

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4077716号  
(P4077716)

(45) 発行日 平成20年4月23日 (2008. 4. 23)

(24) 登録日 平成20年2月8日 (2008. 2. 8)

(51) Int. Cl.

F 1

**A 6 1 B 1/00 (2006. 01)**

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

**G 0 2 B 23/24 (2006. 01)**

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

**H 0 4 N 7/18 (2006. 01)**

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 5 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2002-337001 (P2002-337001)  
 (22) 出願日 平成14年11月20日 (2002. 11. 20)  
 (65) 公開番号 特開2004-167010 (P2004-167010A)  
 (43) 公開日 平成16年6月17日 (2004. 6. 17)  
 審査請求日 平成17年9月29日 (2005. 9. 29)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 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 長谷川 潤  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 野波 徹緒  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 長井 真一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入方向検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入された内視鏡より内視鏡画像を入力する画像入力手段と、

前記画像入力手段により入力された前記内視鏡画像より、所定の濃度値の画素を抽出するまたは前記内視鏡画像を形成する画素のうち近隣の画素との濃度値の変化率の勾配が所定値である画素を抽出する画素抽出手段と、

前記画素抽出手段により抽出された画素により構成される特定の領域の形状を求める領域形状推定手段と、

前記領域形状推定手段により求められた特定の領域の形状から前記内視鏡の前記体腔内への挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出装置。

【請求項 2】

前記画素抽出手段は、前記濃度値が所定の閾値以上である画素を抽出するまたは前記内視鏡画像を形成する画素のうち近隣の画素との濃度値の変化率の勾配が所定の閾値以上である画素を抽出するものであり、

前記領域形状推定手段は、前記体腔内における管腔位置候補領域を設定するとともに、前記管腔位置候補領域から前記内視鏡画像領域に対して半径の異なる複数の円を設定し、当該複数の円内における前記画素抽出手段で抽出した画素の分布から管腔領域を求めるものであ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 3】

前記画素抽出手段は、前記所定の濃度値の画素として、前記体腔内で鏡面反射されて生成されるハレーションの部分の画素を抽出するものであ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】

前記画素抽出手段は、前記内視鏡画像を形成する画素のうち近隣の画素との濃度値の変化率の勾配が所定値である画素を抽出することにより、前記体腔内壁のひだのエッジ部分の画素を抽出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 5】

前記領域形状推定手段は、前記画素抽出手段で抽出した前記ひだのエッジ部分の勾配ベクトルを演算して、当該勾配ベクトルが実質的に同じ方向となるエッジ分布から前記特定の領域の形状を求めるものであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、構造が複雑で屈曲している体腔内に内視鏡挿入部を挿入する際に、それら体腔内の形状に応じた挿入方向を検出する内視鏡挿入方向検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、細長い可撓性を有する挿入部を体腔内に挿入して、体腔内を観察したり、あるいは、必要に応じて部位の採取や治療などを行う内視鏡装置が広く用いられている。

20

【0003】

これら内視鏡装置は、挿入部を体腔内に挿入する際には、観察される内視鏡画像から体腔内の形状と挿入方向を判断して挿入操作するために、操作者の習熟度が求められる。

【0004】

例えば、大腸の内視鏡検査において、大腸は形状が複雑で、管腔も狭く個人差があると共に、屈曲する部位（シグモド、肝湾曲、脾湾曲等）や腸壁及び襞（ひだ、f o l d）に接近すると挿入方向の判断が難しく、高度な挿入操作技術と習熟度が必要となる。

【0005】

このように従来の内視鏡は、高度な操作技術と習熟度が要求されることから、内視鏡挿入方向である管腔方向を表示できる内視鏡挿入方向検出装置が提案されている。

30

【0006】

例えば、内視鏡画像の特徴量の変化率の勾配を予め設定した基準値と比較し、その勾配の変化が所定以上あるところを不連続点として抽出した対象画像を生成し、この形成された対象画像を複数の領域に分割して、この分割された各々の領域の画像に対して修正ハフ変換を用いて線セグメント候補を抽出し、この抽出された線セグメント候補に対し、予め設定した線セグメント判断基準に基づいた知覚的グループ分けを行って最適な線セグメント候補を抽出し、更にこの最適線セグメント情報を子ノードとして複数の子ノードの線セグメント数の和を親ノードの縞セグメントとすることを繰り返して最多線セグメントを有する子ノードを順次選択し、その結果得られた小領域を線セグメントの開始セグメントとして連結し、この連結された線セグメントのパターン情報に基づいて奥側に位置する方向の候補を選択して内視鏡の挿入方向を決定する内視鏡挿入方向検出方法が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

40

【0007】

また、内視鏡画像の R 画像上に M 個のサンプリング画素を設定して、その各々のサンプリング画素の明暗勾配方向を得るための勾配ベクトル算出と、この勾配ベクトルから管腔方向算出とにより、その算出された管腔方向を内視鏡画像に重畳表示させた矢印で示す内視鏡挿入方向検出方法が本願出願人が出願した特願 2 0 0 1 - 2 9 2 2 3 0 号に提案されている。

【0008】

50

## 【特許文献 1】

特許番号第 2 6 8 0 1 1 1 号公報。

## 【0009】

## 【発明が解決しようとする課題】

上記特許文献 1 に提案されている内視鏡挿入方向検出方法は、エッジを抽出した大腸内視鏡画像を複数の領域に分割し、修正ハフ変換により各領域の管腔方向を検出するのに有効なエッジを検出し、検出したエッジを連結することによりひだの形状を求めて管腔方向を推定する為、処理が複雑になりリアルタイムでの処理が難しくなる。

## 【0010】

また、特願 2 0 0 1 - 2 9 2 2 3 0 号の出願に提案されている内視鏡挿入方向検出方法は、大腸内視鏡画像のハレーションを抽出、細線化した形状をサンプリングし、そのサンプリングした 2 点から得られる線分の垂直 2 等分線を求め、得られた複数の垂直 2 等分線が集積する位置から管腔方向を推定する為、垂直 2 等分線が 1 点に集積しない場合が生じると管腔位置を求めることができない課題がある。

## 【0011】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、簡素な構成で、確実に管腔方向を検出可能とする内視鏡挿入方向検出装置を提供することを目的としている。

## 【0012】

## 【課題を解決するための手段】

本発明の内視鏡挿入方向検出装置は、体腔内に挿入された内視鏡より内視鏡画像を入力する画像入力手段と、前記画像入力手段により入力された前記内視鏡画像より、所定の濃度値の画素を抽出するまたは前記内視鏡画像を形成する画素のうち近隣の画素との濃度値の変化率の勾配が所定値である画素を抽出する画素抽出手段と、前記画素抽出手段により抽出された画素により構成される特定の領域の形状を求める領域形状推定手段と、前記領域形状推定手段により求められた特定の領域の形状から前記内視鏡の前記体腔内への挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、を備えたことを特徴としている。

また、前記画素抽出手段は、前記濃度値が所定の閾値以上である画素を抽出するまたは前記内視鏡画像を形成する画素のうち近隣の画素との濃度値の変化率の勾配が所定の閾値以上である画素を抽出するものであり、前記領域形状推定手段は、前記体腔内における管腔位置候補領域を設定するとともに、前記管腔位置候補領域から前記内視鏡画像領域に対して半径の異なる複数の円を設定し、当該複数の円内における前記画素抽出手段で抽出した画素の分布から管腔領域を求めるものであることを特徴としている。

さらに、前記画素抽出手段は、前記所定の濃度値の画素として、前記体腔内で鏡面反射されて生成されるハレーションの部分の画素を抽出するものであることを特徴としている。

そして、前記画素抽出手段は、前記内視鏡画像を形成する画素のうち近隣の画素との濃度値の変化率の勾配が所定値である画素を抽出することにより、前記体腔内壁のひだのエッジ部分の画素を抽出することを特徴としている。

