

【 0 0 4 2 】

図 7 を参照すると、正常部と病変部とが特徴量 1 及び 2 に応じて分布している。動的閾値決定処理のステップ S 6 1 では、まず、これらを初期閾値で 2 つの集団に分離する。特徴量 1 が初期閾値よりも大きい集団を暫定的病変部集団と呼ぶ。そして、暫定的病変部集団の重心を求める。重心の特徴量 1 が限界閾値である。

【 0 0 4 3 】

次のステップ S 6 2 では、重心と初期閾値との差を所定の値で除して仮閾値の移動ステップを算出し、そして、移動値を 2 で除して近傍値を算出する。所定の値は、観察対象物、照明光の種類、経験値等に応じて定められる値であって、例えば 10 が用いられる。近傍値は仮閾値の近傍の範囲を示す値である。そして、仮閾値を初期閾値と同じ値に設定する。

20

【 0 0 4 4 】

ステップ S 6 3 では、現在の仮閾値から移動ステップだけ移動した値を新たな仮閾値とする。いいかえると、現在の仮閾値に移動ステップの値を加えた値を新たな仮閾値とする。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 6 4 では、仮閾値から近傍値を引いた値から仮閾値に近傍値を加えた値までの計数範囲に存在する画素の数を数える。この数を近傍画素数と呼ぶ。計数範囲に存在する画素を図 7 に示す。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 6 5 では、仮閾値に移動ステップを加えた値が限界閾値よりも大きいか否かを判断する。大きい場合、処理はステップ S 6 6 に進み、大きくない場合、処理はステップ S 6 3 に戻る。ステップ S 6 3 から S 6 5 までを繰り返すことにより、仮閾値と近傍画素数との対応関係を複数得る。

30

【 0 0 4 7 】

ステップ S 6 6 では、近傍画素数がもっとも少ない仮閾値を動的閾値として決定する。そして、ステップ S 6 7 において、病変判定部 130 が、動的閾値を超える特徴量 1 を有する画素を病変部と判定する。その後、処理が終了する。

【 0 0 4 8 】

動的閾値生成処理は、撮影画像が演算部 127 に入力される度に実行される。すなわち、撮影画像ごとに動的閾値を設定し、設定した動的閾値を用いて撮影画像ごとに正常部と病変部とを判定する。これにより、時々刻々と変化する撮影条件に左右されずに正確に正常部と病変部とを判定することができる。また、重心を限界閾値とすることにより、撮影画像に含まれるノイズの影響を最小限に抑えながら正常部と病変部とを判定することができる。

40

【 0 0 4 9 】

本実施形態によれば、撮影条件の変化に左右されずに、正常部と異常部とを正確かつ明確に分別することができる。

【 0 0 5 0 】

なお、正規化において除数は赤色輝度情報でなくとも良く、青色輝度情報又は緑色輝度

50

情報であってもよい。

【 0 0 5 1 】

また、PCA 処理でなく、フィッシャー判別法により分類された正規化信号に対して N 法又はベイズ識別法を適用しても良い。

【 0 0 5 2 】

撮像部は CCD 1 1 2 に限定されず、例えば CMOS 等の撮像素子であっても良い。

【 0 0 5 3 】

特徴量 1 の重心ではなく、1 つの集団に属する特徴量 1 のうち初期閾値との差が最も大きい最大特徴量、又は最大特徴量の例えば 9 割の値、あるいは中央値（メジアン）を限界閾値として使用しても良い。重心と同様の効果を得る。

10

【 0 0 5 4 】

移動ステップは、重心と初期閾値との差を 1 0 で除した値に限定されず、近傍値は、移動ステップを 2 で除した値に限定されない。

【 0 0 5 5 】

計数範囲は、仮閾値から近傍値を減じた値から仮閾値までの値、あるいは仮閾値から仮閾値に近傍値を加えた値までの値であってもよい。

【 0 0 5 6 】

動的閾値生成処理のステップ S 6 6 において、近傍画素の密度がもっとも少ない仮閾値を動的閾値として決定してもよい。密度は、近傍画素数を近傍範囲の大きさを除して求められる。

20

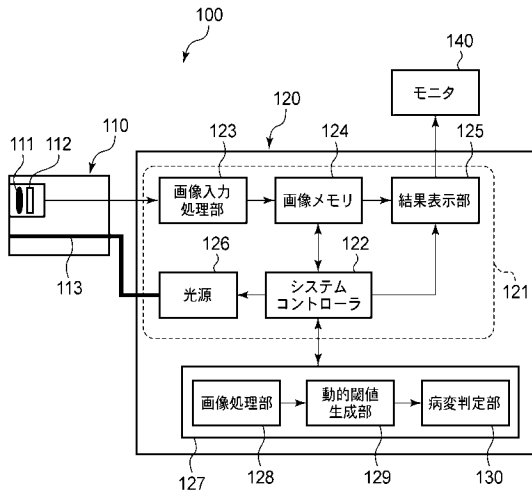
【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

