

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4885388号
(P4885388)

(45) 発行日 平成24年2月29日(2012.2.29)

(24) 登録日 平成23年12月16日(2011.12.16)

(51) Int.Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B	1/00 3 0 0 D
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 A
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 2 B	23/24 B
G 0 6 T 7/20 (2006.01)	G 0 6 T	1/00 2 9 0 Z
請求項の数 5 (全 26 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2001-292230 (P2001-292230)
 (22) 出願日 平成13年9月25日(2001.9.25)
 (65) 公開番号 特開2003-93328 (P2003-93328A)
 (43) 公開日 平成15年4月2日(2003.4.2)
 審査請求日 平成20年8月1日(2008.8.1)

(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 西村 博一
 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 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入方向検出方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡の挿入方向の候補となる挿入候補方向を設定する挿入候補方向設定手段が、当該挿入候補方向を設定する第1のステップと、

内視鏡画像を入力する内視鏡画像入力手段が、当該内視鏡画像を入力する第2のステップと、

前記内視鏡画像における明暗変化の方向を検出する明暗変化方向検出手段が、当該明暗変化の方向を検出する第3のステップと、

前記複数の挿入候補方向及び前記明暗変化の方向の類似性を評価する評価手段が、当該類似性を評価する第4のステップと、

前記評価結果に基づき内視鏡の挿入方向を決定する決定手段が、当該挿入方向を決定する第5のステップと

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

【請求項2】

前記内視鏡画像上にサンプリング画素を設定する設定手段が、当該サンプリング画素を設定する第6のステップと、

前記明暗変化の方向をN個(Nは整数)の前記サンプリング画素から検出し、第1のベクトル $V_n(1 \leq n \leq N)$ で表し、K個(Kは整数)の前記挿入候補方向を第6のステップで設定された前記サンプリング画素の各々の位置を基準とする第2のベクトル $U_k(1 \leq k \leq K)$ で表し、前記複数の挿入候補方向及び前記明暗変化の方向との類似性を評価す

る第2の評価手段が、当該類似性を評価する第7のステップと
をさらに備え、

前記第7のステップにおいて、前記第2の評価手段は、前記第1のベクトル V_n 及び前記第2のベクトル U_k のなす角を評価する

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方法。

【請求項3】

前記第7のステップにおける前記第2の評価手段による評価は前記第1のベクトル V_n 及び前記第2のベクトル U_k の差異に関する評価値 k を算出するものであるとともに、

前記第5のステップにおける前記決定手段による決定は、前記評価値 k が最良となる前記第2のベクトル U_k を与える挿入候補方向を内視鏡挿入方向とするものである

10

ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

【請求項4】

前記評価値 k は、前記サンプリング画素の前記第1のベクトル V_n 及び前記第2のベクトル U_k のなす角の和またはなす角に基づく関数値であるとともに、

前記第5のステップにおける前記決定手段による決定は、前記評価値 k が最良となる前記第2のベクトル U_k を与える挿入候補方向を内視鏡挿入方向とするものである

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方法。

【請求項5】

前記明暗変化方向検出手段は、前記明暗変化の方向を空間微分により検出する

ことを特徴とする請求項1-4のいずれか1つに記載の内視鏡挿入方向検出方法。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は内視鏡の挿入方向検出方法に係り、特に医療分野における大腸及び工業分野におけるパイプ配管のように管腔構造を有する対象の観察及び検査に対する内視鏡挿入方向検出方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、体腔内に可憐性を有する細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器を観察したり、必要に応じチャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる医療用内視鏡が広く利用されている。また、工業分野においても建造物の配管等の内部腐食状態の観察等に工業用内視鏡が用いられている。

30

【0003】

これらの各種検査における内視鏡の挿入においては、操作者である医師や技術者が内視鏡象を観察しながら、進行方向を判断している。

【0004】

一方、例えば大腸検査における挿入手技は難易度が高く、非常に熟練を要するものとなっているが、その原因としては大腸の形状の複雑さ、管腔の狭さ、さらにはそれらの個人差があげられる。また、挿入は確実かつ慎重に行う必要があるため、経験の浅い医師には非常に負担がかかるものとなっている。

40

【0005】

内視鏡の挿入は基本的に管腔の伸びる方向に向けて行われるが、常に内視鏡装置の視野内に管腔方向が存在しているとは限らず、大腸の屈曲する部位（シグモイド、肝湾曲、脾湾曲等）や腸壁・襞（ひだ、fold）に対する近接時等においては、操作者である医師の経験及び知識に基づき挿入方向を判断する必要がある。

【0006】

このような条件下において、医師は多くの検査経験を積み、様々な判断要素を用いて挿入方向を決定して行く。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

50

しかしながら、熟練していない医師にとってはどのような情報を用いてどのように判断するかという知識や経験が乏しく、管腔を再度視野にとらえるために内視鏡を引き戻す操作等が必要となり、検査時間の遅延や患者の苦痛等が発生する原因となっていた。

【0008】

また、工業分野における配管検査においても、配管を構成するパイプの複雑な屈曲等の理由により、挿入における操作者への負担が大きくなっていた。

【0009】

一方、挿入方向検出手法として、特許2710384及び特許2680111が開示されているが、これらは画像視野内に存在する管腔を検出することを主眼としたものであり、視野内から管腔が外れた場合等において挿入方向を検出するという効果は得られなかった。

10

【0010】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、画像視野内から管腔が外れた場合等においても挿入方向を検出することのできる内視鏡挿入方向検出方法を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明の一態様の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡の挿入方向の候補となる挿入候補方向を設定する挿入候補方向設定手段が、当該挿入候補方向を設定する第1のステップと、内視鏡画像を入力する内視鏡画像入力手段が、当該内視鏡画像を入力する第2のステップと、前記内視鏡画像における明暗変化の方向を検出する明暗変化方向検出手段が、当該明暗変化の方向を検出する第3のステップと、前記複数の挿入候補方向及び前記明暗変化の方向の類似性を評価する評価手段が、当該類似性を評価する第4のステップと、前記評価結果に基づき内視鏡の挿入方向を決定する決定手段が、当該挿入方向を決定する第5のステップとを備える。

20

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0023】

なお、以下においては大腸への内視鏡の挿入に対する挿入方向の検出に関して説明するが、工業分野における配管等、管状の挿入対象に対して同様の処理を適用することが可能である。一般にパイプ等は体腔内臓器である大腸に比べ、剛性体であること、拍動等による対象の動きがないことから挿入方向の検出における条件は緩いため、良好な効果を得ることができる。

30

【0024】

また、本発明における一連の実施の形態においては挿入方向の検出に基づく操作者への内視鏡挿入補助情報提示を主な目的としているが、内視鏡操作の自動化との組み合わせによる自動挿入への応用が当然可能である。この場合は検出した挿入方向に進行するように内視鏡自動操作を制御する。

【0025】

第1の実施の形態：

図1ないし図16は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の全体構成を示す構成図、図2は図1の内視鏡の挿入を説明するための説明図、図3は図1の挿入方向検出装置の構成を示す構成図、図4は図3の挿入方向検出装置の表示装置における挿入方向の表示を説明する図、図5は図3の挿入方向検出装置における挿入方向判断対象となる内視鏡像の例を示す第1の説明図、図6は図3の挿入方向検出装置における挿入方向判断対象となる内視鏡像の例を示す第2の説明図、図7は図1の内視鏡の挿入状態を説明する図、図8は図3の挿入方向検出装置における挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート、図9は図8の処理での管腔方向検出におけるサンプリング画素の設定を説明するための説明図、図10は図8の処理での勾配ベクトル算出のための空間微分処理を説明す

