

(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2007-282857****(P2007-282857A)**

(43) 公開日 平成19年11月1日(2007.11.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 300D	4C061
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 372	5B057
<b>G06T 1/00 (2006.01)</b>	G06T 1/00 290Z	5L096
<b>G06T 7/60 (2006.01)</b>	G06T 7/60 150P	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2006-113794 (P2006-113794)  
 (22) 出願日 平成18年4月17日 (2006.4.17)

(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 田中 秀樹  
 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  
 Fターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 HH51  
 JJ17 LL02 MM02 NN01 NN05  
 SS11 SS21 SS30 WW03  
 5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16  
 CD05 DB02 DB06 DB09 DC06  
 DC08 DC36

最終頁に続く

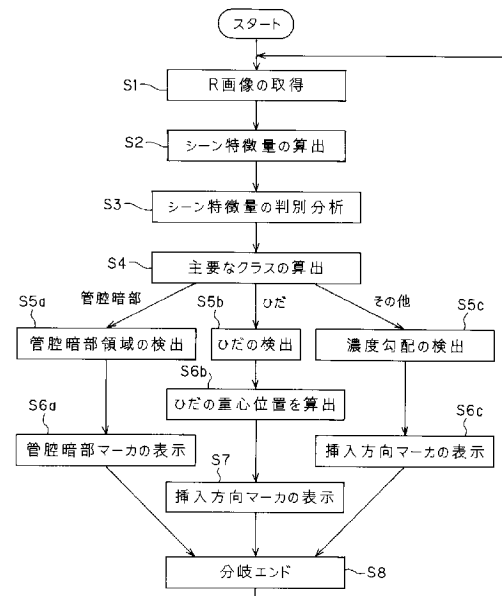
(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入方向検出装置及び内視鏡挿入方向検出方法

## (57) 【要約】

【課題】複数の特徴量が存在するようなシーンの場合にも精度の高い挿入方向の検出ができる内視鏡挿入方向検出装置及び内視鏡挿入方向検出方法を提供する。

【解決手段】内視鏡画像におけるR画像のシーンからシーン特徴量を算出し、シーン特徴量を特徴量ベクトルとして統計的又は非統計的識別器を用いて判別分析を行い、内視鏡挿入方向に密接に関係する管腔暗部、襞等の複数の特徴量のクラスに分類する。さらに、主要な特徴量のクラスを算出して、その特徴量に対応した挿入方向算出を行い、精度の良い挿入方向マーカ等を表示する。

【選択図】図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体腔内に挿入される内視鏡により撮像された動画の内視鏡画像のシーンに対して、前記体腔内における内視鏡挿入方向の検出に係る種類が異なる複数の特徴量のクラスに分類する分類手段と、

前記分類手段により分類された特徴量のクラスそれぞれに対応して設けられ、前記内視鏡の挿入方向を算出する挿入方向算出手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡挿入方向検出装置。

**【請求項 2】**

さらに前記特徴量分類手段により分類された特徴量のクラスから、主要な特徴量のクラスを判定する判定手段を有し、該判定手段は、前記挿入方向算出手段が主要な特徴量のクラスに対応した挿入方向の算出のみを行うように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。 10

**【請求項 3】**

前記分類手段は、前記内視鏡画像のシーンに対して、シーン特徴量を算出するシーン特徴量算出手段と、前記シーン特徴量に対応する特徴量ベクトルから前記複数の特徴量のクラスを算出するクラス算出手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。

**【請求項 4】**

前記シーン特徴量算出手段は、複数の基準パターンを用いて前記内視鏡画像のシーンの自己相関係数を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。 20

**【請求項 5】**

前記分類手段は、ヒストグラムを利用して前記複数の特徴量のクラスに分類することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。

**【請求項 6】**

前記分類手段は、内視鏡画像のシーンを複数の分割された小領域の画像から前記複数の特徴量のクラスに分類することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。

**【請求項 7】**

前記分類手段は、内視鏡画像のシーンの解像度を変換した変換画像に対して前記複数の特徴量のクラスに分類することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。 30

**【請求項 8】**

前記分類手段は、前記複数の特徴量としての管腔暗部、襞、その他のクラスに分類することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。

**【請求項 9】**

体腔内に挿入される内視鏡により撮像された動画の内視鏡画像のシーンに対して、前記体腔内における内視鏡挿入方向の検出に係る種類が異なる複数の特徴量のクラスに分類する分類ステップと、

前記分類ステップにより分類された特徴量のクラスそれぞれに対応して、前記内視鏡の挿入方向を算出可能する挿入方向算出ステップと、

を具備したことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。 40

**【請求項 10】**

さらに前記分類ステップにより分類された特徴量のクラスから主要な特徴量のクラスを算出する算出ステップを有し、

前記挿入方向算出ステップは主要な特徴量のクラスのみに対応して、前記内視鏡の挿入方向を算出することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

**【請求項 11】**

前記挿入方向算出ステップは、算出した挿入方向の情報を表示する挿入方向表示ステップを有することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

**【請求項 12】**

前記分類ステップは、前記内視鏡画像のシーンに対して、シーン特徴量を算出するシー 50

ン特徴量算出ステップと、前記シーン特徴量に対応する特徴量ベクトルから前記複数の特徴量のクラスを算出するクラス算出ステップとを有することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の挿入方向を検出する内視鏡挿入方向検出装置及び内視鏡挿入方向検出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療分野において広く用いられるようになった。内視鏡の挿入部を体腔内に挿入して内視鏡検査を行う場合、大腸のように複雑に屈曲した部位に円滑に挿入するためには、熟練を要する場合がある。

このため、経験の浅い術者の場合においても、挿入部を簡単に挿入できると、内視鏡検査の時間の短縮が可能となり、そのメリットは大きい。

例えば、第 1 の従来例としての特開 2004 - 167010 号公報は、内視鏡画像により、内視鏡挿入方向の検出に関係、或いは管腔構造に関係するハレーション等、所定の濃度値の画素を抽出する画素抽出手段等を備えた内視鏡挿入方向検出装置を開示している。そして、この第 1 の従来例は、抽出結果により、内視鏡の挿入方向を決定する。

【0003】

また、第 2 の従来例としての特開 2003 - 93328 号公報は、内視鏡画像における明暗方向を検出することにより、内視鏡の挿入部を挿入する方向を決定する内視鏡挿入方向検出装置及び内視鏡挿入方向検出方法を開示している。

【特許文献 1】特開 2004 - 167010 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 93328 号公報

【非特許文献 1】O P l u s E 2003 年 10 月 p p 1130 ~ 1136 「シーン理解のためのパターン認識」長谷川

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記従来例は、挿入方向を決定する手段若しくは方法として、内視鏡画像のシーンにおける挿入方向（管腔構造）に関係する特徴量を総合的に判断していないため、精度の高い挿入方向を検出することが困難になる欠点があった。

例えば複数の異なる特徴量に対応したシーンがあると、従来例は、抽出若しくは検出された特徴量の順序に依存して挿入方向を決定する。このため、従来例は、主要でない特徴量に対して挿入方向の検出処理を行う可能性があり、精度の高い挿入方向を検出することが困難になる欠点があった。

【0005】

（発明の目的）

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入方向に関係する複数の特徴量が存在するようなシーンの場合にも精度の高い挿入方向の検出ができる内視鏡挿入方向検出装置及び内視鏡挿入方向検出方法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】

【0006】

本発明の内視鏡挿入方向検出装置は、体腔内に挿入される内視鏡により撮像された動画の内視鏡画像のシーンに対して、前記体腔内における内視鏡挿入方向の検出に関係する種類が異なる複数の特徴量のクラスに分類する分類手段と、

前記分類手段により分類された特徴量のクラスそれぞれに対応して設けられ、前記内視鏡の挿入方向を算出する挿入方向算出手段と、

を具備したことを特徴とする。

10

20

30

40

50

上記構成により、内視鏡挿入方向に関係する複数の特徴量が存在するようなシーンの場合にも精度の高い挿入方向の検出ができるようにしている。

【 0 0 0 7 】

また、本発明の内視鏡挿入方向検出方法は、体腔内に挿入される内視鏡により撮像された動画の内視鏡画像のシーンに対して、前記体腔内における内視鏡挿入方向の検出に関する種類が異なる複数の特徴量のクラスに分類する分類ステップと、

前記分類ステップにより分類された特徴量のクラスそれぞれに対応して、前記内視鏡の挿入方向を算出可能とする挿入方向算出ステップと、

を具備したことを特徴とする。

上記ステップを備えた構成により、内視鏡挿入方向に関係する複数の特徴量が存在するようなシーンの場合にも精度の高い挿入方向の検出ができるようにしている。 10

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、内視鏡挿入方向に関係する複数の特徴量が存在するようなシーンの場合にも精度の高い挿入方向の検出ができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 実施例 1 】