加えて、前記領域形状推定手段は、前記画素抽出手段で抽出した前記ひだのエッジ部分の勾配ベクトルを演算して、当該勾配ベクトルが実質的に同じ方向となるエッジ分布から前記特定の領域の形状を求めるものであることを特徴としている。

## 【0013】

本発明の内視鏡挿入方向検出装置により、内視鏡画像から体腔の挿入方向を確実に高精度に検出でき、その検出された挿入方向を内視鏡画像と共に表示させることで、内視鏡検査経験に左右されることなく速やかな内視鏡操作が可能となる。

## 【0014】

## 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。本発明に係る内視鏡挿入方向検出装置の第 1 の実施形態を図 1 乃至図 1 2 を用いて説明する。

## 【0015】

図 1 は本発明に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、図 2 は本発明に係る内視鏡装置の管腔内への挿入操作を説明する説明図、図 3 は本発明の第 1 の実施形態である内視鏡挿入方向検出装置の構成を示すブロック図、図 4 は本発明に係る内視鏡を管腔内の屈曲部へ挿入した状態を説明する説明図、図 5 は本発明に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図、図 6 は本発明に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図、図 7 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート、図 8 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像を複数領域への分割例を説明する説明図、図 9 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像の周辺に設定する管腔の候補領域を説明する説明図、図 10 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔方向の設定動作を説明する説明図、図 11 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔の候補領域から挿入方向の決定動作を説明する説明図、図 12 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置で検出された内視鏡挿入方向を内視鏡画像と併設表示例を説明する説明図である。

10

**【0016】**

最初に本発明に係る内視鏡装置の全体構成について図 1 を用いて説明する。内視鏡装置は、内視鏡 1、制御装置 6、観察モニタ 9、アナログ/デジタル変換器（以下、A/D と称する）11、及び内視鏡挿入方向検出装置（以下、挿入方向検出装置と称する）12 からなっている。

**【0017】**

20

内視鏡 1 は、操作部 2 と、細長で可撓性の挿入部 3 とからなり、挿入部 3 の先端には、図示していないが固体撮像素子（以下、CCD と称する）と照明光を投射する照明用のライトガイドケーブル端が備えられ、この CCD の駆動制御用と、CCD で撮像生成された撮像信号用の信号ケーブル、及び照明用のライトガイドケーブルとが挿入部 3 から操作部 2 に内装配置され、それら信号ケーブルとライトガイドケーブルを内蔵したユニバーサルコード 4 を介して、制御装置 6 へコネクタ 5 によって接続されている。

**【0018】**

また、前記挿入部 3 の先端近傍には、図示していないが湾曲部が設けられ、上下左右に湾曲可能となっており、この湾曲部を湾曲操作するためのワイヤーが挿入部 3 から操作部 2 へと延在されており、そのワイヤーの基端は、前記操作部 2 に設けられている図示していない湾曲ノブに接続されている。

30

**【0019】**

つまり、操作部 2 の湾曲ノブを操作することで、挿入部 3 の湾曲部が湾曲するようになっている。

**【0020】**

前記制御装置 6 は、前記 CCD を駆動制御する信号を生成出力すると共に、前記 CCD で撮像生成した撮像信号から所定の映像信号処理を行い内視鏡画像信号である RGB 画像信号を生成する映像信号処理回路 8 と、前記ライトガイドケーブルに照明光を入射する光源 7 であるランプとそのランプ点灯制御回路などからなっている。

**【0021】**

40

前記制御装置 6 の映像信号処理回路 8 で生成された RGB 画像信号は、観察モニタ 9 に出力され、内視鏡画像が表示されると共に、A/D 11 でアナログ RGB 画像信号からデジタル RGB 画像信号に変換され、そのデジタル RGB 画像信号から挿入方向検出装置 12 で内視鏡 1 の挿入部 3 の挿入方向検出と、その検出した挿入方向を後述する表示装置に表示するようになっている。

**【0022】**

このような構成の内視鏡装置により、体腔内挿入操作、例えば大腸の内視鏡挿入操作を図 2 を用いて説明する。

**【0023】**

大腸 13 の内視鏡検査は、内視鏡 1 の挿入部 3 の先端に設けられている CCD で撮像生成

50

し、映像信号処理回路 8 で映像信号処理生成された R G B 画像信号を基に、観察モニタ 9 に再生表示されている内視鏡画像を見ながら、前記操作部 2 の湾曲ノブを操作して、挿入部 3 の湾曲部を上下左右に湾曲させながら大腸 1 3 に挿入させて、回盲部（小腸と大腸の連結する部位）まで観察挿入を行う。

【 0 0 2 4 】

前記映像信号処理回路 8 で生成された R G B 画像信号は、前記 A / D 1 1 でアナログからデジタルの R G B 画像信号に変換されて、前記挿入方向検出装置 1 2 へと出力される。

【 0 0 2 5 】

この挿入方向検出装置 1 2 は、図 3 に示すように、前記映像信号処理回路 8 で生成され、前記 A / D 1 1 でデジタル変換されたデジタル R G B 画像信号を基に挿入方向検出に関わる一連の処理を実行するコンピュータ 2 0 と、このコンピュータ 2 0 で処理されて生成された挿入方向の結果を表示するための表示装置 2 1 とからなり、前記コンピュータ 2 0 は、内視鏡挿入方向検出するための各種メインプログラム 2 6 を記憶した記憶装置 2 5 と、この記憶装置 2 5 のメインプログラム 2 6 を用いて挿入方向検出処理を実行するための中央処理装置（以下、C P U と称する）2 3 と、前記 C P U 2 3 で処理実行された結果を記録するメインメモリ 2 4 と、前記 A / D 1 1、表示装置 2 1、及び記憶装置 2 5 との各種入出力制御するための入力 / 出力制御回路（以下、I / O 制御回路と称する）2 2 とからなっている。

【 0 0 2 6 】

なお、前記記憶装置 2 5 のメインプログラム 2 6 は、本発明に係る内視鏡の挿入方向検出に伴う一連の処理を実行するプログラムであると共に、I / O 制御回路 2 2 に対する A / D 1 1 からの R G B 画像信号の取得要求、表示装置 2 1 への挿入方向検出結果の表示要求などを行うようになっている。

【 0 0 2 7 】

また、前記 A / D 1 1 でアナログ R G B 画像信号からデジタル R G B 画像信号への変換は、R G B 各プレーンが 0 から 2 5 5 の値を取る 8 b i t に量子化され、その画像サイズは水平及び垂直方向に対して各 I S X 及び I S Y であるものとする。また、以降の説明においては、内視鏡画像 I を構成する画素の位置について画像左上端点を（0、0）、右下端点を（I S X - 1、I S Y - 1）とした座標系に基づいて表示する。

【 0 0 2 8 】

このような構成の内視鏡装置による内視鏡検査において、内視鏡 1 の挿入部 3 の先端に正対した大腸の粘膜表面等は、挿入部 3 の先端から投射される照明光を強く鏡面反射させるために、C C D に入射される照明光は周辺に比べて非常に明るく、C C D で撮像生成される撮像信号の鏡面反射部分は飽和したり、あるいは周辺部分に比して輝度が大きくなる一般的にハレーションと称される現象が生ずる。このハレーションは、管腔形状を有する大腸において、円弧状又は円弧状に並んで生じる。

【 0 0 2 9 】

つまり、内視鏡 1 の挿入部 3 を図 4 に示すように大腸 1 3 に挿入して、大腸の屈曲部位に挿入到達した際に、挿入部 3 の先端の照明窓から投射された照明光は、大腸 1 3 の屈曲部位の粘膜表面で鏡面反射して、C C D に入射されて、撮像信号が生成される。この時、C C D で撮像生成された撮像信号から制御装置 6 の映像信号処理回路 8 で映像信号処理して観察モニタ 9 に再生表示される内視鏡画像は、図 5 及び図 6 に示すように円弧状又は円弧状に並ぶハレーションが発生する。