40

50

る図、図 11 は図 8 の処理での勾配ベクトルに基づく管腔方向検出を説明するための第 1 の説明図、図 12 は図 8 の処理での勾配ベクトルに基づく管腔方向検出を説明するための第 2 の説明図、図 13 は図 8 の処理でのサンプリング画素の他の設定を説明するための説明図、図 14 は図 8 の処理における領域分割を用いた処理を説明する図、図 15 は図 8 の処理における画像最外周を管腔方向と関連付けるための分割を説明するための説明図、図 16 は図 8 の処理におけるベクトルの射影に関する説明図である。

【0026】

本発明の第 1 の実施の形態においては、画像視野内から管腔が外れた場合等において明暗の勾配方向に基づき管腔方向を決定する挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示することによりスムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる挿入方向検出装置について説明する。

10

【0027】

はじめに、図 1 を用いて本実施の形態における内視鏡装置について説明する。図 1 において、本実施の形態の内視鏡装置は、内視鏡 1 と、制御装置 6 と、観察用モニター 9 と、挿入方向を検出及び表示する挿入方向検出装置 12 と、A/D 変換器 11 を備えている。

【0028】

内視鏡 1 は、操作部 2 と、可撓性を有する挿入部 3 とを備えるとともに、挿入部 3 の先端に図示しない固体撮像素子 (CCD) 及び照射光を発するライトガイド端を備え、ライトガイド制御装置 8 とコネクタ 5 を介して接続される。

20

【0029】

また、内視鏡 1 は、照射光を伝達するファイバと映像信号及び各種制御情報を送受信するためのユニバーサルコード 4 とを備えており、挿入部 3 を大腸 13 に挿入することで体腔内の画像情報を得る。

【0030】

また、制御装置 6 は、内視鏡 1 に対する照射光を発生するための光源部 7 と、内視鏡 1 から入力される映像信号に対する信号処理を行うための映像信号処理回路 8 とを備えている。

【0031】

制御装置 6 により映像化された体腔内の画像情報は、アナログ RGB 信号として観察モニター 9 に入力されるとともに、A/D 変換機 11 を介してデジタル化され、挿入方向検出装置 12 に入力される。

30

【0032】

次に、図 2 を用いて内視鏡の挿入について、大腸検査を例に説明する。内視鏡 1 による大腸検査では、図 2 に示すように、内視鏡 1 の細長で可撓性を有する挿入部 3 を大腸 13 に挿入することにより、体腔内の観察を行うようになっている。挿入においては、操作者である医師は操作部 2 に備えられた図示しないアングルノブ (挿入部 3 に内蔵されたワイヤ等を介し内視鏡先端を上下・左右に湾曲させるための操作部) による先端の湾曲操作、挿入部 3 の押し引き及び捻り等の手技を駆使し、肛門から最深部である回盲部 (小腸と大腸の連結する部位) までの観察を行う。

【0033】

次に、図 3 を用いて本実施の形態における挿入方向検出装置 12 の構成について説明する。

40

【0034】

図 3 に示すように、挿入方向検出装置 12 は、A/D 変換器 11 より入力される RGB 画像信号に対し挿入方向検出に関わる一連の処理を実行するためのコンピュータ 20 と、挿入方向検出結果を表示するための表示装置 21 とを備えている。

【0035】

さらに、コンピュータ 20 は挿入方向検出を行うためのメインプログラム 26 を記憶した記憶装置 25 と、メインプログラム 26 を用いた挿入方向検出処理を実行するための CPU (中央処理装置) 23 及びメインメモリ 24 と、A/D 変換器 11 及び記憶装置 25 及

50

び表示装置 2 1 と CPU 2 3 との間での各入出力を制御するための I / O 制御回路 2 2 とを備えている。

【 0 0 3 6 】

メインプログラム 2 6 は、本実施の形態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 制御回路 2 2 に対する A / D 変換器 1 1 からの画像信号の取得要求、表示装置 2 1 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。

【 0 0 3 7 】

なお、本実施の形態においては、内視鏡画像は A / D 変換器 1 1 により R G B 各プレーンが 0 から 2 5 5 の値をとる 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々 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き表示する。

10

【 0 0 3 8 】

次に、挿入方向検出装置 1 2 の表示装置 2 1 における挿入方向検出結果表示例について説明する。

【 0 0 3 9 】

大腸のような管腔臓器に対しては、管腔の伸びている方向に向けて内視鏡を挿入する。このような場合、常に画像の視野内に管腔を捉えながら、确实かつ安全に挿入して行く必要がある。しかしながら、後述する様々な理由により視野内から管腔が外れることが多々あり、また、経験の浅い医師にはどの方向に管腔が存在するかを判断することが困難にである状況が頻繁に発生する。このような場合、視野内に管腔が入るよう一度内視鏡 1 を後退（引き抜く操作：以下、P u l l B a c k 操作と称する）させる必要があり、検査時間の遅延等の原因となっている。

20

【 0 0 4 0 】

本実施の形態における挿入方向検出装置 1 2 は、内視鏡画像中に明確な管腔が存在しない場合において挿入方向を画像処理手法の適用により検出し、検査を行う医師に対して挿入方向情報を提示することで、スムーズな内視鏡検査を実現する。

【 0 0 4 1 】

具体的な挿入方向情報としては、図 4 に示すように、内視鏡画像上に 4 5 ° ほどの 8 方向のいずれかの矢印を重畳表示する。内視鏡検査を実施する医師は重畳された矢印の方向に内視鏡が進むように、アングル操作、押し引き、捻じり等の操作を行うことにより管腔を視野内に捉えることが可能となる。

30

【 0 0 4 2 】

なお、本実施の形態においては説明の便宜上、挿入方向を 8 方向のいずれかとするが、2 2 . 5 ° ほどの 1 6 方向等より細分化して表示することも可能であり、検査を実施する医師の熟練度や必要に応じて適宜設定することができる。

【 0 0 4 3 】

次に、本実施の形態における挿入方向検出手法について説明する。

【 0 0 4 4 】

大腸検査における挿入手技は難易度が高く、非常に熟練を要するものとなっているが、その原因としては大腸の形状の複雑さ、管腔の狭さ、さらにはそれらの個人差があげられる。また、挿入は确实かつ慎重に行う必要があるため、経験の浅い医師には非常に負担がかかるものとなっている。内視鏡の挿入は基本的に管腔の伸びる方向に向けて行われるが、常に内視鏡装置の視野内に管腔方向が存在しているとは限らず、大腸の屈曲する部位（シグモイド、肝湾曲、脾湾曲等）や腸壁・襞（ひだ、f o l d）に対する内視鏡の過接近においては操作者である医師の経験及び知識に基づき挿入方向を判断する必要がある。このような条件下において、医師は多くの検査経験を積み、様々な判断要素を用いて挿入方向を決定して行く。

40

【 0 0 4 5 】

50

具体的には、例えば図5に示す内視鏡像においては、視野内に存在する明瞭な管腔から、直進方向に挿入を継続するものと判断できる。一方、図6に示す内視鏡像においては、視野内に管腔は存在しないため何らかの情報に基づき挿入方向、すなわち管腔の存在する方向を判断することとなる。

【0046】

本実施の形態では、視野内に管腔が存在しない場合等において挿入方向を決定するための技術として、明暗勾配 (Gradient と呼ばれる) 方向を用いた方向検出方法について説明する。

【0047】

視野内に管腔が存在しない場合の挿入方向の判断要素の一つとして、画像中の明暗変化方向があげられる。例えば大腸13と内視鏡の挿入部3の先端との位置関係が図7のような場合、内視鏡先端に近い位置から遠くなる位置にかけて大域的な明暗の変化が生ずる。挿入方向は内視鏡先端から遠い方向となることより、画像中の明部から暗部への変化方向の検知に基づき、挿入方向を検出することが可能となる。