【 0 0 1 0 】

図 1 ないし図 1 3 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は本発明の実施例 1 の挿入方向検出装置を備えた内視鏡システムの全体構成を示し、図 2 は挿入方向検出装置の構成を示し、図 3 は挿入方向検出装置を構成する C P U の主要な機能を示し、図 4 は本実施例による挿入方向検出の処理内容を示し、図 5 は内視鏡画像の表示画面に検出された管腔暗部の領域を示すマーカを表示した例を示す。 20

図 6 は内視鏡画像の表示画面に検出された襞により挿入方向を示す挿入方向マーカを表示した例を示し、図 7 はシーン特徴量を高次局所自己相関係数の算出に用いられる基準となる 2 次元のパターンを示し、図 8 はシーン特徴量を算出する演算の説明図を示し、図 9 は特徴量を算出する処理手順を示す。

図 1 0 は図 9 の画像を縮小する際に用いられる離散ウェーブレット変換による縮小されたサブバンド画像例を示し、図 1 1 は第 1 変形例における特徴量を算出する処理手順を示し、図 1 2 は第 2 変形例における特徴量を算出する処理手順を示し、図 1 3 は図 1 2 の離散ウェーブレット変換による縮小されたサブバンド画像例を示す。 30

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すように本発明の実施例 1 を備えた内視鏡システム 1 は、内視鏡装置 2 と、この内視鏡装置 2 から入力される内視鏡画像の映像信号に対して、挿入方向を検出する画像処理を行う内視鏡挿入方向検出装置（以下、挿入方向検出装置と略記）3 とから構成される。

内視鏡装置 2 は、被検体としての例えば大腸 4 に挿入される内視鏡 5 と、この内視鏡 5 に照明光を供給する光源部 6 と信号処理部 7 とを備えた制御装置 8 と、信号処理部 7 から出力される映像信号を表示する観察用モニタ 9 とから構成される。 40

この信号処理部 7 から出力される映像信号は、挿入方向を検出及び表示する挿入方向検出装置 3 に入力される。

【 0 0 1 2 】

内視鏡 5 は、大腸 4 等に挿入される細長の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた操作部 1 2 と、操作部 1 2 から延出されるユニバーサルケーブル 1 3 とを有し、このユニバーサルケーブル 1 3 の末端のコネクタ 1 4 は、制御装置 8 に着脱自在に接続される。

制御装置 8 内の光源部 6 は、照明光を発生するランプ 1 5 を有し、このランプ 1 5 の照明光は内視鏡 5 のライトガイド 1 6 の入射端に入射され、この入射端に入射された照明光 50

は、挿入部 11 の先端部 17 のライトガイド出射端に伝送される。そして、このライトガイド出射端から伝送された照明光が出射され、挿入部 11 が挿入された大腸 4 内部を照明する。

【0013】

先端部 17 には、ライトガイド出射端に隣接して観察窓（撮像窓）が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 18 と、その結像位置に配置された例えば電荷結合素子（CCD と略記）19 とが配置されている。

なお、先端部 17 の後端には湾曲自在の湾曲部 20 が設けてあり、術者等の操作者は、操作部 12 に設けた湾曲ノブ 30 を回動等する操作を行うことにより、湾曲部 20 を上下、左右の任意の方向に湾曲することができる。

上記 CCD 19 は、制御装置 8 内の信号処理部 7 を構成する CCD ドライブ回路 21 と信号線を介して接続され、この CCD ドライブ回路 21 からの CCD ドライブ信号が CCD 19 に印加されることにより、CCD 19 は光電変換した撮像信号を出力する。

この撮像信号は、信号処理回路 22 に入力され、この信号処理回路 22 は撮像信号から、例えばアナログ RGB 信号の映像信号を生成する。

【0014】

この映像信号は、観察モニタ 9 に入力され、この観察モニタ 9 の表示面には CCD 19 の撮像面に結像された内視鏡画像が表示される。また、この映像信号が入力される挿入方向検出装置 3 は、図 2 に示すような構成である。

この挿入方向検出装置 3 は、コンピュータ 23 と、表示装置 24 とから構成される。アナログ RGB 信号は、コンピュータ 23 内の A/D 変換器 25 を介してデジタルの RGB 信号に変換された後、入出力制御を行う I/O 制御部 26 に入力される。

この I/O 制御部 26 は、挿入方向検出の画像処理を行う中央処理装置（CPU と略記）27 と、CPU 27 の画像処理のメインプログラム 28a を記憶した記憶装置 28 と、表示装置 24 とに接続されている。また、CPU 27 は、挿入方向検出の画像処理を行う際のワークエリアとして使用したり、画像情報等を一時記憶するメインメモリ 29 と接続されている。

【0015】

メインプログラム 28a は、本実施例における挿入方向検出にともなう一連の処理を実行するプログラムであるとともに、I/O 制御部 26 に対する A/D 変換器 25 からの画像信号の取得要求、表示装置 24 への挿入方向検出処理結果表示要求等を行うようになっている。

本実施例においては、CPU 27 は、図 3 に示すような処理機能を有する。つまり、CPU 27 は、内視鏡画像のシーンからシーン特徴量を算出するシーン特徴量算出機能 27a と、シーン特徴量の特徴量ベクトルに基づき、内視鏡挿入方向を検出するために体腔内における内視鏡挿入方向（換言すると体腔内の管腔構造）に密接に関係する複数の異なる特徴量（具体的には後述する管腔暗部、襞、その他）のクラスに分類する判別分析機能（クラス分け機能）27b とを有する。

【0016】

また、この CPU 27 は、分類された複数の異なる特徴量のクラスそれぞれに対応して挿入方向を算出する挿入方向算出（検出）機能 27d を有している。

従って、本実施例は、内視鏡画像における内視鏡挿入方向を検出する場合に用いられる内視鏡画像の各シーンにおいて、複数の異なる特徴量、或いはこれらの特徴量に対応した構造が存在するような場合にも、クラス分けにより複数の特徴量に分類し、かつ分類された各特徴量に対応した挿入方向の算出を行うことにより、適切に挿入方向の算出を行うことができるようにしている。

なお、本実施例は、図 3 に示すようにクラス分け機能 27b は、クラス分けする機能の他に、複数の特徴量のクラスにおける主要な特徴量のクラスを算出する主要クラス算出機能 27c を含む。そして、実際に挿入方向の算出を行う処理は、主要な特徴量のクラスに対してのみ行う構成にして、処理量を削減している。このように処理量を削減しない場合

10

20

30

40

50

については後述（図 1 4）する。

【 0 0 1 7 】

次に本実施例の（内視鏡）挿入方向検出方法による作用を図 4 のフローチャートを参照して説明する。

挿入方向検出装置 3 の C P U 2 7 は、ステップ S 1 に示すように内視鏡画像の R G B 画像における例えば、R 画像を取得し、メインメモリ 2 9 或いは記憶装置 2 8 に一時格納する。

そして、次のステップ S 2 において C P U 2 7 は、取り込んだ R 画像のシーンに対して、管腔暗部、襞等を含むシーン特徴量の算出処理を行う。このシーン特徴量の算出については、後述する。また、各シーンは、動画の内視鏡画像における各フレームの場合でも良いし、数フレーム周期における 1 フレームの場合でも良い。

次のステップ S 3 において、C P U 2 7 は、算出したシーン特徴量の判別分析の処理を行う。

【 0 0 1 8 】

判別分析の処理は、例えば特開 2 0 0 2 - 1 6 5 7 5 7 号公報にて開示されているものを採用することができる。

C P U 2 7 は、算出されたシーン特徴量を特徴量ベクトルとして、統計的若しくは非統計的識別器を用いて管腔暗部、襞、その他との、内視鏡挿入方向（或いは管腔構造）に密接に関係する複数の特徴量のクラスにクラス分け（或いはクラス分類）する判別分析を行う。

また、C P U 2 7 は、このクラス分けした後、ステップ S 4 に示すように、管腔暗部、襞、その他の各特徴量のクラスにおける基準として予め用意された教師データからの類似度を示す指標も算出し、複数の特徴量のクラスが存在する場合、主要な特徴量のクラスを算出する。

そして、ステップ S 4 で算出された主要な特徴量のクラスに応じて、次の分岐処理して行う。

【 0 0 1 9 】

主要なクラスとして、管腔暗部が算出された場合には、ステップ S 5 a に示すように C P U 2 7 は、R 画像に対して管腔暗部領域の検出の処理を行う。管腔暗部領域の検出の処理は、暗部検出用の閾値で、所定サイズ以上の領域を検出することにより行う。或いは、ステップ S 2 或いは S 3 の処理に用いた情報を用いて管腔暗部領域の検出を行う。或いは、例えば特公 2 7 1 0 3 8 4 号公報の暗部領域検出手法を採用して行うようにしても良い。

この管腔暗部領域の検出の後、ステップ S 6 a に示すように C P U 2 7 は、検出された管腔暗部領域に図 5 に示すように管腔暗部マーカ M a を内視鏡画像に表示する。或いは図 5 における点線で示すように内視鏡画像の中心から管腔暗部方向に向く挿入方向マーカ M a を表示しても良い。