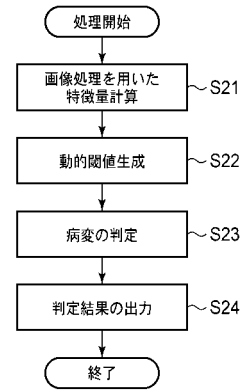
- 1 0 0 電子内視鏡システム
- 1 1 0 内視鏡スコープ
- 1 1 1 撮像レンズ
- 1 1 2 CCD
- 1 1 3 ライトガイド
- 1 2 0 内視鏡プロセッサ
- 1 2 1 主処理部
- 1 2 2 システムコントローラ
- 1 2 3 画像入力処理部
- 1 2 4 画像メモリ
- 1 2 5 結果表示部
- 1 2 6 光源
- 1 2 7 演算部
- 1 2 8 画像処理部
- 1 2 9 動的閾値生成部
- 1 3 0 病変判定部
- 1 4 0 モニタ

30

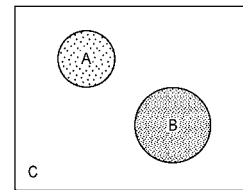
【図 1】



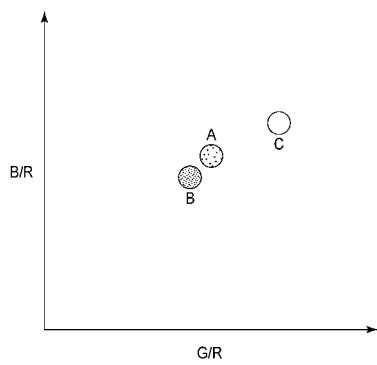
【図 2】



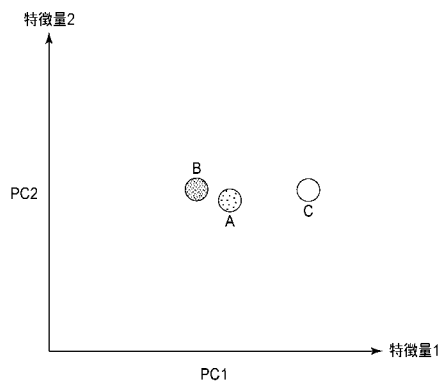
【図 3】



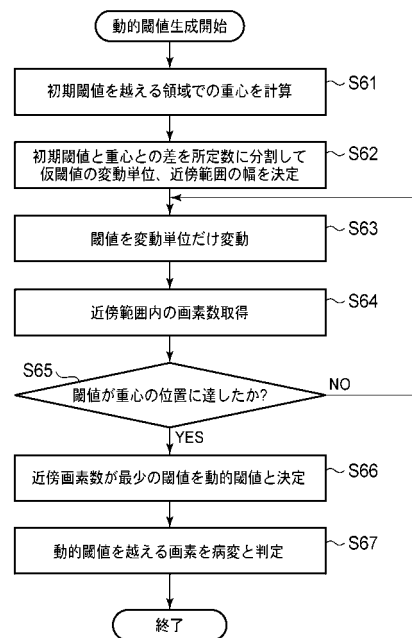
【図 4】



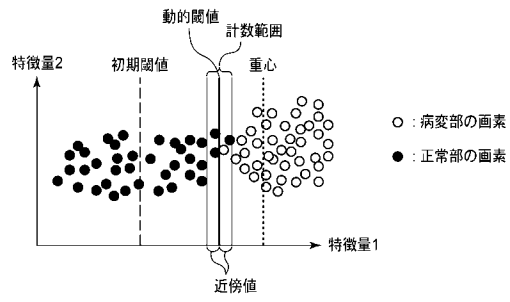
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 LL02 MM05 NN01 SS21 WW08
5C054 AA01 CA04 CC02 FC12 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜系统，图像处理方法和软件		
公开(公告)号	JP2012239518A	公开(公告)日	2012-12-10
申请号	JP2011109690	申请日	2011-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	牧野貴雄		
发明人	牧野 貴雄		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/SS21 4C161/WW08 5C054/AA01 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/FC12 5C054/HA12		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP5816459B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得一种能够准确，清晰地分离出正常部位和异常部位的电子内窥镜系统。将描述根据本发明的动态阈值确定处理。在该处理中，预先设置用于临时分离正常部分和异常部分的初始阈值。动态阈值确定过程获得两组除以初始阈值的重心，并搜索在初始阈值和重心之间最好地划分正常部位和病变的动态阈值。加工中。在预定的移动步骤中将临时阈值从初始阈值移动到重心，并且当位于临时阈值附近的像素的数量最小时，将临时阈值确定为动态阈值。[选型图]图1