10

【0048】

図8に本実施の形態の挿入方向検出における一連の処理の流れを示す。ここではA/D変換器11を經由して入力される内視鏡画像信号の各フレームに対して処理を適用する。

【0049】

図8のステップS1において、入力される内視鏡画像のRGB画像の中で、R画像を取得する。本実施の形態においてはR画像を用いた処理について説明するが、G、B画像あるいは輝度画像 ($= 0.3R + 0.6G + 0.1B$) 等を用いて同様の処理を適用することも可能である。

20

【0050】

続くステップS2において、R画像上にM個 (Mは1以上の整数) のサンプリング画素を設定する。サンプリング画素は画像全体をサンプルするように定める。サンプリング画素の設定例を図9に示す。

【0051】

ステップS3においては、各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の算出を行う。本実施の形態においては、勾配ベクトルの算出手法として空間微分処理を使用する。図10は空間微分処理を用いた勾配ベクトル算出方法を説明するための説明図である。

30

【0052】

まず、図10に示すようにサンプリング画素Pを中心とする大きさ $N \times N$ (図10では $N = 5$) の近傍画素を抽出し、その水平、垂直及び対角方向端に位置する画素を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各空間微分値SX及びSYを、以下のように求める。

【0053】

【数1】

$$SX = (C + E + H) - (A + D + F) \quad (1)$$

【数2】

$$SY = (F + G + H) - (A + B + C) \quad (2)$$

40

なお、式(1)及び(2)においてはA、B、C、D、E、F、G、Hは各画素の濃度値を表すものとする。

【0054】

得られたSX及びSYを用いて、勾配ベクトル \underline{V} (下線はVがベクトルであることを表す) は

【数3】

$$\underline{V} = (SX, SY) \quad (3)$$

と表される。

【0055】

50

また、 \underline{V} の大きさ $|\underline{V}|$ 及び勾配方向 \underline{V} は以下のように算出することができる。

【0056】

【式4】

$$|\underline{V}| = \sqrt{S_x^2 + S_y^2} \quad (4)$$

【数5】

$$\underline{V} = \tan^{-1}(S_y/S_x) \quad (5)$$

以上に説明した勾配ベクトル \underline{V} を、M個のサンプリング画素について \underline{V}_i ($i = 1, 2, \dots, M$)として算出する。

10

【0057】

続いて、ステップS4において、管腔方向検出を行う。本実施の形態における管腔方向検出の処理内容について、図11及び12を用いて説明する。

【0058】

図4を用いて説明した8方向に対応する画像外周上の点を Q_k ($k = 1, 2, \dots, 8$)とし、画像サイズ $I_{SX} \times I_{SY}$ に対する各々の座標を図11のように定める。 Q_k の座標を(q_x, q_y)、サンプリング画素 P_i の座標を(p_x, p_y)とすると、 Q_k と P_i とを結ぶベクトル \underline{Q}_k は

【数6】

$$\underline{Q}_k = (q_x - p_x, q_y - p_y) \quad (6)$$

により得られる。

20

【0059】

管腔は画像において明から暗に変化する方向に存在することから、サンプリング画素 P_i の明暗勾配 \underline{V}_i の逆方向ベクトル \underline{V}'_i (式(5)により算出される勾配方向は暗から明の方向を表すので反転させる)に最も近い \underline{Q}_k が管腔方向となる。

【0060】

具体的には図12に示す θ_{ik} を各 \underline{Q}_k について式(7)より求める。ここで θ_{ik} は \underline{V}'_i と \underline{Q}_k のなす角である。

【0061】

【数7】

$$\theta_{ik} = \cos^{-1} \left\{ \frac{(\underline{Q}_k \cdot \underline{V}'_i)}{(|\underline{Q}_k| \times |\underline{V}'_i|)} \right\} \quad (7)$$

ただし、「 \cdot 」はベクトルの内積、「 $||$ 」はベクトルの大きさを示す。

【0062】

θ_{ik} は $-180 < \theta_{ik} < 180$ の値をとり、点 Q_k の方向に管腔が存在する場合、すなわち勾配方向が \underline{Q}_k の方向に近い場合0に近づく(単位は"度")。

【0063】

したがって、管腔方向全サンプリング画素について θ_{ik} を算出し、以下の誤差評価値を最小とする k を求めることにより、明暗勾配が明から暗に変化する最も確実な方向を得ることができる。

40

【0064】

【数8】

$$E(k) = \sum_{i=1}^M |\theta_{ik}| \quad (8)$$

ステップS5においては、得られた管腔方向に対応する方向を挿入方向として、図4に示した矢印情報を画像に重畳し、表示装置21に表示の上、ステップS1に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

【0065】

50

なお、本実施の形態においては図10に示した近傍領域の大きさを決定するNについてN = 5としたが、より大きな値(例えばN = 17等)を用いて大域的な明暗勾配を検出することも可能である。さらに、各サンプル画素からの勾配ベクトル算出に先立ち、前処理として低減通過フィルタリング(いわゆるぼけマスク)を適用することにより、ノイズや血管等の粘膜構造による影響を除外し、挿入方向検出精度の向上を図ることができる。

【0066】

また、誤差評価においては式(8)に示したなす角 θ_{ik} の大きさの総和を用いたが、 θ_{ik} に関する他の関数に置きかえることは当然可能である。

【0067】

また、図10におけるサンプル画素P及び勾配ベクトル算出のための近傍画素A~Hに対し、ハレーションによる影響を除去し、誤検出の防止を図るための閾値処理を行うこともできる。具体的には、A~H及びPを含む大きさN×Nの局所領域に含まれる各画素に対し、閾値THL(例えばTHL = 250とする)との比較を行い、いずれかの画素がTHLを超えるようであればサンプル画素Pの位置を変更する、あるいは挿入方向検出に使用しないようにする。

【0068】

なお、大きさ $|V_i| = 0$ である場合には明暗勾配がないことを示すので、挿入方向検出には使用しないようにする。具体的には該当する V_i について、式(7)に代えて、すべてのkに対し θ_{ik} を $\theta_{i1} = \theta_{i2} = \dots = \theta_{iK} = 0$ とすればよい(大きさ $|V_i| = 0$ のサンプリング画素は式(8)の結果に寄与しなくなる)。

【0069】

また、ステップS4における管腔方向検出においては明暗変化の勾配ベクトル V の方向(角度) θ を用いたが、内視鏡画像においては明暗変化の大きさが大きい方向に管腔が存在する確率が高いことから、さらに大きさ $|V|$ の利用を図ることができる。具体的には、M個のサンプリング画素について算出した V_i ($1 \leq i \leq M$) について、大きさの最大値 $\max |V_i|$ を求める。次いで、すべての V_i に対し

【数9】

$$i = |V_i| / \max |V_i| \quad (9)$$

で表される正規化を行う。

【0070】

式(9)における i は $\max |V_i|$ を与える i 番目の勾配ベクトル V_i について $i = 1$ となり、その他(ただし、 $|V_i| = 0$)では $0 < i < 1$ の値をとる。 i を重み係数として利用するため式(8)を

【数10】

$$E(k) = \sum_{i=1}^M \left(\frac{|\theta_{ik}|}{\alpha_i} \right) \quad (10)$$

と置きかえる。

【0071】

また、サンプリング画素については、図9に示すように画像全体に均等に設定する例について説明したが、例えば図13に示すように、画像中央部付近を除き、管腔方向に向かう明暗変化情報をより多く含む画像周辺部のみに設定してもよい。