【 0 0 3 0 】

この円弧状のハレーションは、円弧の中心方向に管腔が存在する可能性が高いことから熟練した操作者は、ハレーションの形状や分布を挿入操作の補助情報として利用して内視鏡の挿入方向を判断決定している。例えば、図 5 と図 6 に示すようなハレーションが生じると画面右下方向に管腔が存在すると判定して、挿入部 3 の先端を図中右下方向に湾曲させて挿入を進行させる。

【 0 0 3 1 】

このように、ＣＣＤで撮像生成した内視鏡画像から円弧状、あるいは円弧状に並んだハレーションを用いて、即ち、内視鏡画像の画素濃度からハレーションを検出し、ハレーションの形状から推定される管腔方向を内視鏡画像と共に表示させる挿入方向検出装置１２の動作について、図７を用いて説明する。

【００３２】

このＣＣＤで撮像した撮像信号からの挿入方向検出は、前記挿入方向検出装置１２のコンピュータ２０の記憶装置２５に事前記憶されているメインプログラム２６の挿入方向検出処理で実行される。

【００３３】

つまり、前記内視鏡１の挿入部３を大腸に挿入し、且つ、挿入部３の先端に設けたＣＣＤを駆動して映像信号処理回路８で生成されたＲＧＢ画像信号をＡ／Ｄ１１でデジタルＲＧＢ画像信号に変換して、挿入方向検出装置１２に出力供給されると、この挿入方向検出装置１２のコンピュータ２０のＣＰＵ２３は、Ｉ／Ｏ制御回路２２を駆動制御して、前記デジタルＲＧＢ画像信号を取り込むと共に、前記記憶装置２５に記憶されているメインプログラム２６を読み出して内視鏡挿入方向検出処理を行う。

【００３４】

また、前記Ａ／Ｄ１１で変換されＣＰＵ２３の処理駆動の基で、Ｉ／Ｏ制御回路２２から取り込んだデジタルＲＧＢ画像信号を基に表示装置２１に前記観察モニター９と同様に内視鏡画像とその内視鏡画像のハレーションも同じように表示される。

【００３５】

この内視鏡挿入方向検出処理は、ステップＳ１でＣＰＵ２３は、前記メインプログラム２６の内視鏡挿入方向検出処理プログラムが読み出されて、その処理が開始される。ステップＳ２でＣＰＵ２３は、前記Ｉ／Ｏ制御回路２２を駆動制御して、前記Ａ／Ｄ１１からのデジタルＲＧＢ画像信号からＲ画像信号を取得する。

【００３６】

なお、この第１の実施形態では、ＲＧＢ画像信号からＲ画像信号を用いて内視鏡挿入方向検出の処理を説明するが、Ｒ画像信号以外にＧ画像信号、Ｂ画像信号あるいは輝度画像信号（ $0.3R + 0.6G + 0.1B$ ）等を用いて処理を行うことも可能である。

【００３７】

次に、ステップＳ３でＣＰＵ２３は、前記ステップＳ２で取得したＲ画像信号を複数の領域に分割する。このステップＳ３の領域分割は、図８に点線で示すように、内視鏡画像Ｉを複数の領域 $A_{ij}$ （ $0 \leq i < l, 0 \leq j < m$ ）に分割する。

【００３８】

次に、ステップＳ４でＣＰＵ２３は、前記ステップＳ３で分割された各領域 $A_{ij}$ 内のハレーションを検出する。この各領域 $A_{ij}$ 内のハレーション検出は、具体的には、内視鏡画像Ｉの座標（ $x, y$ ）（ $0 \leq x < I_s x, 0 \leq y < I_s y$ ）における画素の値 $r(x, y)$ に基づき２値画像 $H$ を作成する。２値画像 $H$ における各画素 $h(x, y)$ の値は次の数式１により求める。

【００３９】

【数１】

$$h(x, y) = 1 \quad \text{if} \quad r(x, y) \geq THL$$

【数２】

$$h(x, y) = 0 \quad \text{if} \quad r(x, y) < THL$$

ここで、閾値 $THL$ は、 $THL = 255$ とする。画素の値として２５５に達しない場合においても視覚上ハレーションとして認識される場合がある為、閾値は適宜設定する。なお、１つの領域 $A_{ij}$ 内に存在するハレーションの画素数が少ない場合、対応する２値画像

10

20

30

40

50

Hの領域のみ数式1の $h(x, y) = 1$ を数式2の $h(x, y) = 0$ に変更する。これにより点のようなハレーションを除去し、管腔方向の検出に有効なハレーションのみ検出する。

【0040】

つまり、各領域 $A_{ij}$ 内の画素濃度を閾値 $THL$ と比較してハレーションを検出する。

【0041】

次にステップS5でCPU23は、管腔候補位置の設定を行う。この管腔候補位置の設定は、図9に点線で示すよう、管腔の候補領域 $B_{ij}$  ( $0 \leq i < O, 0 \leq j < P$ )を内視鏡画像Iの周辺に設定する。

【0042】

このステップS5の管腔候補位置の設定が終了すると、ステップS6でCPU23は、図10に示すように管腔の各候補領域 $B_{ij}$ の中心位置を中心とした半径の異なる2円 $r1q$ 、 $r2q$ を設定し、この2円によって囲まれる範囲に存在する内視鏡画像Iのハレーションを有する領域 $A_{ij}$ の数をステップS7で求める。

【0043】

このステップS7で求めた2円で囲まれた範囲のハレーションを有する領域 $A_{ij}$ の数は、ステップS8で、最大の数であるか判定され、最大であると判定されると、ステップS9でハレーションを有する領域 $A_{ij}$ の数と管腔の候補位置 $B_{ij}$ とを記憶する。

【0044】

前記ステップS8で前記領域 $A_{ij}$ の数は最大でないと判定されたり、あるいは、前記ステップS9のハレーションを有する領域 $A_{ij}$ の数と管腔候補位置 $B_{ij}$ の記憶が終了すると、CPU23はステップS10で、図10に示すように、前記ステップS6で設定した2円の半径を $r1q + 1$ 、 $r2q + 1$ に設定変更し、ステップS11でその変更した2円で囲まれる範囲が内視鏡画像Iの領域 $A_{ij}$ 外であるか否かを判別し、この変更された2円で囲まれた範囲が内視鏡画像Iの領域 $A_{ij}$ 内であると判定されるとステップS7に戻り、再度ステップS7からS11が繰り返され、変更された2円で囲まれた範囲が内視鏡画像Iの領域 $A_{ij}$ 外であると判定されると、ステップS12で、管腔の候補位置 $B_{ij}$ を変更する。

【0045】

次に、CPU23はステップS13で、前記ステップS12で変更した管腔候補位置 $B_{ij}$ が設定した管腔の候補位置が領域外であるかを判別し、管腔候補位置領域内であると判定されるとステップS6に戻りステップS6からS12が繰り返され、管腔候補位置領域外であると判定されると、ステップS14で、図11に示すように管腔の候補位置領域 $B_{ij}$ を、例えば8領域 $D_i$  ( $0 \leq i < 8$ )に分割し、前記ステップS9で記憶された管腔の候補位置 $B_{ij}$ が含まれる領域 $D_i$ を求める。

【0046】

前記ステップS12で設定された管腔の候補位置 $B_{ij}$ が図11に示す $Bop$ とすると、この $Bop$ は領域 $D_4$ に存在する。つまり、挿入部3の管腔内の挿入方向は、領域 $D_4$ 方向で、図中の右下となり、ステップS15で表示装置21に表示されている内視鏡画像に挿入方向表示を行う。

【0047】

この挿入方向の表示は、図12に示すように、表示装置21に表示されている内視鏡画像Iの周辺部に挿入方向表示の矢印を表示させる方法や、図示していないが内視鏡画像Iに挿入方向を示す矢印を重畳表示させる方法が考えられる。

