

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5816459号
(P5816459)

(45) 発行日 平成27年11月18日 (2015.11.18)

(24) 登録日 平成27年10月2日 (2015.10.2)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2011-109690 (P2011-109690)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成23年5月16日 (2011.5.16)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2012-239518 (P2012-239518A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成24年12月10日 (2012.12.10)	(74) 代理人	100090169
審査請求日	平成26年3月17日 (2014.3.17)		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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、電子内視鏡システムの動作方法、及びソフトウェア

(57) 【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を所定の移動ステップで移動さ
 せ、その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かもしくは近傍画
 素の密度が最も小さくなる仮閾値を動的閾値として決定し、
 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
 とに仮閾値を定める電子内視鏡システム。

10

【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。

【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乃至2の
 いずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

20

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乃至3のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項5】

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6】

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7】

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1に記載の電子内視鏡システム。

【請求項8】

電子内視鏡システムの動作方法であって、
算出部が、画像の各画素において、画素の特徴を示す特徴量を算出し、
生成部が、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、
判定部が、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方法であって、

前記生成部が、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を、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で移動させ、その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かもしくは近傍画素の密度が最も小さくなる仮閾値を動的閾値として決定し、

前記判定部が、前記動的閾値を用いて全ての画素を2つの集団に分けることを特徴とする電子内視鏡システムの動作方法。

【請求項9】

電子内視鏡システムにおいて、
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を、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で移動させ、その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かもしくは近傍画素の密度が最も小さく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、

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実行させることを特徴とするソフトウェア。

【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】

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。

【 0 0 0 3 】

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。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

10

【 特許文献 1 】 特開平 6 - 3 3 5 4 5 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

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。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

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。

30

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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。

40

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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。

【 0 0 1 4 】

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。

50

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

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。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【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。

【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を示した図である。

【図 5】正規化された輝度情報を P C A 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。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

以下、本発明における電子内視鏡システム 1 0 0 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 1 0 0 の構成について説明する。

【 0 0 2 0 】

電子内視鏡システム 1 0 0 は、被験者の体内に挿入される内視鏡スコープ 1 1 0 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 1 2 0 と、内視鏡プロセッサ 1 2 0 に接続されるモニタ 1 4 0 とを主に備える。内視鏡スコープ 1 1 0 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 1 2 0 に送信し、内視鏡プロセッサ 1 2 0 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 1 4 0 に表示画像を表示させる。

40

【 0 0 2 1 】

内視鏡スコープ 1 1 0 の構成について説明する。内視鏡スコープ 1 1 0 の遠位端部には、撮像レンズ 1 1 1 及び C C D 1 1 2 が主に設けられる。C C D 1 1 2 は撮像レンズ 1 1 1 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 1 1 0 の全長に渡ってライトガイド 1 1 3 が設けられ、照明光を遠位端部まで運ぶ。

【 0 0 2 2 】

C C D 1 1 2 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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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における領域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。

【0035】

PCA処理では、これらの初期正規化信号に対してPCA処理を行い、PCAスコアを算出する。PCA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。

【0036】

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 5.0817 及び 4.4406 が求められる。

【数 2】

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

10

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 (- 0.5323, 0.8466)、第 2 主成分ベクトルは (- 0.8466, - 0.5323) 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。

20

【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 129 について詳細に説明する。動的閾値生成部 129 は、画像処理部 128 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。

30

【0 0 4 0】

次に、病変判定部 130 について詳細に説明する。病変判定部 130 は、動的閾値に基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。

40

【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 61 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

50

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 1 0 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。

【 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。

10

【 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なかを判断する。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 までは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。

20

【 0 0 4 7 】

ステップ S 6 6 では、近傍画素数を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 1 3 0 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 1 2 7 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。

30

【 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ても良く、青色輝度情報又は緑色輝度情報であってもよい。

【 0 0 5 1 】

また、P C A 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 N 法又はベイズ識別法を適用しても良い。

40

【 0 0 5 2 】

撮像部は C C D 1 1 2 に限定されず、例えば C M O S 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。

【 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 】

50

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、近傍画素の密度が最も小さ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で除して求められる。

【符号の説明】

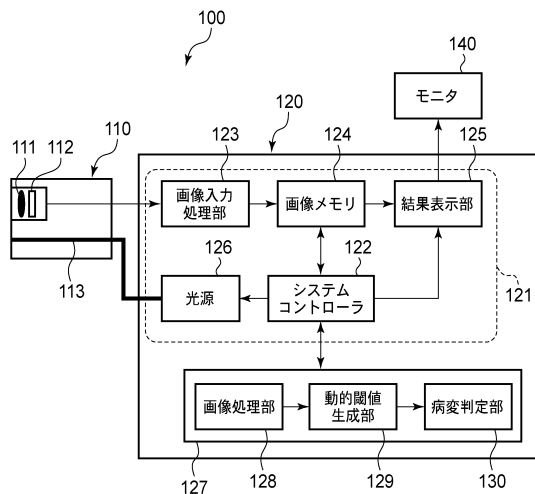
【 0 0 5 7 】

- 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 C C D
- 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