【0072】

また、図14に示すように、画像を領域分割し、各領域に対応する方向について以下の処理に基づき挿入方向を検出してもよい。図14においては画像周辺部の分割領域にサンプリング画素を設定する。これらの分割領域は、図11及び図15の設定に基づき、1つの領域が1つの方向に対応している(画像中央部は除く)。

【0073】

図15において、U1ないしU8は水平及び垂直方向の長さの3等分割に基づき設定される

10

20

30

40

50

画像最外周上の点であり、U1 - U3、U1 - U2、U2 - U4、U3 - U5、U4 - U6、U5 - U7、U7 - U8及びU6 - U8の組み合わせにより決定される最外周上の区間が、それぞれ図11におけるQ1、Q2、・・・、Q7及びQ8の示す各方向と対応する。

【0074】

各領域において、対応する方向への明暗変化の大きさが最大の領域を検出し、対応する方向を挿入方向と決定する。具体的には領域k (1 ≤ k ≤ K) 内のM_k個のサンプリング画素について、方向ベクトルの各領域kに対応する点Q_kに向かう方向への射影の大きさ(図16に例を示す)の総和

【数11】

$$\xi(k) = \sum_{j=1}^{M_k} (|V_j| \times \cos\phi_{jk}) \quad (11)$$

を算出する。

【0075】

すべての領域に対し (k) を求め、最大の (k) を与える k に対応する方向を挿入方向とする。

【0076】

以上説明したように、本発明の第1の実施の形態における挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示する挿入方向検出装置によれば、内視鏡検査に熟練していない操作者に対する挿入補助情報の提供が可能となり、スムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる。

【0077】

第2の実施の形態：

図17ないし図25は本発明の第2の実施の形態に係わり、図17は円弧形状を有するハレーションを説明する図、図18は図17のハレーションに対応した挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート、図19は図18の処理での細線化処理を説明する図、図20は図18の処理でのサンプリングを説明する図、図21は図18の処理でのハレーションの形状に対する円弧近似を説明するための説明図、図22は図18の処理での近似のための円弧中心の探索範囲を説明するための説明図、図23は図18の処理での管腔方向の決定方法を説明するための説明図、図24は図18の処理での膨張処理を説明する図、図25は図18の処理でのハレーションが複数存在する場合の処理内容を説明するための説明図である。

【0078】

第2の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0079】

本発明の第2の実施の形態においては、画像視野内から管腔が外れた場合等において、粘膜表面等の反射により発生するハレーションの形状特徴を用いて管腔方向を決定する挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示することによりスムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる挿入方向検出装置について説明する。

【0080】

内視鏡検査においては、内視鏡先端に正対した粘膜表面等の強い鏡面反射により、CCDからの出力信号が飽和あるいは周辺に比して明らかに大となる現象が発生し、一般にハレーションとして知られている。管腔形状を有する大腸等に対する内視鏡観察像においては、このようなハレーションが円弧の形状を形成する場合がある。

【0081】

10

20

30

40

50

例えば、図7に示した挿入状態においては、図17のような円弧状のハレーションが発生する。熟練した医師は、円弧の中心方向が管腔方向と一致することから、円弧状ハレーションを挿入の補助情報として利用しており、図17の例においては画像視野の右方向に挿入を進める。

【0082】

本実施の形態においては、画像処理手法の適用により、画像内に発生したハレーションが円弧形状を形成しているかどうかを判定し、形成している場合には円弧の中心方向を推定し、挿入方向情報とする。

【0083】

本実施の形態における内視鏡装置及び挿入方向検出装置の構成は第1の実施の形態と同様であり、メインプログラム26の内容が異なるものであるため、メインプログラム26において実行する画像処理内容の詳細について説明する。

【0084】

図18は本実施の形態のメインプログラム26における挿入方向検出処理を説明するためのフローチャートである。ステップS11において、第1の実施の形態の説明における図8に示したステップS1と同様に、入力される内視鏡画像のRGB画像の中で、R画像を取得する。同様の処理をG、B画像あるいは輝度画像等を用いて同様の処理を適用することも可能である。

【0085】

続くステップS12において、入力されたR画像の各画素に対する閾値を用いた2値化処理により、ハレーション画素を抽出する。具体的には、座標 (x, y) ($0 < x < ISX$ 、 $0 < y < ISY$)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。Hにおける各画素 $h(x, y)$ の値は

【数12】

$$\begin{aligned} h(x, y) &= 1 && \text{if } r(x, y) \geq THL \\ h(x, y) &= 0 && \text{if } r(x, y) < THL \end{aligned} \quad (12)$$

により決定する。

【0086】

ここで、閾値THLは $THL = 255$ とするか、若干の余裕を見て $THL = 240$ 等、適宜設定を変更する。これは、画素の値としては最大値の255に達していなくても視覚上ハレーションと認識される場合があることへの対応となる。

【0087】

次に、ステップS13においては、ハレーションは常に円弧形状を構成するとは限らないため、挿入方向検出に利用可能であるかどうかを判定する必要があることから、2値画像Hを用いたハレーションの円弧形状判定処理を行う。

【0088】

本実施の形態においては、抽出したハレーションを近似するための円を、中心及び半径をパラメータとして変更することにより探索的に決定し、処理対象であるハレーションの形状と方程式により規定される円弧との誤差を評価する。

【0089】

はじめに、ハレーション画像Hに対する前処理として公知の細線化処理（小分岐等が発生する場合はさらに縮退処理を加える）を適用する。図19にハレーションに対する細線化処理結果例を示す（図19においては黒色が画素値1に対応している）。

【0090】

なお、縮退処理についても、例えば「コンピュータ画像処理入門P.75-P83、田村秀行監修、日本工業技術センター編、総研出版発行、星雲社発売」に開示されている。

【0091】

続いて、細線化後のハレーションを構成する $h(x, y)$ について、サンプリングを行う。サンプリングはハレーションの両端点及びその延長画素数において中点となる画素を決定後、ほぼ等間隔となるようにNS個の $h(x, y)$ を抽出する。以下、抽出後のNs個

10

20

30

40

50

の $h(x, y)$ を新たに $h_j(x_j, y_j)$ 、 $1 \leq j \leq N_s$ として説明する。図 20 にサンプリングの例を示す。このサンプリングは計算時間の短縮のためのものであり、CPU 23 の性能が十分であれば省略できる。

【0092】

次に、細線化及びサンプリングにより抽出した画素 $h_j(x_j, y_j)$ について、以下に示す一連の処理によりハレーションが円弧形状を形成しているかどうかを判定する。

【0093】

はじめに、近似するための円の中心及び半径の探索範囲を設定する。図 21 に示すように、 $h_1(x_1, y_1)$ 、 $h_{N_s/2}(x_{N_s/2}, y_{N_s/2})$ 及び $h_{N_s}(x_{N_s}, y_{N_s})$ により構成される三角形 PQR を定め、Q から辺 PR に直交する半直線 l_k を求める。次に、図 22 に示すように、 l_k 上で $PS_1 = QS_1$ 、 $RS_2 = QS_2$ となる点 S_1 及び S_2 を求める。 S_1 及び S_2 の中点 S (座標を (x_s, y_s) とする) を中心とし、半径 $r = s/2$ の円内 (ここで、 s は S_1S_2 の長さ) を中心の探索範囲と定め、 K 個の中心候補点 C_k を設定する ($1 \leq k \leq K$)。中心候補点 C_k を中心とする円の半径 r_k は C_k に基づき決定し、 $r_k = C_kQ$ と定める。 C_k の座標を (c_{xk}, c_{yk}) とすると、円 C_k に対する N_s 個の $h_j(x_j, y_j)$ との誤差評価値は、