【0048】

この第1の実施形態で、前記2円によって囲まれる領域を狭めることにより、より円弧に近いハレーションを検出することが可能になり、また、管腔の候補位置領域 $B_{ij}$ を細かく設定することにより管腔の位置を精度よく推定することができる。

【0049】

以上説明したように、この第1の実施形態において、ハレーションが複数存在した場合で

10

20

30

40

50

も、個々のハレーションの形状によらず安定して管腔の位置を推定することができる。また、特定領域内のハレーションの画素数から管腔の位置を検出するのに有効な領域か否かを判断する為、ノイズのような小さなハレーションを除去することが可能となり安定した管腔位置の推定が可能となった。

【 0 0 5 0 】

次に、本発明の第 2 の実施形態である内視鏡挿入方向検出装置を図 1 3 と図 1 4 を用いて説明する。なお、この第 2 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の構成と、挿入方向である管腔位置の推定処理は、基本的に前記第 1 の実施形態と同じで、前記第 1 の実施形態との相違は、前記ステップ S 7 における領域 A i j の数を求める方法が異なる。

【 0 0 5 1 】

前記第 1 の実施形態では、ステップ S 7 で 2 円 ( r 1 q , r 2 q ) に囲まれる範囲に存在するハレーションを有する領域 A i j の数を数えているが、この第 2 の実施形態では、前記 2 円で囲まれる範囲に存在するハレーションを有する領域 A i j が管腔方向を求めるために有効なハレーション形状であるか判断し、その管腔方向を求めるために有効であると判断されたハレーションを有する領域 A i j のみの数を数えるようにしたものである。

【 0 0 5 2 】

このハレーション形状の評価は、各領域 A i j のハレーションの画素分布を調べる。具体的には、例えば、図 1 3 に示すように、領域 A 3 1 のハレーションに対して、閾値処理によって求められたハレーションの座標位置からハレーションの重心の位置 W 3 1 ( W x 3 1 , W y 3 1 ) を次の数式 3 と数式 4 の基で算出する。

【 0 0 5 3 】

【数 3】

$$W_{x\ 3\ 1} = \frac{1}{s} \sum_k^s X_k$$

【数 4】

$$W_{y\ 3\ 1} = \frac{1}{s} \sum_k^s Y_k$$

ただし、s は領域 A 3 1 に存在するハレーションの画素数、X k , Y k は領域 A 3 1 に存在するハレーションの x , y 座標の値である。

【 0 0 5 4 】

また、領域 A 3 1 で求められたハレーションの分布から回帰直線を次の数式 5 で算出する。

【 0 0 5 5 】

【数 5】

$$y = \frac{V_{x\ y}}{V_x} (x - \bar{X}) + \bar{Y}$$

ただし、 $\bar{X}$  ,  $\bar{Y}$  は

領域 A i j 内のハレーションの x , y 座標値の平均値、 $V_x$  は x 座標値の分散、 $V_{x\ y}$  は x , y 座標値の共分散で、それぞれは数式 6 乃至数式 9 で求められる。

【 0 0 5 6 】

【数 6】

10

20

30

40



$$\overline{X} = \frac{1}{s} \sum_k^s X_k$$

【数 7】

$$\overline{Y} = \frac{1}{s} \sum_k^s Y_k$$

【数 8】

10

$$V_x = \frac{1}{s} \sum_k^s (X_k - \overline{X})^2$$

【数 9】

$$V_{xy} = \frac{1}{s} \sum_k^s (X_k - \overline{X})(Y_k - \overline{Y})$$

回帰直線に直交するベクトル  $V_r$  は、分散  $V_x$  と共分散  $V_{xy}$  より次の数式で表される。

20

【0057】

【数 10】

$$V_r = (V_{xy}, -V_x)$$

また、図 14 に示す管腔の候補領域の中心位置  $C_{op}$  ( $C_{xop}$ ,  $C_{yop}$ ) から重心 ( $W_{x31}$ ,  $W_{y31}$ ) へ向かうベクトル  $V_c$  は、次の数式 11 で求められる。

【0058】

【数 11】

30

$$V_c = W_{31} - C_{op} = (W_{x31} - C_{xop}, W_{y31} - C_{yop})$$

更に、ベクトル  $V_r$  とベクトル  $V_c$  とのなす角度  $\theta$  は、内積の式より次の数式 12 から求められる。

【0059】

【数 12】

$$\cos \theta = \frac{V_r \cdot V_c}{|V_r| |V_c|}$$

40

図 14 に示すように角度  $\theta$  が 0 に近づくほど、ハレーションの形状から得られる方向に管腔の候補領域が存在することになり、ハレーションの形状は管腔の位置を求めるのに有効な形状と考えることができる。適当な閾値  $th1$  を設定し、閾値  $th1$  よりも小さな角度  $\theta$  を有する領域  $A_{ij}$  の総数を求める。

【0060】

このようにして、ハレーションの形状から管腔の位置を求めるための有効な形状を有しているかを判別することができ、精度よく管腔の方向を推定できる。

【0061】

次に本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置を図 15 乃至図 22 を用いて説明する。

50

## 【 0 0 6 2 】

図 1 5 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置の撮像画像を説明する説明図、図 1 6 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート、図 1 7 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ検出を説明する説明図、図 1 8 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ方向の分類を説明する説明図、図 1 9 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から抽出されたエッジの分布を説明する説明図、図 2 0 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域を説明する説明図、図 2 1 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域の選定処理を説明する説明図、図 2 2 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔挿入方向の設定を説明する説明図である。

10

## 【 0 0 6 3 】

なお、この第 3 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の構成は、前述した第 1 の実施形態と同じであり、前記コンピュータ 2 0 による管腔方向検出の処理が異なる。

## 【 0 0 6 4 】

この第 3 の実施形態は、大腸の腸壁には環状のひだ ( f o l t ) が存在し、このひだが内視鏡画像での見え方によって内視鏡の挿入方向を判断できる点に着目してなされている。

## 【 0 0 6 5 】

前述したように、図 4 に示す内視鏡 1 の挿入部 3 の管腔内への挿入状態において、内視鏡画像は図 1 5 に示すように円弧状のひだが観察される。

20

## 【 0 0 6 6 】

この円弧状のひだは、前述した第 1 の実施形態の円弧状のハレーションと同様に円弧の中心方向に管腔が存在する可能性が高いことから、内視鏡挿入方向の判断情報として使用するものである。

## 【 0 0 6 7 】

この腸壁の環状のひだを撮像した内視鏡画像から管腔への挿入方向の検出動作について図 1 6 を用いて説明する。

## 【 0 0 6 8 】

挿入方向検出装置 1 2 の CPU 2 3 は、ステップ S 2 1 で大腸内の管壁のひだによる挿入方向検出のプログラムが読み出し実行され、ステップ S 2 2 で前述の第 1 の実施形態と同様に入力される内視鏡画像の RGB 画像信号の R 画像信号を取得する。なお、前述の第 1 の実施形態と同様に、G 画像信号、B 画像信号、あるいは輝度画像信号等を用いて処理を行うことも可能である。

30

## 【 0 0 6 9 】

前記ステップ S 2 2 で取得した R 画像信号から生成され、前記表示装置 2 1 に表示される R 画像からステップ S 2 3 で、図 8 を用いて説明した前述の第 1 の実施形態と同様に内視鏡画像を複数の領域  $A_{ij}$  ( $0 \leq i < 1$ ,  $0 \leq j < m$ ) に分割する。

## 【 0 0 7 0 】

次にステップ S 2 4 でその複数の分割された各領域  $A_{ij}$  内のひだのエッジの方向を示す勾配ベクトルと大きさを求める。具体的には、図 1 7 に示すようエッジを検出する画素位置を中心に大きさ  $3 \times 3$  の近傍の画素を抽出し、その水平と垂直および対角方向に位置する画素の値をそれぞれ A, B, C, D, E, F, G, H とする。これらの画素の値より水平及び垂直方向の微分値  $d_x$ 、 $d_y$  を次の数式 1 3 と数式 1 4 とから求める。