一方、ステップ S 4 において主要なクラスとして、襞が算出された場合には、ステップ S 5 b に示すように C P U 2 7 は、R 画像から襞の検出の処理を行い、その後ステップ S 6 b に示すように、襞の重心位置を算出する処理を行う。

【 0 0 2 0 】

襞の検出及び重心位置の算出の処理は、ステップ S 2 或いは S 3 の処理に用いた情報を用いて行うことができる。或いは、特公 2 6 8 0 1 1 1 号公報の襞検出及び襞の重心位置検出手法に基づいて襞の重心位置を算出しても良い。

そして、ステップ S 7 に示すように C P U 2 7 は、襞を含んだ管腔の中心を求めて、図 6 に示すように挿入方向マーカ M b を表示する。

一方、ステップ S 4 において主要なクラスとして、その他のクラスに分類された場合（つまり、管腔暗部や襞が十分に算出できないシーンの場合）には、ステップ S 5 c に示すように C P U 2 7 は R 画像から濃度勾配の検出を行う。この濃度勾配の検出の処理は、例えば特開 2 0 0 3 - 0 9 3 3 2 8 号公報の濃度勾配検出手法を採用する。そして C P U 2

10

20

30

40

50

7 は、この濃度勾配検出手法に基づいて内視鏡画像の濃度勾配を求める。そして、検出された濃度勾配の方向に、図 6 に示すような挿入方向マーカを表示する。

【 0 0 2 1 】

このようにして挿入方向マーカ等の表示を行う分岐処理を行うことによりステップ S 8 の分岐処理エンドとなる。そして、最初のステップ S 1 に戻り、次のシーンに対して同様の処理を繰り返す。

本実施例は、図 4 に示したように、動画の内視鏡画像の各シーンにおけるそのシーン特徴量を算出し、さらにシーン特徴量の判別分析を行って、内視鏡挿入方向（換言すると管腔構造）に密接に関係する特徴量としての管腔暗部、襞、その他の特徴量にクラス分けし、主要な特徴量のクラスの情報に基づいて挿入方向を検出し、挿入方向のマーカ等の情報

10

を表示する処理を行う。  
従って、術者は、挿入方向の情報に従って、湾曲操作を行うことにより、挿入部 11 の先端側を管腔暗部に導入することが容易となり、挿入作業を円滑に行うことが可能となる。

【 0 0 2 2 】

このように本実施例における方法は、従来例が抽出又は検出された特徴量の順序に左右された挿入方向の検出を行ってしまう欠点を改善し、精度の高い挿入方向の検出を行う。また、本実施例では、複数の特徴量のクラスに分類した場合、分類された複数の特徴量に対応した挿入方向の検出をそれぞれ行う行うことなく、主要な特徴量のクラスの場合に対してのみ行うように CPU 27 は処理を低減する制御をしている。

20

【 0 0 2 3 】

つまり、CPU 27 は、主要な特徴量に対応した挿入方向の算出及び算出された挿入方向の表示を行うようにして、処理量を低減できるようにしている。

【 0 0 2 4 】

次に、シーン特徴量の算出、及びシーン特徴量の判別分析（クラス分け）について説明する。本実施例では、自己相関係数、より具体的には高次局所自己相関係数を算出してシーン特徴量の算出を行う。この高次局所自己相関係数に関して、例えば非特許文献 1 の O P l u s E 2003 年 10 月 p p 1130 ~ 1136 「シーン理解のためのパターン認識」長谷川に解説がある。

シーン特徴量を算出する手法は、シーンとなる画像内のテクスチャーのシーン特徴量を求める手法である。高次局所自己相関係数をシーン特徴量とする手法は、局所領域（具体的には  $3 \times 3$  画素領域）内の  $n$  点（一般的には  $n = 3$  が使用される）までで限定した自己相関関数を定義し、これを画像全体に適用することによりシーン特徴量を統計的に算出する手法である。

30

【 0 0 2 5 】

図 7 は、本実施例におけるシーン特徴量の算出において使用する 2 次元の基準パターンとしての高次局所自己相関特徴を示す。ここで、1 で示す画素部分の配置が特徴となっている。そして、CPU 27 は、R 画像に対して、 $3 \times 3$  の局所領域を設定し、図 7 の No. 1 から No. 25 におけるそれぞれ 1 で示す部分の画素値を加算する局所の自己相関係数の算出に対応した処理を、R 画像上で  $3 \times 3$  の局所領域を 1 画素ずつずらしながら行うことにより、シーン特徴量を算出する。

40

この場合、例えば図 7 における No. 2 の特徴に対する特徴量を算出する例を、図 8 (A) 及び図 8 (B) に示す。図 8 (A) は、あるシーンの画像における左上隅に設定した最初の  $3 \times 3$  の局所領域を示し、No. 2 の特徴に対するシーン特徴量を算出する場合には、画素  $a_{22}$  と  $a_{23}$  の画素値  $a_{22}$  と  $a_{23}$ （簡単化のため画素と同じ符号で示す）を加算する。つまり、CPU 27 は、加算値  $a_{22} + a_{23}$  を算出する。

【 0 0 2 6 】

そして、CPU 27 は、この  $3 \times 3$  の局所領域を左側に 1 画素分平行に移動して図 8 (B) に示す  $3 \times 3$  の局所領域を設定して、この場合の画素値  $a_{23} + a_{24}$  を図 8 (A) で求めた加算値に加算する。このような処理を各シーンの画像全てに対して行うことによ

50

り、No. 2 の特徴に対するシーン特徴量を算出する。No. 2 の場合で説明したが、その他のNo. の場合にも同様に行う。このようにして、25個のシーン特徴量を算出することができる。

本実施例では、図7に示す25個の特徴を適用する場合、図9に示すように画像の縮小処理を行って、シーン特徴量を算出することにより、シーン特徴量の算出処理を高速化する。

図9は、シーン特徴量の算出と、算出されたシーン特徴量を特徴量ベクトルとみなしてクラス分けを行う処理を示す。

#### 【0027】

図9に示すように、シーン特徴量の算出が開始すると、ステップS11に示すようにCPU27は、画像を縮小する処理を行う。この場合、CPU27は、内視鏡画像におけるR画像の撮像領域を512×512のサイズで切り出し、この切り出した画像を、例えば32×32のサイズに縮小する。

この画像を縮小（換言すると解像度を変換）する縮小方法としては、公知の技術である例えば離散ウェーブレット変換を使用する。図10は、離散ウェーブレット変換において、分解レベル2の変換係数群（サブバンド画像）を示す。離散ウェーブレット変換により生成されたサブバンド画像をHH1、LH1、HL1、HH2、LH2、HL2、LL2で示している。

#### 【0028】

ここで、例えばHH1は、水平、垂直方向共に、高域通過フィルタを適用して得られる画像成分を示し、HHxのxは原画像に対する分解レベルを示す。また、LH、HL、LLは、それぞれ水平方向に低域通過型フィルタ、垂直方向に高域通過型フィルタを適用した画像成分、水平方向に高域通過型フィルタ、垂直方向に低域通過型フィルタを適用した画像成分、水平方向に低域通過型フィルタ、垂直方向に低域通過型フィルタを適用した画像成分を示す。

また、LL2、HL2、LH2、LL2は、LL1をサブバンドに分解することで導出される。なお、分解レベル1の場合には、分解前の画像は、原画像の水平及び垂直方向のサイズが1/2となる4つの変換係数HH1、LH1、HL1、LL1に分解されることになる（図13参照）。

#### 【0029】

このようにして離散ウェーブレット変換によるサブバンド画像の生成を分解レベル4まで行うことにより32×32の縮小画像を生成する。

そして、ステップS12に示すようにCPU27は、上述した高次局所自己相関係数の算出を行う。

そして、算出された25個のシーン特徴量の数列を特徴量ベクトルとみなして、ステップS13に示すようにCPU27は、管腔暗部、襞、その他の特徴量のクラスにクラス分けする判別処理を行うことになる。

この場合、CPU27は、クラス分けの判別処理を行う場合、例えば記憶装置28に予め管腔暗部、襞、その他の場合が有する特徴量ベクトルの分布領域等の教師データを参照して行う。

#### 【0030】

また、管腔暗部、襞、その他の教師データとの類似度を示す指標を算出することにより、複数の特徴量のクラスが存在した場合には主要な特徴量のクラスの算出を行う。そして、図4にて説明したように主要な特徴量のクラスに対して挿入方向を検出する処理を行い、検出された挿入方向を表示する。

このような処理を行う本実施例は、外乱などでノイズが発生或いは混入しても、自己相関係数を用いてシーン特徴量を算出するため、ノイズの影響を殆ど受けないで各シーンから内視鏡挿入方向（又は管腔構造）に密接に関係する特徴量を精度良く算出することができる。