【数 13】

$$\epsilon(k) = \frac{1}{N_s} \times \left[\sum_{j=1}^{N_s} \left\{ (x_j - c_{xk})^2 + (y_j - c_{yk})^2 - r_k^2 \right\} \right] \quad (13)$$

により得ることができる。

【0094】

式 (13) に基づき K 個の $\epsilon(k)$ を算出し、その最小値である $\min(\epsilon(k))$ と、円弧形状と認識できるか否かを判定するための閾値 THE とを比較し、

【数 14】

$$\min(\epsilon(k)) < \text{THE} \quad (14)$$

であれば円弧形状であるものと判定する。

【0095】

ステップ S14 においては、式 (14) を満たした場合はステップ S15 に進み、満たさない場合はステップ S11 に戻り次のフレームに対する処理を実行するための分岐判定を行う。

【0096】

ステップ S15 においては、管腔方向を決定する。管腔方向はハレーション形状を近似する円弧の中心方向に存在することから、 $\min(\epsilon(k))$ を与える円 C_k の中心 C_k と図 21 における点 Q とを結ぶ半直線 l_k を図 23 のように定め (直線の方程式は 2 点の座標により容易に求まるため詳細な説明は省略する)、画像最外周との交点 T を求める。画像最外周の 4 辺については、図 15 に示したように水平・垂直方向の長さをそれぞれ 3 等分 ($ISX/3$ 、 $ISY/3$) し、図 4 に示した 8 方向に対応付け、交点 T がいずれに位置するかに基づき挿入方向を決定する。図 23 においては交点 T は左下方向 (図 11 における Q6 の方向) となる。

【0097】

ステップ S16 においては第 1 の実施の形態におけるステップ S5 と同様にして、得られた入方向を示す矢印情報を画像に重畳し、表示装置 21 に表示の上、ステップ S11 に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

【0098】

以上説明したように、本発明の第 2 の実施の形態における挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示する挿入方向検出装置によれば、内視

10

20

30

40

50

鏡検査に熟練していない操作者に対する挿入補助情報の提供が可能となり、スムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる。

【0099】

また、ハレーションの形状が管腔方向の検出に適切であるか否かを判定するため、誤った挿入方向補助情報を表示することがない。

【0100】

なお、ハレーションの2値化画像Hは図24(a)に示すように、複雑な外周形状となる場合があり、細線化処理適用後に不要な分岐等を多く発生する原因となる。このような場合は公知の膨張処理を適用することで、図24(b)に示すように外周形状を滑らかにしてから細線化処理を適用する(膨張処理及び細線化処理については、例えば「コンピュータ画像処理入門P.75-P83、田村秀行監修、日本工業技術センター編、総研出版発行、星雲社発売」に開示されている)。

10

【0101】

また、本実施の形態においては探索的に円弧の中心 C_k を決定したが、Hough(ハフ)変換等の形状抽出手法の適用も可能である。

【0102】

また、図25(a)に示すように、画像に複数のハレーションが存在した場合は、図25(b)に示すように細線化後の各ハレーションの端点 h_k 及び h_{k+1} の連結したものととして本実施の形態に示した一連の処理を適用すればよい。連結の可否の判定については、例えば端点 h_k の座標に基づき、 h_{k+1} が h_k を中心とする半径 r_{hk} (r_{hk} は適宜定める。例えば $r_{hk} = 20$ とする)の円領域内に存在するかどうかにより判定することができる。

20

【0103】

第3の実施の形態：

図26ないし図28は本発明の第3の実施の形態に係わり、図26は挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート、図27は図26の処理での管腔方向の決定方法を説明するための説明図、図28は図26の処理での円弧形状判定を説明するための説明図である。

【0104】

第3の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

30

【0105】

本発明の第3の実施の形態においては、画像視野内から管腔が外れた場合等において、本発明の第2の実施の形態に示したハレーションの形状特徴を利用した挿入方向検出の他の手法及び該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示することによりスムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる挿入方向検出装置について説明する。

【0106】

本実施の形態における内視鏡装置及び挿入方向検出装置の構成は第1の実施の形態と同様であり、メインプログラム26の内容が異なるものであるため、メインプログラム26において実行する画像処理内容の詳細について説明する。

【0107】

図26は本実施の形態のメインプログラム26における挿入方向検出処理を説明するためのフローチャートである。ステップS21において、第1の実施の形態の説明における図8に示したステップS1と同様に、入力される内視鏡画像のRGB画像の中で、R画像を取得する。同様の処理をG、B画像あるいは輝度画像等を用いて同様の処理を適用することも可能である。

40

【0108】

ステップS22においては第2の実施の形態において示したステップS12と同様の処理の適用により、ハレーション画素を抽出し、2値画像Hを作成する。

【0109】

続くステップS23では、第2の実施の形態におけるステップS13と同様に、図19及

50

び図20を用いて説明した、ハレーション画像Hに対する細線化処理の適用により $h(x, y)$ の生成及びサンプリングを行う。サンプリングはハレーションの両端点及びほぼ等間隔となるように N_s 個の $h(x, y)$ を抽出する。以下、抽出後の N_s 個の $h(x, y)$ を新たに $h_j(x_j, y_j)$ 、 $1 \leq j \leq N_s$ として説明する。

【0110】

本実施の形態においては、抽出された $h_j(x_j, y_j)$ から $N_s - 1$ 通りの画素の組($h_1(x_1, y_1)$ 、 $h_2(x_2, y_2)$)、($h_2(x_2, y_2)$ 、 $h_3(x_3, y_3)$)、 \dots 、($h_{N_s-2}(x_{N_s-2}, y_{N_s-2})$ 、 $h_{N_s-1}(x_{N_s-1}, y_{N_s-1})$)、($h_{N_s-1}(x_{N_s-1}, y_{N_s-1})$ 、 $h_{N_s}(x_{N_s}, y_{N_s})$)の各々を結ぶ線分に対する垂直二等分線 $L(k)$ を求める。ここで、 $1 \leq k \leq N_s - 1$ である。

10

【0111】

図27に $L(k)$ 及び管腔方向候補の算出例を示す。得られた $L(k)$ は、 $h_j(x_j, y_j)$ が正しく円弧上に存在している場合には円弧の中心 C で交わる。したがって、 C の位置を図4に示した8方向と対応付けることにより、管腔方向候補を定めることができる。また、 $L(k)$ が一点で交わらない場合においては、図28に示すように複数の交点により構成される閉領域 R 内の画素の重心 C_R を求め、中心 C に代用する。重心 C_R の座標(X_c, Y_c)は

【数14】

$$X_c = \frac{1}{N_r} \times \left(\sum_{i=1}^{N_r} x_i \right), \quad Y_c = \frac{1}{N_r} \times \left(\sum_{i=1}^{N_r} y_i \right) \quad (14)$$

20

となる。

【0112】

ここで、 N_r は領域 R 内の画素数、 x_{ri} 及び y_{ri} は R 内の i 番目の画素の水平及び垂直方向における座標である。

【0113】

続くステップS24においては、得られた管腔方向候補が信頼できるものであるか、すなわちハレーションが円弧形状を形成しているものとしてよいか否かを判定する。具体的には図28に示した閉領域 R の面積(画素数) R_a を閾値 THR と比較し、 $R_a \leq THR$ ならば円弧形状であり、信頼できるものと判定する。