40

## 【 0 0 7 1 】

## 【 数 1 3 】

$$d_x = (C + E + H) - (A + D + F)$$

## 【 数 1 4 】

50

$$d y = (F + G + H) - (A + B + C)$$

この水平と垂直方向の画素の微分値  $d x$  ,  $d y$  からエッジの方向を示す勾配ベクトル  $V$  を次の数式 15 で表すことができる。

【 0 0 7 2 】

【数 1 5】

$$V = (d x, d y)$$

10

この数式 15 で算出された勾配ベクトル  $V$  からエッジの大きさは数式 16 で算出できる。

【 0 0 7 3 】

【数 1 6】

$$| V | = \sqrt{d x^2 + d y^2}$$

次に、領域  $A_{ij}$  にはひだ以外に血管やノイズ等のエッジも含まれるため、次に述べる方法によりひだのエッジを抽出する。

【 0 0 7 4 】

ひだのエッジの大きさ  $| V |$  は、血管等のエッジに比べ大きくなる傾向があることから、適当な閾値  $| V |_{th1}$  を設定し、閾値よりも大きなエッジを抽出する。

20

【 0 0 7 5 】

また、図 18 に示すような 8 方向のベクトル  $V_i$  ( $i = 0, 1, \dots, 7$ ) を設定し、閾値処理によって抽出されたエッジを 8 方向に分類する。抽出された勾配ベクトル  $V$  と 8 方向のベクトル  $V_i$  とのなす角度  $\theta_i$  を次の数式 17 から算出し、角度  $\theta_i$  が最小となる 1 方向のベクトル (8 方向のうちの 1 方向のベクトル) を求めることによって抽出されたエッジを 8 方向に分類する。

【 0 0 7 6 】

【数 1 7】

30

$$\cos \theta_i = \frac{V \cdot V_i}{| V | | V_i |}$$

領域  $A_{ij}$  内の閾値処理されたエッジを 8 方向に分類し、最も多く分類されたエッジのみを抽出することにより、閾値処理で取り除くことができなかった血管等のエッジが削除される。

【 0 0 7 7 】

さらに、小領域内に存在するひだのエッジは、直線的に分布すると考えられる為、第 2 の実施形態と同様な方法で前述した方法によって抽出されたエッジの分布を調べる。

【 0 0 7 8 】

40

前述した方法によって血管等のエッジが取り除かれたエッジの座標位置を用いて重心位置と回帰直線、回帰直線に直交するベクトルを求める。

【 0 0 7 9 】

回帰直線の方向に分布するエッジの分散  $\sigma_1$  と回帰直線に直交する方向に分布するエッジの分散  $\sigma_2$  を算出し、分散の比率  $\sigma_2 / \sigma_1$  が適当な閾値  $th1$  よりも小さくなるかを判別することによりひだのエッジであるかを判別する。

【 0 0 8 0 】

次に、CPU 23 はステップ S25 で、図 20 に点線で示すように、管腔の候補領域  $B_{ij}$  ( $0 \leq i < O, 0 \leq j < P$ ) を内視鏡画像の周辺に設定し、ステップ S26 で図 21 に示すように管腔の各候補領域  $B_{ij}$  の中心位置を中心とした半径の異なる 2 円  $r1, r2$  ,  $r$

50

2 q を設定する。

【 0 0 8 1 】

このステップ S 2 6 の 2 円の設定が終了すると、ステップ S 2 7 で 2 円によって囲まれる範囲に存在するひだのエッジを有する領域 A i j の数を求める。ただし、図 2 2 に示すように領域 A i j 内で求めた回帰直線に直交するベクトルと重心位置から管腔の候補領域の中心位置に向かうベクトルとのなす角度 を算出し、この角度 が適当な閾値 t h l より小さい場合、有効なひだのエッジが存在する領域として判別し領域 A i j の総数を求める。

【 0 0 8 2 】

次に、CPU 2 3 はステップ S 2 8 で、前記ステップ S 2 7 で数えた領域 A i j の数が最大か判断され、最大と判断されると、ステップ S 2 9 で、領域 A i j の数と管腔の候補位置 B i j を記憶する。

【 0 0 8 3 】

前記ステップ S 2 8 で、数えた領域 A i j の数が最大でないと判断されたり、又は前記ステップ S 2 9 での領域 A i j の数と管腔の候補位置 B i j の記憶が終了すると、ステップ S 3 0 で図 2 1 に示すように 2 円の半径を  $r 1 q + 1$  ,  $r 2 q + 1$  に変更し、ステップ S 3 1 でこのステップ S 3 0 で変更した 2 円  $r 1 q + 1$  ,  $r 2 q + 1$  が内視鏡画像の領域 A i j 内に存在するか否かを判別し、内視鏡画像の領域 A i j 内の場合はステップ S 2 7 に戻り再度ステップ S 2 7 から S 3 0 が繰り返す処理がなされ、内視鏡画像の領域 A i j 外の場合は、ステップ S 3 2 で管腔の候補位置の変更を行う。

【 0 0 8 4 】

次に、ステップ S 3 3 で、前記ステップ S 3 2 で変更した管腔の候補位置に対して、管腔候補領域 B i j 外であるか判別し、管腔候補領域 B i j 内であると前記ステップ S 2 6 に戻り、ステップ S 2 6 から S 3 2 の処理が繰り返され、管腔候補領域 B i j 外であると判定されると、ステップ S 3 4 で、前述した第 1 の実施形態と同様に図 1 1 に示す管腔の候補領域を、例えば、8 領域 D i (  $0 \leq i < 8$  ) に分割し、前記ステップ S 3 2 で変更された管腔の候補領域の位置が含まれる領域 D i を求める。この求めた領域 D i から管腔の方向を、ステップ S 3 5 で図 1 2 に示すように、内視鏡画像の周辺部に隣接して表示する。

【 0 0 8 5 】

この第 3 の実施形態の 2 円によって囲まれる領域を狭めることにより、より円弧に近いひだを検出することが可能になる。

【 0 0 8 6 】

また、管腔の候補領域を細かく設定することにより管腔の位置を精度よく推定することができる。

【 0 0 8 7 】

この第 3 の実施形態は、管腔の方向を検出するために有効な管壁のひだのエッジのみを検出し、このエッジから管腔の方向を容易、且つ正確に検出できる。

【 0 0 8 8 】

[ 付記 ]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【 0 0 8 9 】

( 付記 1 )

体腔内に挿入された内視鏡より内視鏡画像を入力する画像入力手段と、  
前記画像入力手段により入力された前記内視鏡画像より所定の濃度値の画素を抽出する画素抽出手段と、  
前記画素抽出手段により抽出された前記所定の濃度値の画素の分布の連続性に基づき特定の領域の形状を求める形状推定手段と、  
前記領域形状推定手段により求められた形状から前記内視鏡の前記体腔内への挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、  
を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出装置。

## 【 0 0 9 0 】

( 付 記 2 )

体腔内に挿入された内視鏡で撮像生成された内視鏡画像を複数の領域に分割する内視鏡画像領域分割手段と、

この内視鏡画像領域分割手段で分割した複数の領域毎の画素から得られる値を閾値と比較して、閾値以上の画素分布を抽出する画素抽出手段と、

管腔位置候補領域を設定する管腔位置候補領域設定手段と、

この管腔位置候補領域設定手段で設定した管腔位置候補領域から前記内視鏡画像領域に対して、半径の異なる複数の円を設定し、この複数の円内に配置される前記画素抽出手段で抽出した閾値以上の画素分布から管腔方向を推定する管腔方向推定手段と、

この管腔方向推定手段で推定した管腔方向から前記管腔位置候補領域に内視鏡挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

この挿入方向設定手段で設定された内視鏡挿入方向を基に内視鏡画像と共に挿入方向を表示させる挿入方向表示手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出システム。