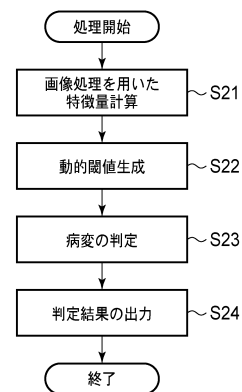
10

20

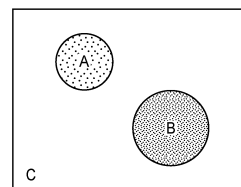
【 図 1 】



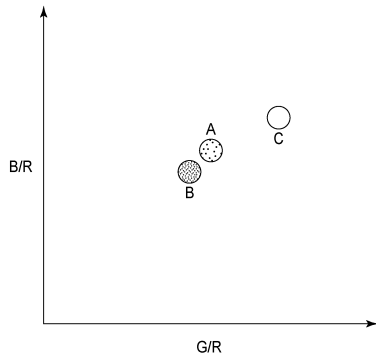
【 図 2 】



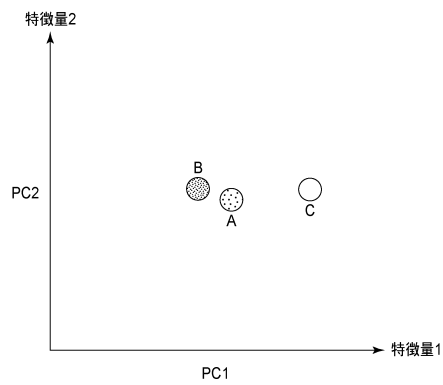
【 図 3 】



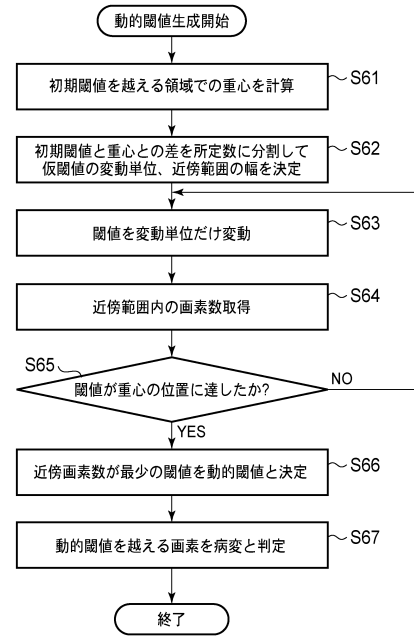
【図 4】



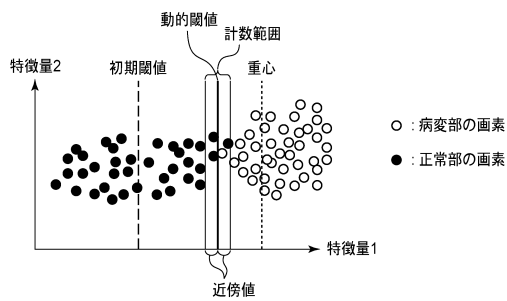
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2010-113616 (JP, A)
特開平 07-044709 (JP, A)
特開 2006-094560 (JP, A)
特開昭 62-160593 (JP, A)
特開 2007-094689 (JP, A)
特開 2002-312775 (JP, A)
特開 2009-169696 (JP, A)
越後 富夫、他5名, 「人画像処理」, 株式会社オーム社, 2007年12月15日, 第1版, p. 41 - 42
美濃 導彦, 「画像処理論 (Image Processing Theory) - Web情報理解のための基礎知識 - 」, 株式会社昭晃堂 阿井 國昭, 2011年 4月25日, 初版, p.90 - 96, 100
井上 誠喜、他5名, 「C言語で学ぶ実践画像処理」, 株式会社オーム社 竹生 修己, 2008年11月11日, 第1版, p.22 - 26, 31

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	1 / 00	- 1 / 32
G 06 T	7 / 00	
A 61 B	8 / 00	- 8 / 15
A 61 B	6 / 00	- 6 / 14
A 61 B	5 / 05	5

专利名称(译)	电子内窥镜系统，操作电子内窥镜系统的方法和软件		
公开(公告)号	JP5816459B2	公开(公告)日	2015-11-18
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		
当前申请(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		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2012239518A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)		
要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，能够准确，清晰地区分正常部位和异常部位。解决方案：提供动态阈值确定处理。在该处理中，预先设定用于暂时划分正常部分和异常部分的初始阈值。在动态阈值确定处理中，评估两组之一除以初始阈值的重心，并且在初始阈值和重心之间搜索用于划分正常部分和患部的动态阈值。临时阈值以预定的移动步骤从初始阈值移动到重心。当位于临时阈值附近的像素的数量最小时，暂定阈值被确定为动态阈值。	(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日	特願2011-109690 (P2011-109690) 平成23年5月16日 (2011. 5. 16) 特開2012-239518 (P2012-239518A) 平成24年12月10日 (2012. 12. 10) 平成26年3月17日 (2014. 3. 17)
		(73) 特許権者 000113263 HOYA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 100124497 (74) 代理人 弁理士 小倉 洋樹 100129746 (74) 代理人 弁理士 虎山 滋郎 100147762 (74) 代理人 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 HOYA株式会社内

最終頁に続く