30

$R_a > THR$ であれば、円弧形状ではないため信頼できないものと判定する。

【0114】

ステップS25においてはステップS24における判定結果により管腔方向候補が信頼できるものである場合はステップS26に進み、そうでない場合はステップS21に戻り次のフレームに対する処理を実行するための分岐判定を行う。

【0115】

ステップS26においては第1の実施の形態におけるステップS5と同様にして、得られた入方向を示す矢印情報を画像に重畳し、表示装置21に表示の上、ステップS21に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

40

【0116】

以上説明したように、本発明の第3の実施の形態における挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示する挿入方向検出装置によれば、内視鏡検査に熟練していない操作者に対する挿入補助情報の提供が可能となり、スムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる。また、ハレーションの形状が管腔方向の検出に適切であるか否かを判定するため、誤った挿入方向補助情報を表示することがない。

【0117】

なお、以上の説明においてステップS23での管腔方向候補の推定に $L(k)$ の交点座標に基づく処理を適用したが、図15に示したように場合分けされた画像最外周と $L(k)$

50

との交点を求め、最も多くの $L(k)$ と交わる方向を管腔方向候補と定めることも可能である。

【0118】

第4の実施の形態：

図29ないし図33は本発明の第4の実施の形態に係わり、図29は挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート、図30は図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第1の説明図、図31は図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第2の説明図、図32は図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第3の説明図、図33は図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第4の説明図である。

10

【0119】

第4の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0120】

本発明の第4の実施の形態においては、画像視野内から管腔が外れた場合等において、視野内に管腔が存在していた状態からの視野の時系列的な移動状態に基づき管腔方向を決定する挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示することによりスムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる挿入方向検出装置について説明する。

【0121】

20

図29は本実施の形態のメインプログラム26における挿入方向検出処理を説明するためのフローチャートである。ステップS31において、第1の実施の形態の説明における図8に示したステップS1と同様に、入力される内視鏡画像のRGB画像の中で、R画像を取得する。同様の処理をG、B画像あるいは輝度画像等を用いて同様の処理を適用することも可能である。ステップS32においては、視野内に存在する管腔検出のため、閾値処理THDを用いた2値化による暗部画素の抽出を行う。具体的には、座標 (x, y) ($0 \leq x < ISX, 0 \leq y < ISY$) における画素の値 $r(x, y)$ に基づき、2値画像Dを作成する。Dにおける各画素 $d(x, y)$ の値は

【数15】

$$\begin{aligned} d(x, y) &= 1 && \text{if } r(x, y) \leq THD \\ d(x, y) &= 0 && \text{if } r(x, y) > THD \end{aligned} \quad (15)$$

30

により決定する。ここで、閾値THDは例えば $THD = 20$ と設定する。

【0122】

続くステップS33では、2値画像Dにおいて値1を有する画素、すなわち抽出した暗部画素の数 N_d を算出する。

【0123】

ステップS34においては、視野内に管腔が存在していると判断するのに十分な暗部画素数が得られているか否かを判定するため、ステップS33で求めた N_d と閾値THCとの比較を行う。THCは本実施の形態においては全画素数の10%であるものとして

【数16】

$$THC = (ISX \times ISY) / 10 \quad (16)$$

40

と定める。 $N_d \geq THC$ であればステップS35へ、そうでなければステップS37に進む。

【0124】

ステップS35においては、視野内に存在する管腔により抽出された N_d 個の暗部画素について、その重心Rを求める。図30に重心Rの例を示す。図30(a)に示す原画像(R画像)に対し、閾値処理による暗部画素抽出を行い図30(b)の斜線部の管腔領域を得、重心Rを求める。

【0125】

ステップS36においては、以前のフレームに対する重心Rとの位置変化に基づきRの移

50

動ベクトルの推定を行う。以下、図31を用いて説明する。図31において、F1、F2及びF3は時系列的に入力される画像のフレームを示す。フレームF1において得られた管腔暗部領域の重心位置をR1、その座標を(xr1、yr1)とする。同様にフレームF2において得られた重心位置をR2、その座標を(xr2、yr2)とすると、視野内における管腔の移動を追跡する移動ベクトル \underline{v}_1 は

【数17】

$$\underline{v}_1 = (x_{r2} - x_{r1}, y_{r2} - y_{r1}) \quad (17)$$

より算出できる。

【0126】

同様にして、フレームF2からF3に対する移動ベクトル \underline{v}_2 を求める。以降、重心位置 R_i 及び移動ベクトル \underline{v}_i (i は1以上の整数)を記憶することにより、図32のように管腔の重心位置を追跡することができる。

10

【0127】

画像視野内に管腔が存在しない場合においては、ステップS34からステップS37に進み、管腔方向の推定を行う。

【0128】

フレーム F_i において管腔が存在しており、 F_{i+1} において視野から外れた場合、直前の移動ベクトル \underline{v}_i の方向に管腔が存在する。したがって、移動ベクトル \underline{v}_i の方向に最も近い方向を挿入方向とすることで、管腔を視野内に入れることが可能となる。例えば、図32におけるF5に示す状態にある場合には図11におけるQ8に対応する右下方向とする。 r_i に最も近い方向を決定するには、第1の実施の形態に示した式(7)に類するなす角の評価を行う。

20

【0129】

ステップS38においては、第1の実施の形態におけるステップS5と同様にして、得られた挿入方向を示す矢印情報を画像に重畳し、表示装置21に表示の上、ステップS21に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

【0130】

以上説明したように、本発明の第4の実施の形態における挿入方向検出手法と、該手法による処理結果に基づき操作者に挿入方向情報を提示する挿入方向検出装置によれば、視野の時系列的な移動状態に基づいて、画像視野内から管腔が外れた場合等の管腔方向を検出し、操作者に挿入方向情報を提示することができるため、内視鏡検査に熟練していない操作者に対する挿入補助情報の提供が可能となり、スムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる。

30

【0131】

なお、ステップS33における抽出画素数Ndのカウントにあたり、管腔領域以外の例えば画像辺縁部等照明むらにより暗部として抽出された画素を除外するための前処理として、ラベリング及び収縮・膨張処理を適用し、微小な抽出画素領域を除去してもよい。

【0132】

また、ラベリングについても、例えば「コンピュータ画像処理入門P.75-P83、田村秀行監修、日本工業技術センター編、総研出版発行、星雲社発売」に開示されている。

40

【0133】

第5の実施の形態：

図34ないし図36は本発明の第5の実施の形態に係わり、図34は挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート、図35は図34の処理での移動ベクトルに基づく管腔方向検出が不適と判定される場合を説明するための説明図、図36は図34の処理での挿入方向検出が不適あるいは不能である場合の結果表示を説明するための説明図である。

【0134】

第5の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0135】

50

本発明の第 5 の実施の形態においては、処理対象とする内視鏡画像に応じて最適な挿入方向検出手法を選択的に適用することにより精度向上を図ることができる挿入方向検出手法と挿入方向検出装置に関する。

【 0 1 3 6 】

本発明の第 1 ないし第 4 の実施の形態においては、画像視野内の明暗勾配、ハレーションの形状特徴及び視野移動追跡に基づく各種の管腔方向検出手法について説明した。一方、内視鏡画像において現れる観察シーンは多種多様であり、これらの検出手法を有効に利用するには各々の観察シーンに応じて適切に用いることが重要となる。

【 0 1 3 7 】

以下、図面を参照して本実施の形態における挿入方向検出手法及び挿入方向検出装置について説明する。

【 0 1 3 8 】

図 3 4 は本実施の形態における挿入方向検出装置 1 2 の動作を説明するためのフローチャートである。

【 0 1 3 9 】

ステップ S 4 1 において、第 1 の実施の形態の説明における図 8 に示したステップ S 1 と同様に、入力される内視鏡画像の R G B 画像の中で、R 画像を取得する。同様の処理を G、B 画像あるいは輝度画像等を用いて同様の処理を適用することも可能である。