## 【 0 0 9 1 】

( 付 記 3 )

前記画素抽出手段は、体腔内で鏡面反射されて生成されるハレーション部分、又は体腔内壁のひだのエッジ部分の画素であることを特徴とする付記 1 記載の内視鏡挿入方向検出装置、又は付記 2 記載の内視鏡挿入方向検出システム。

## 【 0 0 9 2 】

( 付 記 4 )

前記管腔方向推定手段は、前記画素抽出手段で抽出した画素分布の重心位置と、前記管腔位置候補領域設定手段で設定した管腔位置候補領域の中心位置とを結ぶベクトルと、前記画素分布の回帰直線と直交するベクトルとの角度差から挿入方向決定に有用な管腔方向を推定することを特徴とした付記 2 に記載の内視鏡挿入方向検出システム。

## 【 0 0 9 3 】

( 付 記 5 )

前記管腔方向推定手段は、前記画素抽出手段で抽出したひだのエッジの勾配ベクトル演算し、この勾配ベクトルが同じ方向のエッジ分布から管腔方向を推定することを特徴とした付記 2 に記載の内視鏡挿入方向検出システム。

## 【 0 0 9 4 】

( 付 記 6 )

前記管腔位置候補設定手段で設定した管腔位置候補領域から内視鏡画像領域に対して設けた半径の異なる複数の円の中心位置は、管腔位置候補領域の同一領域内であることを特徴した付記 2 に記載の内視鏡挿入方向検出システム。

## 【 0 0 9 5 】

( 付 記 7 )

前記管腔方向推定手段で半径の異なる複数の円の範囲に配置された閾値以上の画素分布から推定した管腔方向と、前記複数の円の中心位置の方向が一致していることを特徴とした付記 2 に記載の内視鏡挿入方向検出システム。

## 【 0 0 9 6 】

( 付 記 8 )

内視鏡画像を入力する画像入力手段と、

前記画像入力手段から入力された内視鏡画像において、高い濃度値を有する画素を抽出する画素抽出手段と、

前記画素抽出手段で抽出した画素に対して、特定領域内に存在する画素を選択する画素選択手段と、

前記画素選択手段で選択された画素と、前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

10

20

30

40

50

前記挿入方向決定手段で決定された挿入方向を表示する表示手段と、  
を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 0 9 7 】

( 付記 9 )

大腸内視鏡画像を入力する画像入力手段と、

前記画像入力手段から入力された大腸内視鏡画像において、大腸のひだのエッジ部分の画素を抽出する画素抽出手段と、

前記画素抽出手段で抽出したエッジ部分の画素に対して、特定領域内に存在する画素を選択する画素選択手段と、

前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素と、前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

前記挿入方向決定手段で決定された挿入方向を表示する表示手段と、  
を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 0 9 8 】

( 付記 1 0 )

前記画素選択手段の特定領域とは、複数の異なる円又は楕円によって囲まれる領域により設定されることを特徴とする付記 8 または付記 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 0 9 9 】

( 付記 1 1 )

前記複数の異なる円又は楕円の中心位置は、同一又は同一領域内に設定されることを特徴とする付記 1 0 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 1 0 0 】

( 付記 1 2 )

前記挿入方向決定手段で決定する挿入方向は、前記複数の円又は楕円の同一の中心位置、又は同一の領域内の方向を挿入方向とすることを特徴とした付記 1 1 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 1 0 1 】

( 付記 1 3 )

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択された画素の分布形状から推定される管腔方向と、特定領域の形状から推定される管腔方向の同一性に応じて、内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とした付記 8 又は付記 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 1 0 2 】

( 付記 1 4 )

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素うち、ほぼ同一方向を向くエッジ部分の分布形状と前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とした付記 8 又は付記 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 1 0 3 】

( 付記 1 5 )

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素のうち、ほぼ同一方向を向くエッジ部分の分布形状から推定される管腔の方向と、前記特定領域の形状から推定される管腔方向の同一性に基づき内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とした付記 8 又は付記 9 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【 0 1 0 4 】

【 発明の効果 】

本発明の内視鏡挿入方向検出装置は、内視鏡画像から管腔位置及び内視鏡挿入方向が確実に検出でき、その挿入方向を内視鏡画像と共に表示装置に表示させることで、内視鏡挿入操作が可能となり、被検体に対して不快感を与えることなく内視鏡挿入操作が可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 2】本発明に係る内視鏡装置の管腔内への挿入操作を説明する説明図。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態である内視鏡挿入方向検出装置の構成を示すブロック図。

【図 4】本発明に係る内視鏡を管腔内の屈曲部へ挿入した状態を説明する説明図。

【図 5】本発明に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図。

【図 6】本発明に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図。

【図 7】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像を複数領域への分割例を説明する説明図。

10

【図 9】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像の周辺に設定する管腔の候補領域を説明する説明図。

【図 10】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔方向の設定動作を説明する説明図。

【図 11】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔の候補領域から挿入方向の決定動作を説明する説明図。

【図 12】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置で検出された内視鏡挿入方向を内視鏡画像と併設表示例を説明する説明図。

【図 13】本発明の第 2 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からハレーション位置検出を説明する説明図。

20

【図 14】本発明の第 2 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡挿入方向検出を説明する説明図。

【図 15】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置の撮像画像を説明する説明図。

【図 16】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート。

【図 17】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ検出を説明する説明図。

【図 18】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ方向の分類を説明する説明図。

30

【図 19】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から抽出されたエッジの分布を説明する説明図。

【図 20】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域を説明する説明図。

【図 21】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域の選定処理を説明する説明図。

【図 22】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔挿入方向の設定を説明する説明図。

【符号の説明】

1 ... 内視鏡

40

2 ... 操作部

3 ... 挿入部

4 ... 制御装置

8 ... 映像信号処理回路

9 ... 観察モニタ

11 ... アナログ / デジタル変換器 ( A / D )