また、本実施例は、管腔暗部、襞等の複数の構造が内視鏡画像中に存在しても、各シー

10

20

30

40

50



ン特徴量を抽出すると共に、それらを管腔暗部、襞等の特徴量のクラスにクラス分けし、主要な特徴量のクラスに対応した処理アルゴリズムで挿入方向を算出して表示する。

#### 【 0 0 3 1 】

従って、本実施例は、管腔暗部、襞等における 1 つの特徴量のみを含むような構造の場合はもとより、複数の構造が存在する場合にも、適切に挿入方向を算出して表示するので、術者は挿入作業や、内視鏡検査を円滑に行うことができる。

次に図 9 に対する第 1 変形例を説明する。図 9 においては、画像を縮小して、縮小した画像に対して高次局所自己相関係数の算出を行っていたが、第 1 変形例は簡略化した処理方法、つまり、小領域の画素の平均値をシーン特徴量として算出する。

本変形例は、シーン特徴量の算出のために、内視鏡画像の解像度の変換とも言える小領域の画素の平均値を算出する。 10

#### 【 0 0 3 2 】

図 1 1 は第 1 変形例によるシーン特徴量の算出等を示すフローチャートを示す。シーン特徴量の算出処理が開始すると、CPU 2 7 はステップ S 3 1 において、撮像された R 画像を例えば 8 × 8 の小領域に分割し、小領域内の画素値の平均値を小領域画素値とすることにより縮小画像を生成する。

#### 【 0 0 3 3 】

次のステップ S 3 2 において CPU 2 7 は、この縮小画像における小領域画素値をシーン特徴量の構成要素とみなして、その小領域画素値をスキャンしてその数列を特徴量ベクトルとするシーン特徴量を算出する。 20

次のステップ S 3 3 において CPU 2 7 は、この特徴量ベクトルを用いて判別分析を行う。

本変形例は、図 9 に示した処理方法よりも簡単な処理で特徴量のクラス分けを行うことができる。

次に図 1 2 に示すフローチャートを参照して図 9 の第 2 変形例を説明する。本変形例は、ヒストグラムを利用する処理方法である。

本変形例は、シーン特徴量を回転や平行移動に依存せずに行うために、画像の画素値または周波数特性のヒストグラムを、教師画像のヒストグラムと比較する手法を採用する。

周波数特性に関しては、前述の離散ウェーブレット変換を使用する。

#### 【 0 0 3 4 】

そして、シーン特徴量の算出が開始すると、最初のステップ S 4 1 において CPU 2 7 は、R 画像に対して、前述の離散ウェーブレット変換を行う。 30

ステップ S 4 1 により、図 1 3 に示すように各解像度の画像ごとに、水平 (H L 1)、垂直 (L H 1)、斜め (H H 1) の 3 方向のスペクトルと低周波成分 (L L 1) の各々のサブバンド画像を得ることができる。

次のステップ S 4 2 において CPU 2 7 は、サブバンド画像に対してヒストグラム算出を行う。そして、次のステップ S 4 3 において CPU 2 7 は、ヒストグラムの比較により、クラス分け (分類) を行う。なお、ここでは分解レベル 1 の場合のサブバンド画像の場合で説明するが、分解レベル 2 等のサブバンド画像で行っても良い。

#### 【 0 0 3 5 】

ヒストグラムを比較する方法としては、例えば  $\chi^2$  分布を用いた手法を採用する。この場合、K 個のヒストグラムを比較する場合には、以下の公式 (1) により K 個の  $\chi^2$  分布の値を求め、式 (2) により比較値 COMP を求める。 40

#### 【 0 0 3 6 】

$$\chi^2 = \sum_i (q_i - h_i)^2 / (q_i + h_i) \quad (1)$$

$$COMP = (1 / K) \sum_i \chi_i^2 \quad (2)$$

ここで、 $\sum_i$  は、 $i = 1$  から K までの総和を、 $\sum_i$  は、 $i$  の総和を示す。また、 $q_i$  は、比較 (検出) 対象のヒストグラムの  $i$  番目の頻度値であり、 $h_i$  は、教師画像のヒストグラムの  $i$  番目の頻度値である。

よって、各分類された特徴量のクラスに、その特徴量に対応する教師画像のヒストグラ 50

ムを用意しておき、各々の<sup>2</sup>分布を求めることにより、その値が小さい教師画像が属する特徴量のクラスに分類できる。また、<sup>2</sup>分布の値が最も小さい教師画像が属する主要な特徴量のクラスを算出することもできる。

#### 【0037】

このように本変形例によれば、ヒストグラムを利用して、内視鏡挿入方向（或いは管腔構造）に関する管腔暗部等の特徴量を算出することができる。そして、主要な特徴量を算出して、その主要な特徴量に対して精度の高い挿入方向の検出ができる。

なお、<sup>2</sup>分布ではなく、相関係数 $(\sum_i q_i \cdot h_i - \sum_i q_i \cdot \sum_i h_i) / ((\sum_i q_i^2 - \sum_i q_i \cdot \sum_i q_i) \cdot (\sum_i h_i^2 - \sum_i h_i \cdot \sum_i h_i))^{1/2}$ や差分 $\min(q_i, h_i)$ を比較値として使用してもよい。

このように変形例の場合においても、内視鏡挿入方向（或いは管腔構造）に関連した特徴量を算出でき、精度の高い挿入方向の検出が可能となる。

#### 【実施例2】

#### 【0038】

次に図14から図18を参照して本発明の実施例2を説明する。実施例1においては、シーン特徴量の判別分析を行った後、特徴量のクラス分けを行い、このクラス分けの際に、主要なクラスの算出を行った。本実施例では、主要なクラスを算出する処理を行わないで、クラス分けした結果に応じた分岐処理を行うようにしたものである。

図14は、本実施例の内視鏡挿入方向検出方法を示す。図14は、図4におけるステップS4の主要なクラスを算出する代わりに、クラス分けに応じた処理に分岐するステップS4としている。

#### 【0039】

従って、本実施例は、シーンにおいて複数の特徴量に対応する構造が存在した場合には、複数の特徴量に応じて、複数の挿入方向を検出して、その結果を表示する。この場合、複数の挿入方向が全て一致していると、その挿入方向の精度が高いことになる。これに対して、複数の挿入方向が異なる場合には、全て一致して検出された場合よりは挿入方向の検出精度が低くなる。この場合にはその表示内容から挿入方向を術者が判断する。

従って、本実施例は、シーンにおいて複数の特徴量に対応する構造が存在した場合にも、従来例における特徴量の検出（抽出）の順序により挿入方向の検出結果が影響されてしまうような欠点を解消する。

#### 【0040】

なお、本実施例の変形例として、実施例1で説明したように予め用意された教師データとの類似度を示す指標の値の情報を、挿入方向の表示に反映するようにしても良い。例えば指標の値の大きさに応じて、挿入方向を示す矢印の大きさを変え、術者に対して、最も大きな矢印で表示される挿入方向が最も精度良く検出された挿入方向であると告知するようにしても良い。

また、実施例1にも適用できるが、本実施例における特徴量のクラス分けにより管腔暗部の特徴量のクラスが検出された場合における（挿入方向の検出のための）管腔暗部の領域部分を精度良く検出する検出方法を以下に説明する。

本実施例における管腔暗部の領域検出は、特公2710384号公報に記載された内容を改良したものである。この場合の改良点を簡単に説明すると、以下のようになる。

#### 【0041】

特公2710384号公報に記載の方法は、多重の解像度の画像を生成し、上位/下位の階層間の明度平均値を比較することにより、領域の分割、併合を行い、所定の明度範囲を持つ暗部領域を検出する。

しかし、この方法は、滑らかな明度変化を持つ暗部の場合におけるその境界を検出することが難しかった。また、この方法は、明度平均値のみの比較であるため、分散の大きい小領域、テクスチャーのある小領域を誤検出してしまう可能性があった。

より具体的に説明すると、上記公報記載の方法は、図15(A)に示すように管腔暗部の領域として検出された解像度Aにおける実線で示す画素（原画像における矩形の小領域

10

20

30

40

50

）の画素値（小領域内に含まれる画素の平均値）と、隣接する画素（解像度 A の点線で示す小領域）の画素値との差または比が、所定の閾値内である場合に、その小領域を併合する。

#### 【0042】

また、この方法は、4分割する4分木構造の多重の解像度の画像を利用して、直近の下位の階層の画像をおける近接した小領域を併合して、管腔暗部の領域の外形線を求める。

つまり、直近の下位の階層の画像（図15（B）に示すように解像度 A の下位となる解像度 B の画像）について、解像度 A における管腔暗部の領域の画素と同じ位置に存在する画素（図15（A）における解像度 B の太い実線で示す4つの小領域）に近接する、点線で示す画素（解像度 B の点線で示す小領域）の画素値との差または比が、所定の閾値内である場合に、その小領域を併合する。