【 0 1 4 0 】

ステップ S 4 2 においては、入力された内視鏡画像が視野内の管腔もしくは管腔方向の検出を行うことが可能であるか否かについての判定を行う。大腸内視鏡検査においては、粘膜への過近接状態により焦点が外れるとともに画像全体が赤一色となるシーンが発生する（内視鏡医の間では「赤玉」と呼ばれている）。

【 0 1 4 1 】

このような画像においては挿入方向を表示することは不適切であり（第 4 の実施の形態において示した移動ベクトル追跡を用いた手法により検出可能であるが、確実な挿入状態の確保に対する配慮を優先するべきである）、視野内に管腔が入るよう一度内視鏡 1 を後退（Pull Back 操作）させる必要がある。

【 0 1 4 2 】

赤玉の状態は非常に特異であり、R 画像全体の平均値、標準偏差のとり得る範囲から判定することができる。また、G 画像を併用し、画像全体の R / G 等の色調の平均値、標準偏差から判定してもよい。

【 0 1 4 3 】

ステップ S 4 2 において検出不能状態であると判定された場合はステップ S 5 3 へ、そうでない場合はステップ S 4 3 に進む。

【 0 1 4 4 】

ステップ S 4 3 においては視野内に存在する管腔の検出を行う。ここでは第 4 の実施の形態において図 2 9 のステップ S 3 2 及び S 3 3 に示した一連の暗部画素抽出に基づく処理の適用により管腔検出を行う。

【 0 1 4 5 】

続くステップ S 4 4 においては、図 2 9 のステップ S 3 4 と同様に検出結果に対する判定を行い、視野内に管腔が存在すると判定された場合にはステップ S 4 5 に進み、第 4 の実施の形態におけるステップ S 3 5 及び S 3 6 と同様の処理により移動ベクトル算出を行いステップ S 4 1 に戻る。

【 0 1 4 6 】

一方、視野内に管腔が存在しないと判定された場合にはステップ S 4 6 に進む。ステップ S 4 6 においては、第 1 の実施の形態における図 8 のステップ S 2、S 3 及び S 4 を用いて説明した一連の処理による明暗勾配に基づく管腔方向の検出を適用し、ステップ S 4 7 に進む。

【 0 1 4 7 】

10

20

30

40

50

ステップS 4 7においては、ステップS 4 6における明暗勾配に基づく管腔方向の検出が成功したかどうかを判定する。ここでは、式(8)に示した誤差評価式において最小値 $\min(k)$ 及びその次に小となる値 $\text{smi}n(k)$ (管腔方向候補として第2位)の比 $\min(k)/\text{smi}n(k)$ を閾値THGと比較する。 $\min(k) > \text{smi}n(k)$ であり、比 $\min(k)/\text{smi}n(k)$ の値が小であるほど検出結果の信頼性が高いことに対応する。閾値THGは $0 < \text{THG} < 1$ であり、ここでは $\text{THG} = 0.5$ であるものとする。 $\min(k)/\text{smi}n(k) > \text{THG}$ であれば検出成功と判定し、ステップS 5 2へ、そうでなければステップS 4 8に進む。

【0148】

ステップS 4 8においては、第2または第3の実施の形態において説明したハレーションの形状特徴に基づく管腔方向検出処理を適用する。具体的には図18のステップS 1 2ないしS 1 5または図26のステップS 2 2ないしS 2 5を用いて説明した一連の処理を適用し、ステップS 4 9に進む。

【0149】

ステップS 4 9においては、ハレーションの形状特徴による検出が成功したか否かに基づく分岐を行う。ここでの判定はステップS 1 4またはS 2 5におけるハレーションが円弧を形成しているか否かに基づくものと同様である。成功と判定されていればステップS 5 2へ、そうでなければステップS 5 0に進む。

【0150】

ステップS 5 0においては、第4の実施の形態において説明した移動ベクトルに基づく管腔方向検出処理を適用する。具体的には図29のステップS 3 7と同様の処理の適用により、以前のフレームにおいて視野内に存在した管腔の移動方向に基づく検出を行い、ステップS 5 1に進む。

【0151】

ステップS 5 1においてはステップS 5 0における管腔方向の検出が成功したか否かを判定する。例えば体位の変更や拍動による影響等により大腸の形状変化、調光による光量の変化による暗部の増加、あるいは急激なアングル操作等による連続するフレームのレート(通常 $1/30$ 秒)を超える視野変化等により移動ベクトルが誤検出される場合がある。このような場合、例えば図35に示すように、移動ベクトル v_i は視野中央部にあるにも関わらず、管腔は移動ベクトルからは推定できない方向の視野外に存在することとなる。そこで、図35に示すように、画像中央部付近に検出除外領域を定め、移動ベクトル v_i がこの範囲内にあるときは検出を行わないものと判定する。

【0152】

ステップS 5 1において、移動ベクトルによる管腔方向検出が成功と判定されていればステップS 5 2へ、そうでなければステップS 5 3に進む。

【0153】

ステップS 5 2においては、明暗勾配方向、ハレーションの形状特徴または移動ベクトルに基づく検出のいずれかにより得られた管腔方向の検出結果に基づき、第1の実施の形態におけるステップS 5と同様にして、得られた挿入方向を示す矢印情報を画像に重畳し、表示装置21に表示の上、ステップS 4 1に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

【0154】

ステップS 5 3においては、処理対象となる画像が管腔方向の検出が不能であることから移動ベクトルの追跡を中止するための初期化(それまでの移動ベクトル情報の破棄)を適用し、ステップS 5 3に進む。

【0155】

ステップS 5 4においては、内視鏡1を一度後退させ管腔を視野内に確保する等の安全かつ確実な挿入手技を医師に促すため、表示装置21に図36に示す「Pull Back」等のメッセージを表示しステップS 4 1に戻り、一連の処理を繰り返す。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 6 】

以上に説明したように、本発明の第5の実施の形態における挿入方向検出手法の適用及び該手法を用いた挿入方向検出装置によれば、処理対象とする内視鏡画像に応じて最適な挿入方向検出手法を選択的に適用することによりスムーズな内視鏡検査を実現することが可能となる。

【 0 1 5 7 】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、画像視野内から管腔が外れた場合等においても挿入方向を検出することのできる内視鏡挿入方向検出方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図