12 ... 挿入方向検出装置

20 ... コンピュータ

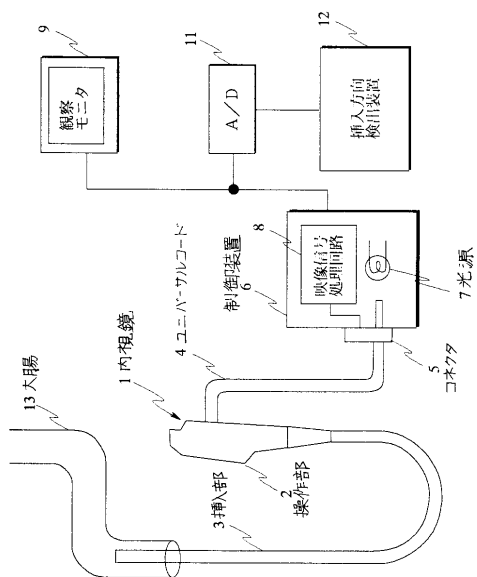
21 ... 表示装置

22 ... 入力 / 出力制御回路

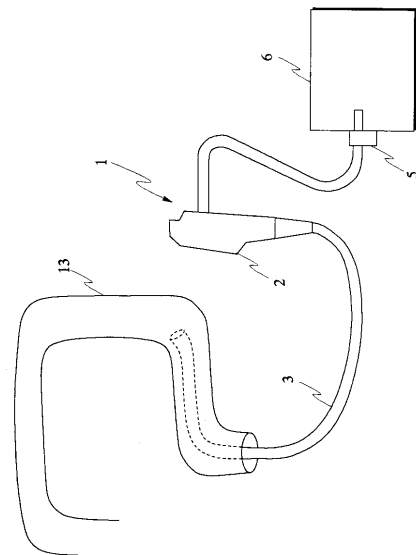
50

- 2 3 ... 中央処理装置 (CPU)
- 2 4 ... メインメモリ
- 2 5 ... 記憶装置
- 2 6 ... メインプログラム

【図 1】

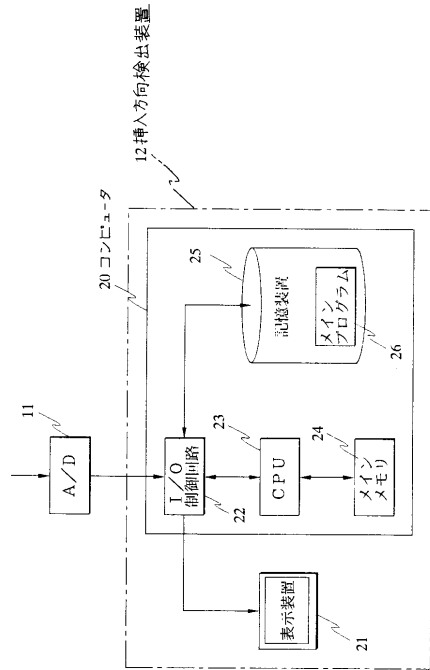


【図 2】

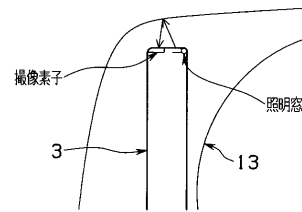




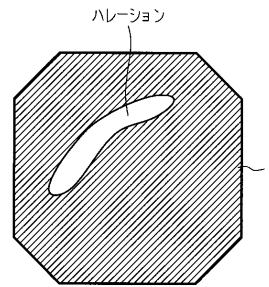
【図 3】



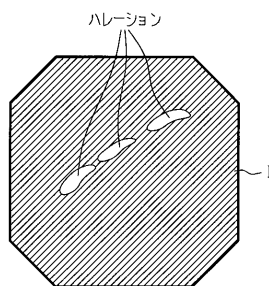
【図 4】



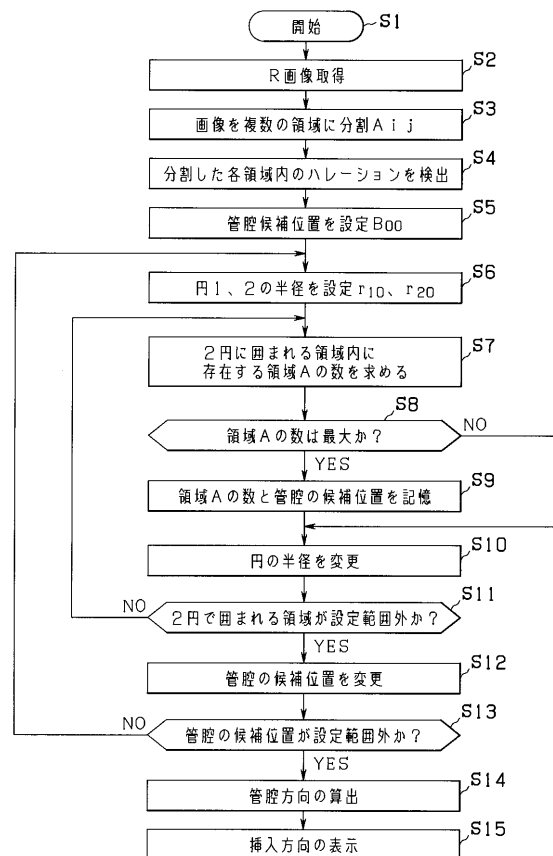
【図 5】



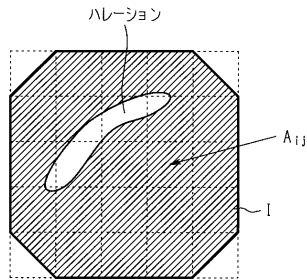
【図 6】



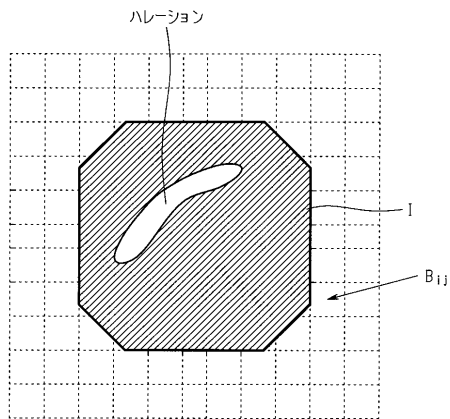
【図 7】



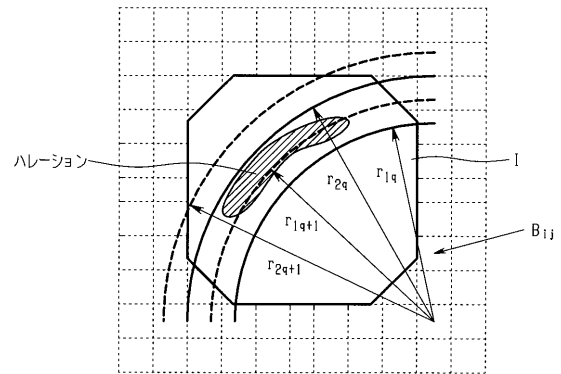
【図 8】



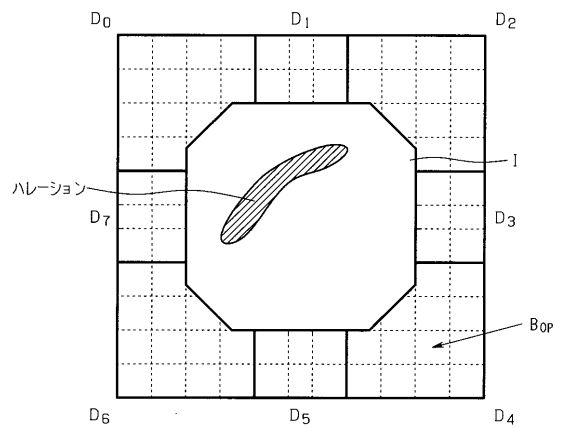
【図 9】



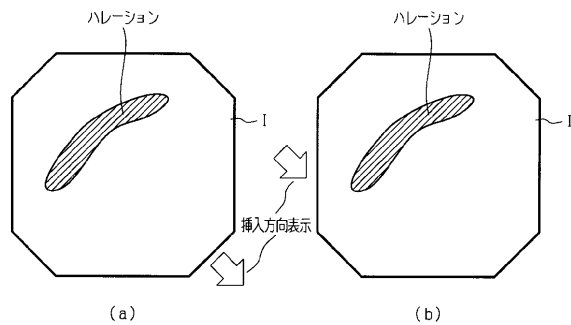
【図 10】



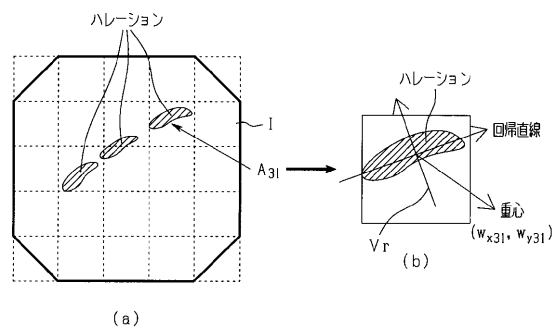
【図 11】



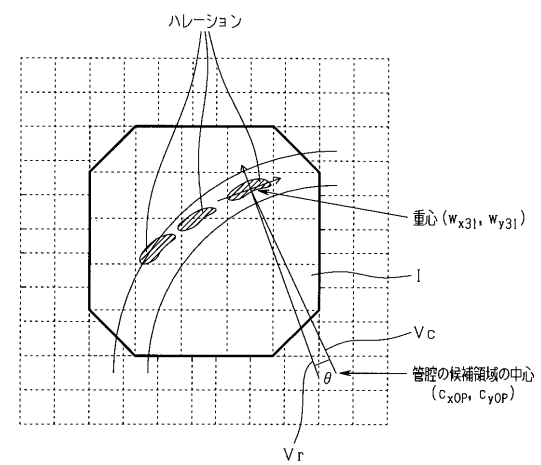
【図 12】



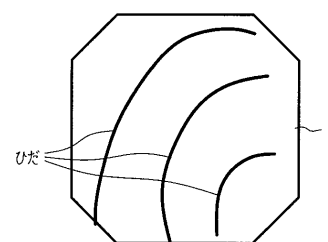
【図 13】



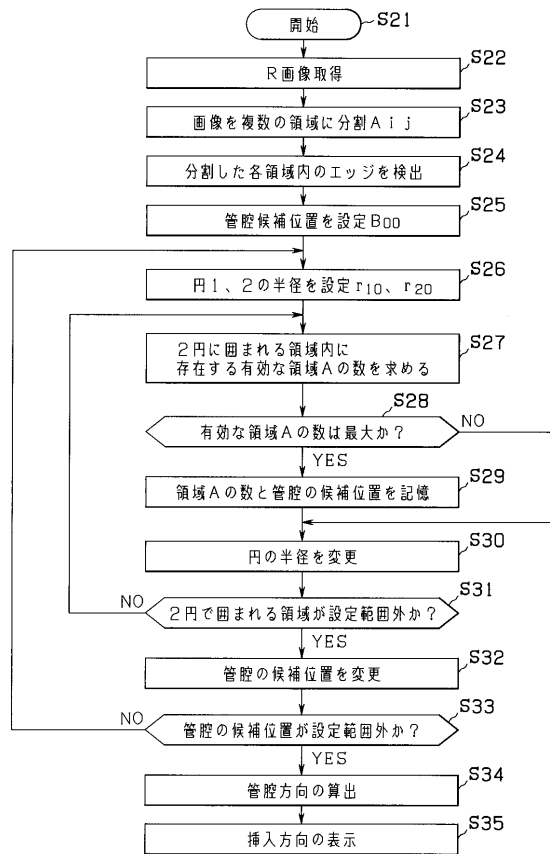
【図 14】



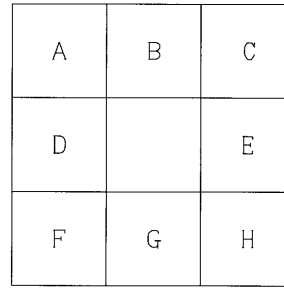
【図 15】



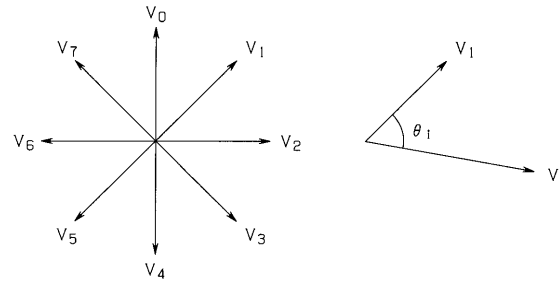
【図 16】



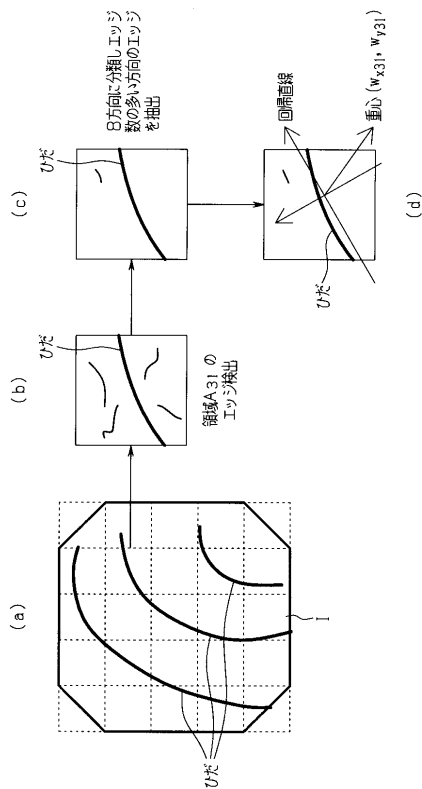
【図 17】



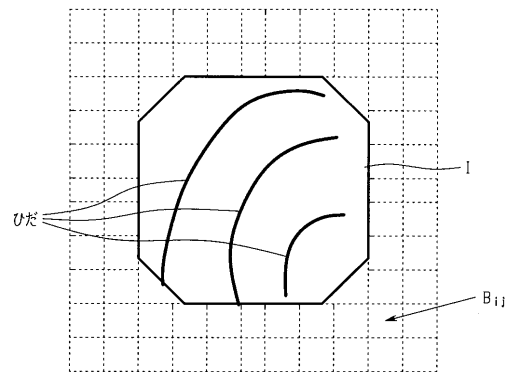
【図 18】



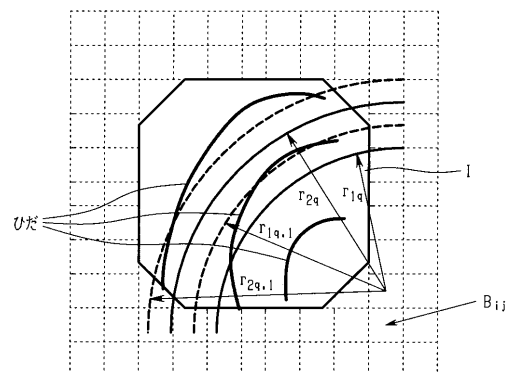