10

このように上記公報の方法は、解像度 A、解像度 B の画素値は、画素を小領域とみなす場合の、小領域内に含まれる原画像の画素値の平均値を使用している。

#### 【0043】

しかし、図15（B）に示すように、小領域内にエッジやテクスチャーが存在する場合や濃度勾配が存在する場合には正確な判定ができず、誤った管腔暗部の領域を抽出してしまう、という問題があった。例えば、図15（B）の右側の3つの各小領域内の画素値平均値は、全て同一である。このため、上記方法はこれらを同じ平均値を持つために併合する処理を行い、誤った管腔暗部の領域を抽出してしまう可能性がある。

このため、本実施例においては、図15（B）のような誤抽出（誤併合）を行わないで、適切に併合処理を行うようにする。このため、本実施例は、図16及び図17のような処理を行う。

20

管腔暗部の検出が開始すると、図16のステップ S 5 1 において CPU 2 7 は、取り込んだ R 画像から画素数の異なる複数の画像を生成する。

#### 【0044】

そして、次のステップ S 5 2 において CPU 2 7 は、前のステップ S 5 1 によって生成された複数の画像において、画素数の少ない画像から順に、その画像における各画素の明度を検査し、所定の画素数の画像における管腔暗部に相当する暗部領域を抽出する。

#### 【0045】

次のステップ S 5 3 において CPU 2 7 は、前のステップ S 5 2 で求めた暗部領域の近傍の領域であって、求める明度範囲内の領域を、前のステップ S 5 2 で求めた暗部領域に併合する併合処理を行う。このようにして、CPU 2 7 は、ステップ S 5 1 からステップ S 5 3 の処理を行うことにより、管腔暗部に相当する暗部領域の検出を行う。

30

また、本実施例におけるステップ S 5 3 の詳細を図17に示す。ステップ S 5 3 の処理が開始すると、ステップ S 6 1 において CPU 2 7 は、抽出された暗部領域のグレーレベル（R の平均値）を算出する。この場合、例えば図15（A）に示したような、ある解像度 A の画像において実線で示す暗部領域（前のステップ S 5 2 で抽出）内のグレーレベルとして、その領域内の R の平均値を求める。

#### 【0046】

また、CPU 2 7 は、この暗部領域に近接する領域（例えば、図15（A）の解像度 A における点線で囲まれた領域）における、グレーレベル（つまり、R の平均値）と、濃度勾配角の分散と、変動係数（ $C.V.$ 、標準偏差を平均値で割った値）を求める。

40

濃度勾配角は、図18に示すように対象とする  $3 \times 3$  の小領域における画素  $a_{11}$  から3画素目の濃淡値の勾配或いは差分情報をもとにして、X 方向濃淡勾配と Y 方向濃淡勾配のタンジェントにより求める。

具体的には、図18のように画素を表した場合、濃度勾配角  $\theta$  は、 $\theta = \arctan(a_{31} - a_{11}) / (a_{13} - a_{11})$  で算出される。また、濃度勾配角の分散とは、領域内に含まれる画素の位置の濃度勾配角の分散である。

#### 【0047】

次のステップ S 6 2 において CPU 2 7 は、抽出された領域内のグレーレベルに近接す

50

る領域のグレーレベルとの差分または比が所定の範囲内にあるか否かを検査する。そして、所定の範囲内にあれば次のステップS 6 3に進む。一方、所定の範囲内に入っていない場合には、ステップS 6 6の処理に移る。

続くステップS 6 3においてCPU 2 7は、近接する領域の変動係数が所定の範囲内にあるか否かを検査する。そして、所定の範囲内にあれば次のステップS 6 4に進む。一方、所定の範囲内に入っていない場合には、ステップS 6 6の処理に移る。

【0048】

続くステップS 6 4においてCPU 2 7は、近接する領域の濃度勾配角の分散が所定の範囲内にあるか否かを検査する。そして、所定の範囲内にあれば次のステップS 6 5に進む。一方、所定の範囲内に入っていない場合には、ステップS 6 6の処理に移る。

10

ステップS 6 2からステップS 6 4までの条件を満たす場合には、ステップS 6 5においてCPU 2 7はその近接する周辺の領域を既に得られた暗部領域に併合して、ステップS 6 1に戻る。

一方、ステップS 6 2からステップS 6 4に示す条件のいずれかを満たさない場合にはステップS 6 6に示すようにCPU 2 7は、より高い精度の検査が必要か否かを、現在の解像度の設定値から判定する。現在の解像度の設定値が所定の終端解像度の設定値と同一であれば、この処理を終了する。そうでなければ、次のツリーレベル（解像度）の画像に対して同様の処理を行う。例えば、図15（A）の解像度で行っていた場合には、その下に示す解像度Bについて同様の判定処理を行う。そして、ステップS 6 1に戻る。

【0049】

20

このような処理を、初期の管腔暗部に相当する暗部領域に対して再帰的に処理することによって管腔暗部の領域を広げていき、管腔暗部の領域の外形線（輪郭）の精度を高める。

以上のように本実施例は、近接する領域との併合処理において、近接領域の画素平均値だけではなく、近接領域の画素値の変動を考慮して比較することにより、ほぼ様な画素値分布を持った領域を併合することになり、管腔暗部の領域の検出精度を向上できる。

【0050】

また、近接する領域との併合処理において、近接する領域の濃度勾配角の分散を比較することにより、滑らかな勾配を持った領域を併合することになり、管腔暗部の領域の検出精度を向上できる。

30

このような併合処理を行うため、例えば図15（B）に示したように単にグレーレベルが所定の範囲内に入るような場合に併合してしまう誤併合を防止して精度の高い管腔暗部の領域を検出できる。従って、本実施例は、管腔暗部の領域の検出精度の向上により、内視鏡挿入方向の検出の精度が向上する。

【実施例3】

【0051】

次に図19から図23を参照して本発明の実施例3を説明する。本実施例も実施例2と同様に、精度良く管腔暗部を検出する方法を提供する。本実施例における管腔暗部を検出する方法は、図19のフローチャートに示すものであり、この方法は、例えば特開2003-93328号公報に開示されている方法を改良したものである。

40

この場合、特開2003-93328号公報の従来例に開示された方法は、例えば図20に示すような内視鏡画像のように管腔暗部の領域C以外にも、暗部領域Dが存在した場合、検出しようとする管腔暗部の領域Cを精度良く検出することが困難であった。なお、この例では、管腔暗部の領域C内には、その奥方に腸管湾曲や襞による明領域と暗領域Eが存在している。

そして、図20における管腔暗部の領域Cと暗部領域Dを結ぶ線分F，F上の濃度値を示すと図21のようになる。

【0052】

上記従来例においては、管腔暗部の領域Cを検出する閾値を一意に決定する必要がある。その決定方法は、全画面内の画素値のヒストグラムの解析などが広く使用される。

50

もし決定された閾値が  $T$  である場合には、図 20 の E で囲まれた領域しか抽出できない。また、決定された閾値が  $T'$  である場合には、暗部領域 D の一部も抽出してしまう。このように従来例では、画像ごとに最適な閾値を決定することが必要になり、管腔暗部の領域 C を精度良く検出することが困難になるという問題があった。

このため、本実施例では、図 19 に示すフローチャートに示す検出方法によって、管腔暗部の領域 C を抽出する。この検出方法は、図 20 における管腔暗部の領域 C のみを抽出する手法となる。

#### 【0053】

図 19 に示すように CPU 27 は最初のステップ S 71 において、内視鏡画像を小領域に分割する。本実施例では、説明を簡単にするために、図 22 に示すように  $4 \times 4$  個の矩形の小領域  $b \times y$  ( $x = 1 \sim 4$ ,  $y = 1 \sim 4$ ) に分割した例で説明する。 10

次のステップ S 72 において CPU 27 は、各小領域  $b \times y$  の画素値の平均値  $\langle b \times y \rangle$  を求める。本実施例では、内視鏡画像に対応する RGB 色信号のうち R の平均値を求める。

次のステップ S 73 において CPU 27 は、各々の小領域  $b \times y$  について、近接する 8 方向 (4 隅では 3 方向、外周に沿った小領域では 5 方向) の画素値の平均値と、処理対象の自小領域  $b \times y$  の画素値の平均値  $\langle b \times y \rangle$  とを比較 (或いは差分値を算出) して、濃度勾配方向を求める。もし、自小領域  $b \times y$  の画素値の平均値  $\langle b \times y \rangle$  が比較する近接小領域の中の最低値であれば、濃度勾配方向は 0 とする。

#### 【0054】

具体的には、最初の小領域  $b_{11}$  の場合には、差分値で表現すると、 $\langle b_{21} \rangle - \langle b_{11} \rangle$ 、 $\langle b_{22} \rangle - \langle b_{11} \rangle$ 、 $\langle b_{12} \rangle - \langle b_{11} \rangle$  の差分値が負となる場合、かつその絶対値が最も大きくなる方向を濃度勾配方向とする。 20

この小領域  $b_{11}$  の場合には、 $\langle b_{21} \rangle$  の平均値が最も小さいため、濃度勾配方向は小領域  $b_{11}$  から小領域  $b_{21}$  に向かう方向となる。このようにして、図 23 に示すような濃度勾配方向の分布 (配列) の情報が得られる。

なお、上記のような差分値を算出した場合、その値の全てが正となる場合には、上記のように濃度勾配方向は 0 とする。図 23 における小領域  $b_{21}$ 、 $b_{42}$  ( $b_{21}$  等の符号は図 22 参照) では、濃度勾配方向 = 0 の小領域となっている。

次のステップ S 74 において CPU 27 は、近接小領域への濃度勾配が生じていない、すなわち濃度勾配方向 = 0 である小領域を順次抽出する。 30

#### 【0055】

そして、次のステップ S 75 において CPU 27 は、ステップ S 74 の処理で濃度勾配が生じていない小領域が抽出されたか否かの判定を行い、そのような小領域が抽出されない場合にはこの処理を終了し、抽出された場合には、ステップ S 76 の処理に進む。

ステップ S 76 の処理において CPU 27 は、濃度勾配が生じていない (濃度勾配方向 = 0 の) 小領域に対して、その小領域に近接する全ての小領域の濃度勾配が、1 つの小領域への濃度勾配方向に集中している条件を満たすかどうか判定する。

図 23 における例えば小領域  $b_{21}$  に関しては、下、右下、右の近接小領域の濃度勾配がこの小領域  $b_{21}$  に向いていない。このため、ステップ S 76 の判定結果で N と判定され、ステップ S 74 に戻る。 40

#### 【0056】

一方、小領域  $b_{42}$  に介しては、全ての近接小領域の濃度勾配が小領域  $b_{42}$  に集中している。このように、全ての近接小領域の濃度勾配が 1 つの小領域に集中している場合には、ステップ S 77 に示すように CPU 27 は、その小領域を管腔暗部の領域候補としてマークする。

図 23 の内視鏡画像の場合には、小領域  $b_{42}$  が管腔暗部の領域候補としてマークされることとなる。そして、ステップ S 78 において CPU 27 は、濃度勾配のない小領域における最後の小領域であるかを判定し、最後の小領域でない場合にはステップ S 74 に戻り、最後の小領域まで行った場合にはステップ S 79 に進む。 50

ステップS79においてCPU27は、以上の処理によりマークされた管腔暗部の領域候補から最終的な管腔暗部の領域を決定する。この場合、複数の管腔暗部の領域候補がマークされる場合がある。その場合には、CPU27は、複数の管腔暗部の領域候補における画素平均値が最も低い値の管腔暗部の領域候補を、管腔暗部の領域と決定する。

なお本実施例では、画像を4×4に分割した矩形の小領域としたが、例えばボロノイ線図による非矩形領域、特公2710384号公報にあるような多重解像度画像の領域統合の結果として得られる領域を利用して処理を行っても、本実施例の目的に対応する効果が得られる。

#### 【0057】

本実施例は、画像を小領域に分割し、分割した各小領域に対して近接する小領域の濃度勾配を調べ、濃度勾配が全て1つに向くように集中している小領域を管腔暗部の領域候補とすることにより、閾値によらないで正確な管腔暗部の領域の検出を行える。従って、本実施例によれば、内視鏡挿入方向検出の精度が向上する。

#### 【0058】

図19における、ステップS76の判定において、全濃度勾配が1つの小領域に集中している条件を満たすか否かの判定を行った場合には、1つも該当する小領域が存在しない場合には、最も濃度勾配が集中している小領域を管腔暗部の候補の可能性がある则表示するようにしても良い。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0059】

体腔内に挿入される内視鏡により撮像された内視鏡画像のシーンにおけるシーン特徴量を算出して、内視鏡挿入方向に関係する管腔暗部、襞等の特徴量のクラスに分類し、分類された特徴量に応じた挿入方向を検出することにより、複数の特徴量が混在するような内視鏡画像の場合にも、精度の良い挿入方向の検出ができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0060】