【図 19】



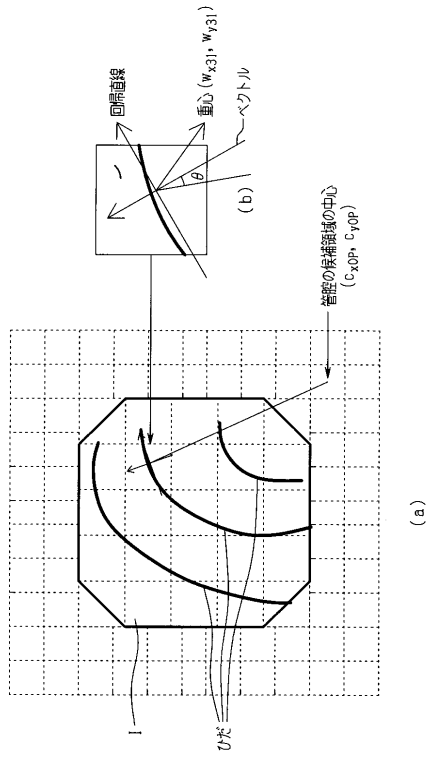
【図 20】



【図 21】



【図 22】



---

フロントページの続き

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00

G02B 23/24

H04N 7/18

专利名称(译)	内窥镜插入方向检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4077716B2</a>	公开(公告)日	2008-04-23
申请号	JP2002337001	申请日	2002-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	長谷川潤 野波徹緒		
发明人	長谷川 潤 野波 徹緒		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18 A61B1/005 A61B1/04 G06T7/00		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/00147 G06T7/73 G06T2207/30028 Y10S600/921		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/045.615		
F-TERM分类号	2H040/BA00 4C061/AA04 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW13 5C054/AA01 5C054/CC02 5C054/EA01 5C054/ED00 5C054/FC14 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	永井伸一		
其他公开文献	JP2004167010A5 JP2004167010A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以简单的结构可靠地检测管腔方向的内窥镜插入方向检测装置。解决方案：该内窥镜插入方向检测装置包括像素提取装置，用于从图像输入/输出控制电路22输入要输入的内窥镜图像的每个区域的规定浓度值的像素，区域形状估计装置找到形状基于规定浓度值的像素分布的连续性的内窥镜图像的区域和插入方向确定装置从所找到的形状确定内窥镜到细胞的插入方向。插入方向与内窥镜图像一起显示。Z

$$y = \frac{V_{xy}}{V_x} \left( x - \bar{x} \right) + \bar{y}$$