【図1】図1は本発明の実施例1の挿入方向検出装置を備えた内視鏡システムの全体構成図。

【図2】図2は挿入方向検出装置の構成を示すブロック図。

【図3】図3は挿入方向検出装置を構成するCPUの主要な機能を示す図。

【図4】図4は本実施例による内視鏡挿入方向検出の処理内容を示すフローチャート図。

【図5】図5は内視鏡画像の表示画面に検出された管腔暗部の領域を示すマーカを表示した例を示す図。

【図6】図6は内視鏡画像の表示画面に検出された襞により挿入方向を示す挿入方向マーカを表示した例を示す図。

【図7】図7はシーン特徴量を高次局所自己相関係数の算出に用いられる基準となる2次元のパターンを示す図。

【図8】図8はシーン特徴量を算出する演算の説明図。

【図9】図9は特徴量を算出する処理手順を示すフローチャート図。

【図10】図10は図9の画像を縮小する際に用いられる離散ウェーブレット変換による縮小されたサブバンド画像例を示す図。

【図11】図11は第1変形例における特徴量を算出する処理手順を示すフローチャート図。

【図12】図12は第2変形例における特徴量を算出する処理手順を示すフローチャート図。

【図13】図13は図12の離散ウェーブレット変換による縮小されたサブバンド画像例を示す図。

【図14】図14は本発明の実施例2における内視鏡挿入方向検出の処理内容を示すフローチャート図。

【図15】図15はある解像度の画像からその周辺の画像の併合を行う場合等の説明図。

【図 1 6】図 1 6 は本実施例における暗部領域を検出する処理手順の概略を示すフローチャート図。

【図 1 7】図 1 7 は図 1 6 におけるステップ S 5 3 の処理手順の詳細を示すフローチャート図。

【図 1 8】図 1 8 は濃度勾配角の算出の説明図。

【図 1 9】図 1 9 は本発明の実施例 3 における管腔暗部の領域検出の処理内容を示すフローチャート図。

【図 2 0】図 2 0 は管腔暗部の領域と共に、暗部領域等が混在している内視鏡画像を模式的に示す図。

【図 2 1】図 2 1 は図 2 0 における F - F 線の断面に沿った濃度値を示す図。

10

【図 2 2】図 2 2 は図 1 9 の方法を行う際に分割された小領域を示す図。

【図 2 3】図 2 3 は図 2 0 に示した内視鏡画像中に、図 1 9 の方法に従って濃度勾配方向を示した図。

【符号の説明】

【0 0 6 1】

1 ... 内視鏡システム

2 ... 内視鏡装置

3 ... 挿入方向検出装置

4 ... 大腸

5 ... 内視鏡

20

6 ... 光源部

7 ... 信号処理部

8 ... 制御装置

9 ... 観察モニタ

1 1 ... 挿入部

2 3 ... コンピュータ

2 4 ... 表示装置

2 7 ... C P U

2 7 a ... シーン特徴量検出機能

2 7 b ... 判別分析機能（クラス分け機能）

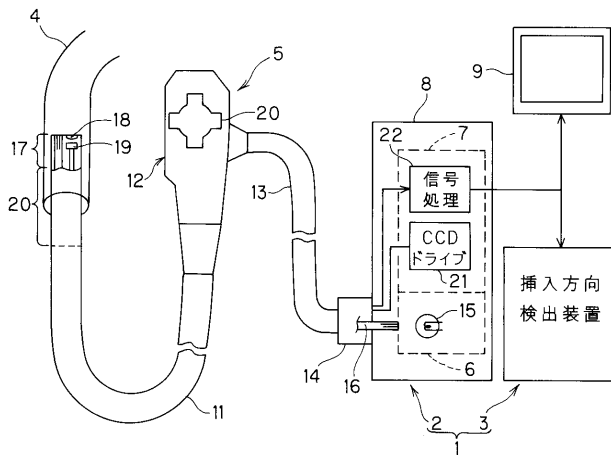
30

2 7 c ... 主要クラス算出機能

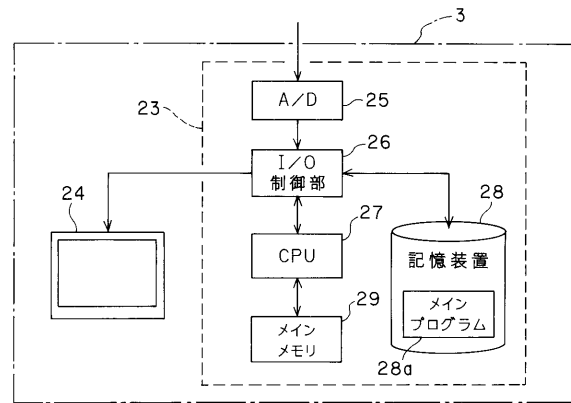
2 7 d ... 挿入方向算出機能

2 8 ... 記憶装置

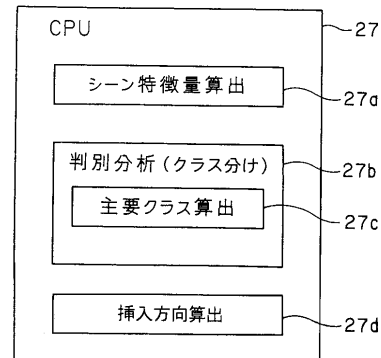
【図 1】



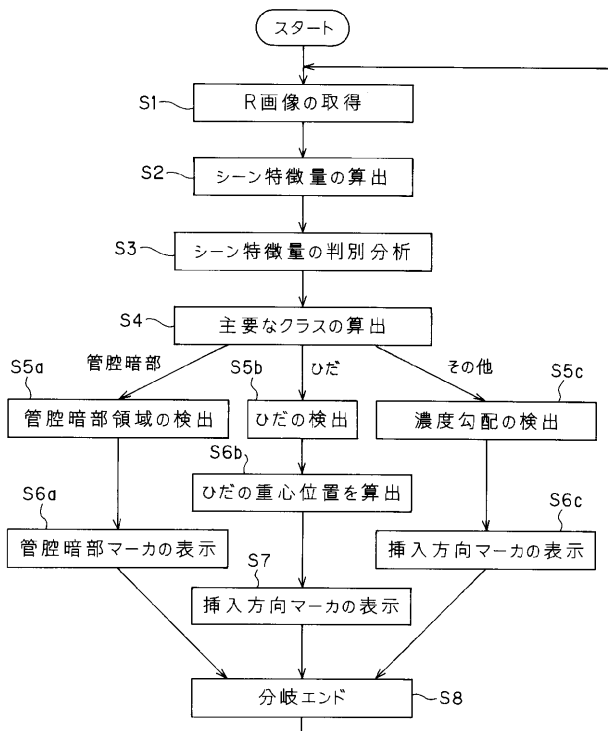
【図 2】



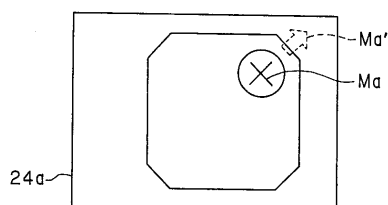
【図 3】



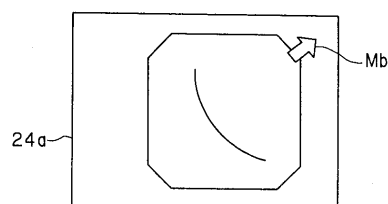
【図 4】



【図 5】

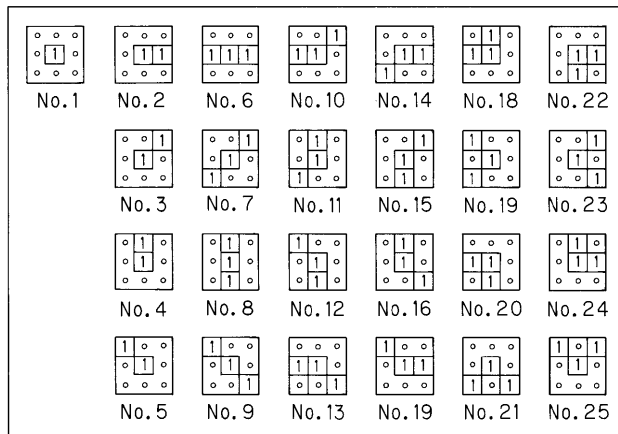


【図 6】

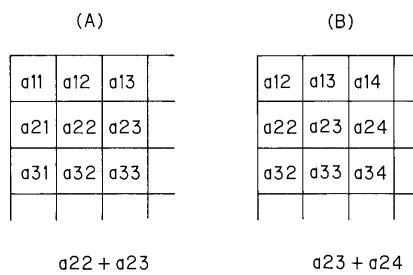




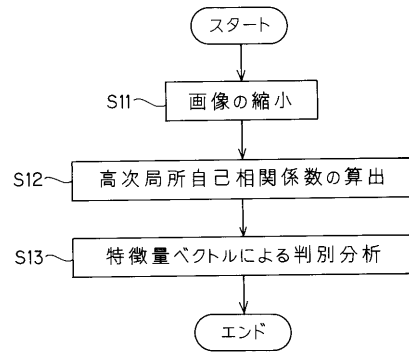
【図 7】



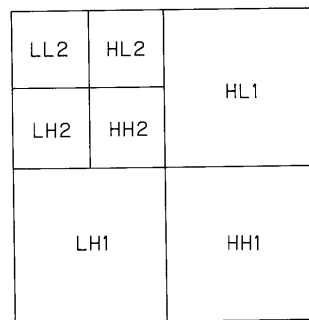
【図 8】



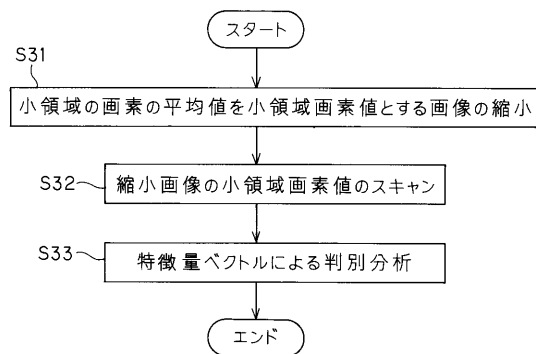
【図 9】



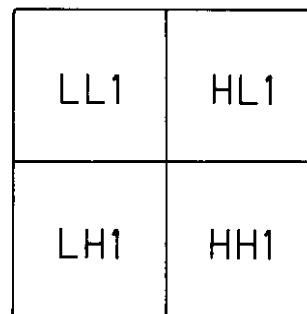
【図 10】



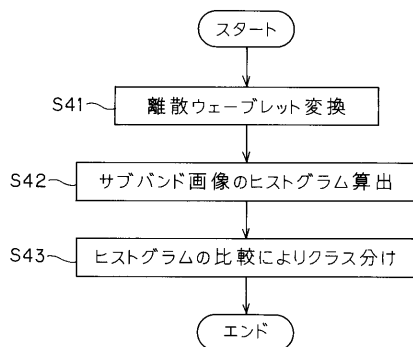
【図 11】



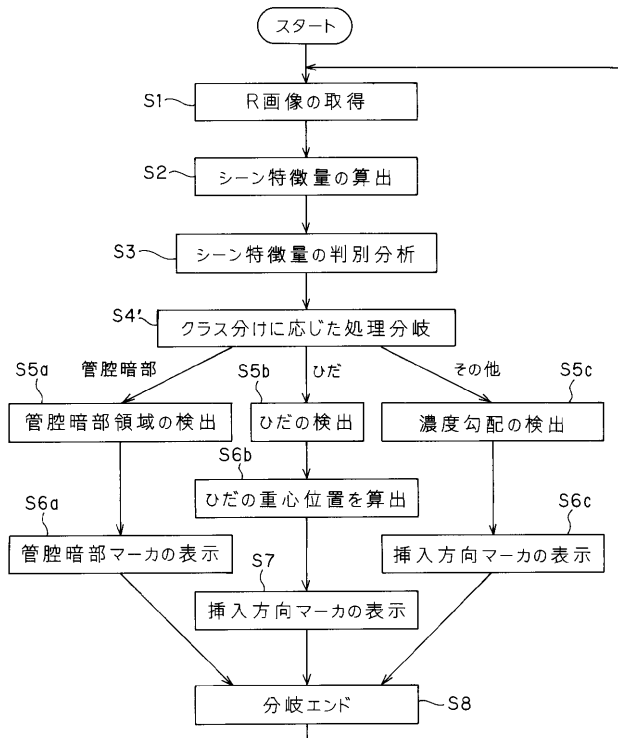
【図 13】



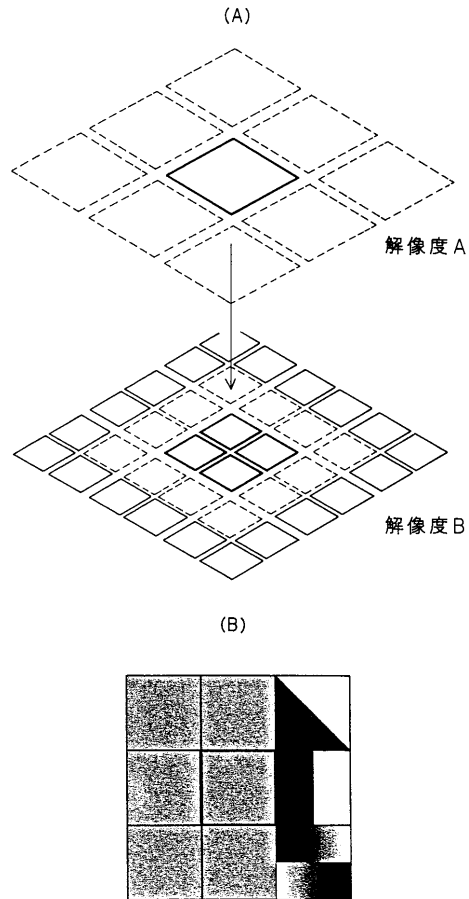
【図 12】



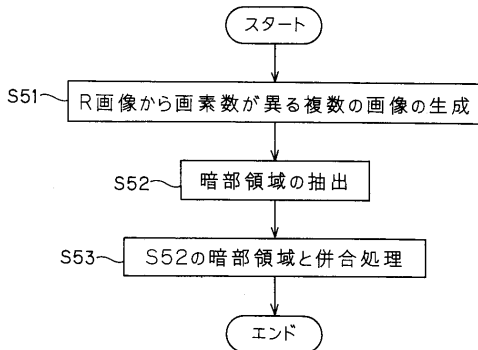
【図 14】



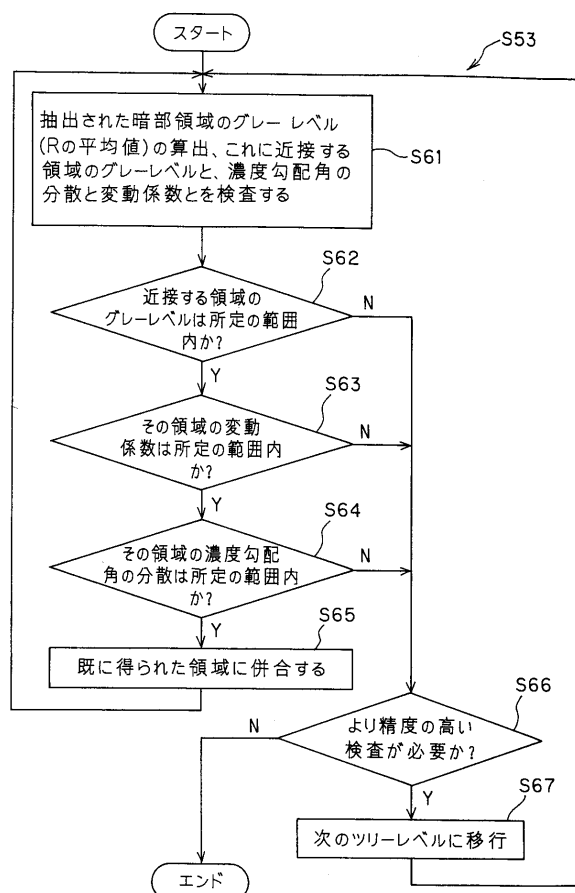
【図 15】



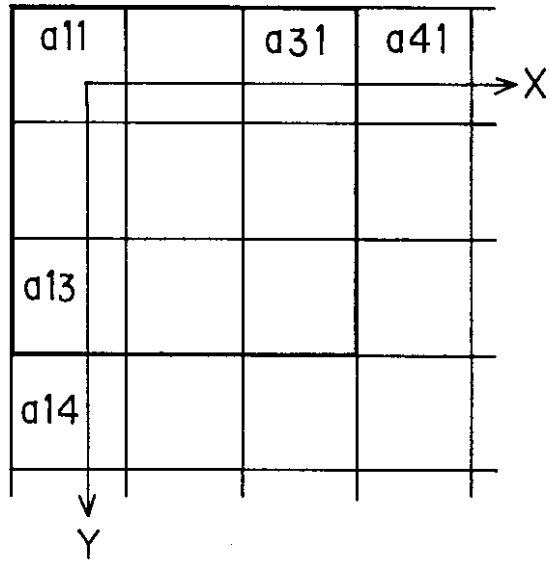
【図 16】



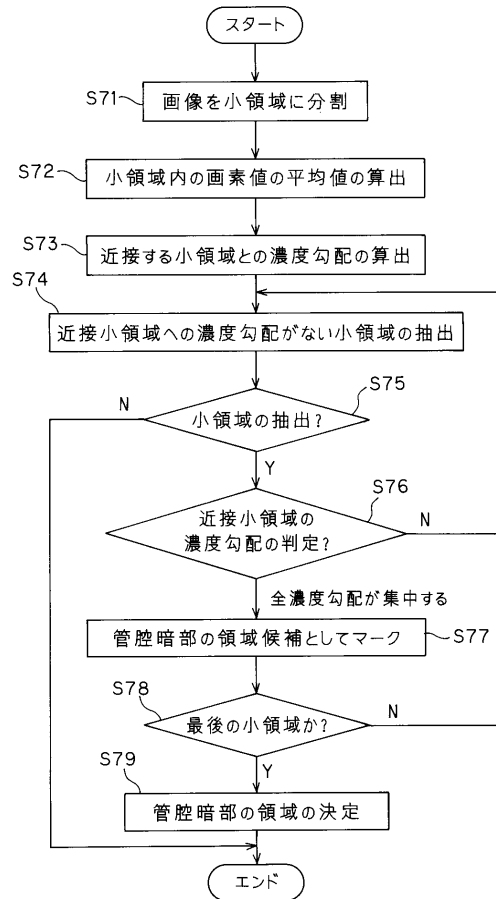
【図 17】



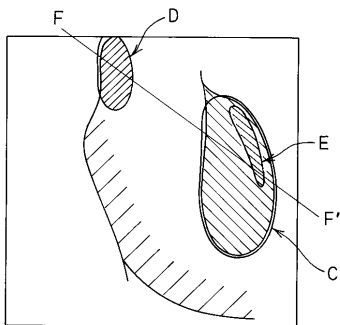
【図 18】



【図 19】



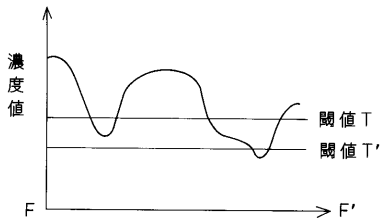
【図 20】



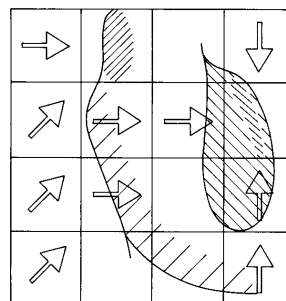
【図 22】

b11	b21	b31	b41
b12	b22	b32	b42
b13	b23	b33	b43
b14	b24	b34	b44

【図 21】



【図 23】



【手続補正書】

【提出日】平成18年5月10日(2006.5.10)

【手続補正1】

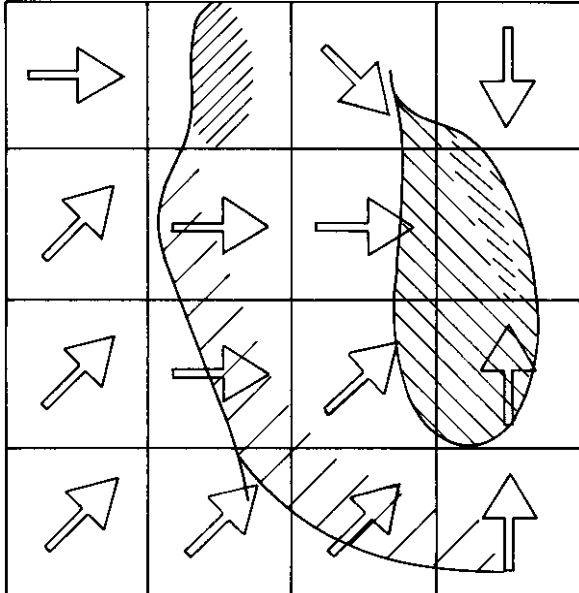
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図23

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図23】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 5L096 AA06 BA02 BA06 CA02 FA02 FA14 FA22 FA34 FA35 FA60  
GA19 JA11

专利名称(译)	内窥镜插入方向检测装置和内窥镜插入方向检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007282857A</a>	公开(公告)日	2007-11-01
申请号	JP2006113794	申请日	2006-04-17
[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		
[标]发明人	田中秀樹		
发明人	田中 秀樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00147 G06K9/527 G06K2209/05 G06T7/73 G06T2207/10068 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G06T1/00.290.Z G06T7/60.150.P A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/045.615 A61B1/045.622 A61B1/05 G06T7/00.612 G06T7/60 G06T7/70.B		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/SS30 4C061/WW03 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CD05 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC06 5B057/DC08 5B057/DC36 5L096/AA06 5L096/BA02 5L096/BA06 5L096/CA02 5L096/FA02 5L096/FA14 5L096/FA22 5L096/FA34 5L096/FA35 5L096/FA60 5L096/GA19 5L096/JA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/SS30 4C161/WW03		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5094036B2		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜插入方向检测装置和内窥镜插入方向检测方法，通过该方法，即使在存在多个特征量的场景的情况下，也可以进行插入方向的高精度检测。  
 SOLUTION：从内窥镜图像中的R图像的场景计算场景特征量，并且使用统计或非统计识别装置作为特征量矢量来执行场景特征量的确定分析，以分类为多个类别的特征量的管腔暗部分壁或与内窥镜插入方向密切相关的其他部分。此外，计算主要特征量的主要类别，计算与特征量对应的插入方向，并且示出高精度的插入方向标记。