【図2】図1の内視鏡の挿入を説明するための説明図

【図3】図1の挿入方向検出装置の構成を示す構成図

【図4】図3の挿入方向検出装置の表示装置における挿入方向の表示を説明する図

【図5】図3の挿入方向検出装置における挿入方向判断対象となる内視鏡像の例を示す第1の説明図

【図6】図3の挿入方向検出装置における挿入方向判断対象となる内視鏡像の例を示す第2の説明図

【図7】図1の内視鏡の挿入状態を説明する図

【図8】図3の挿入方向検出装置における挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート

【図9】図8の処理での管腔方向検出におけるサンプリング画素の設定を説明するための説明図

【図10】図8の処理での勾配ベクトル算出のための空間微分処理を説明する図

【図11】図8の処理での勾配ベクトルに基づく管腔方向検出を説明するための第1の説明図

【図12】図8の処理での勾配ベクトルに基づく管腔方向検出を説明するための第2の説明図

【図13】図8の処理でのサンプリング画素の他の設定を説明するための説明図

【図14】図8の処理における領域分割を用いた処理を説明する図

【図15】図8の処理における画像最外周を管腔方向と関連付けるための分割を説明するための説明図

【図16】図8の処理におけるベクトルの射影に関する説明図

【図17】本発明の第2の実施の形態に係る円弧形状を有するハレーションを説明する図

【図18】図17のハレーションに対応した挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート

【図19】図18の処理での細線化処理を説明する図

【図20】図18の処理でのサンプリングを説明する図

【図21】図18の処理でのハレーションの形状に対する円弧近似を説明するための説明図

【図22】図18の処理での近似のための円弧中心の探索範囲を説明するための説明図

【図23】図18の処理での管腔方向の決定方法を説明するための説明図

【図24】図18の処理での膨張処理を説明する図

【図25】図18の処理でのハレーションが複数存在する場合の処理内容を説明するための説明図

【図26】本発明の第3の実施の形態に係る挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート

【図27】図26の処理での管腔方向の決定方法を説明するための説明図

【図28】図26の処理での円弧形状判定を説明するための説明図

【図29】本発明の第4の実施の形態に係る挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート

10

20

30

40

50

ャート

【図30】図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第1の説明図

【図31】図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第2の説明図

【図32】図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第3の説明図

【図33】図29の処理での管腔方向の決定方法を説明するための第4の説明図

【図34】本発明の第5の実施の形態に係る挿入方向検出処理を説明するためのフローチャート

【図35】図34の処理での移動ベクトルに基づく管腔方向検出が不適と判定される場合を説明するための説明図

【図36】図34の処理での挿入方向検出が不適あるいは不能である場合の結果表示を説明するための説明図

10

【符号の説明】

1 ... 内視鏡

2 ... 操作部

3 ... 挿入部

5 ... コネクタ

6 ... 制御装置

8 ... ライトガイド制御装置

9 ... 観察用モニタ

11 ... A/D変換器

12 ... 挿入方向検出装置

20 ... コンピュータ

21 ... 表示装置

22 ... I/O制御回路

23 ... CPU

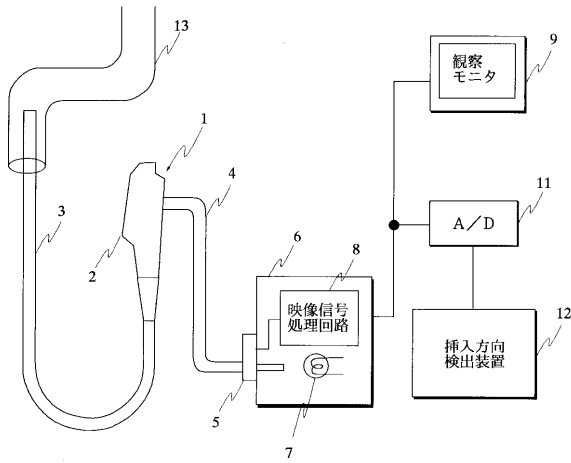
24 ... メインメモリ

25 ... 記憶装置

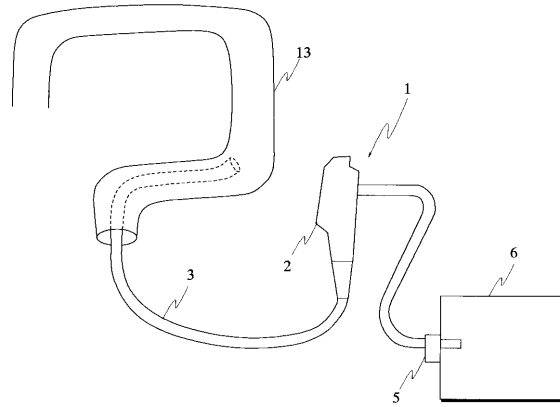
26 ... メインプログラム

20

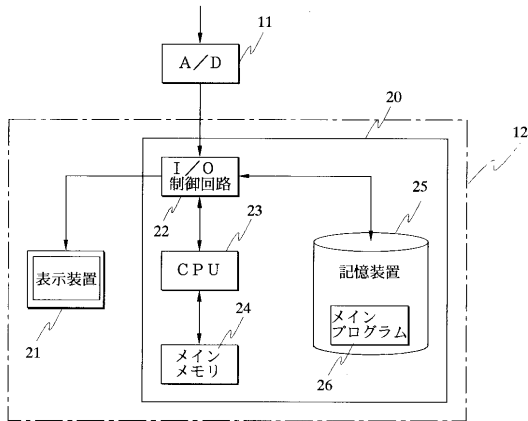
【図1】



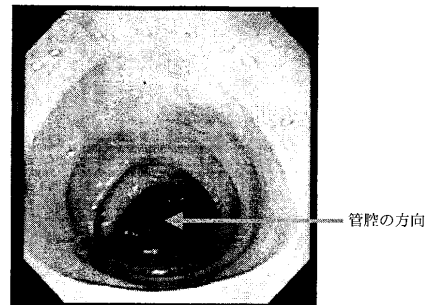
【図2】



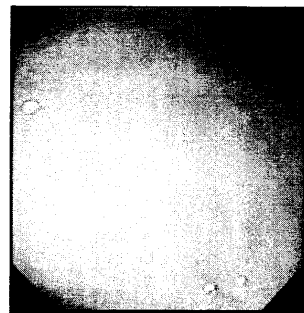
【図3】



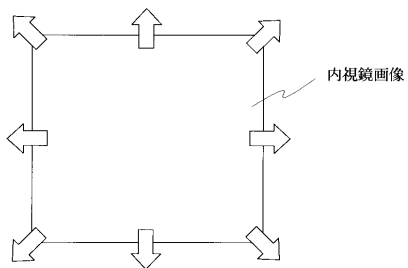
【図5】



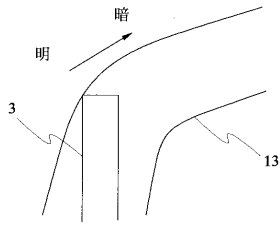
【図6】



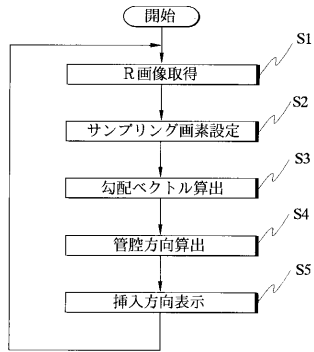
【図4】



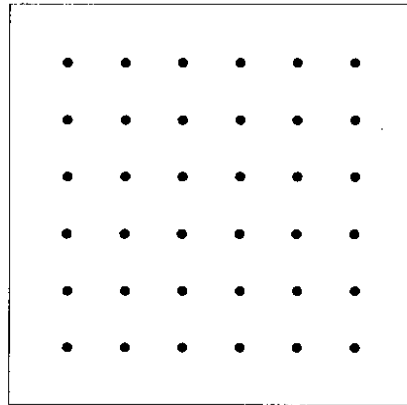
【図7】



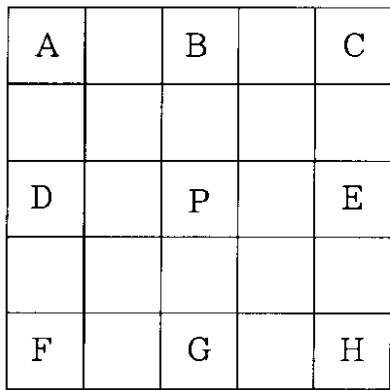
【図8】



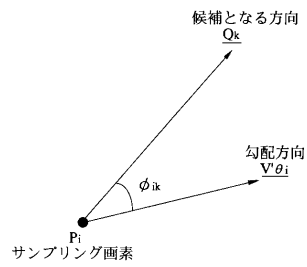
【図9】



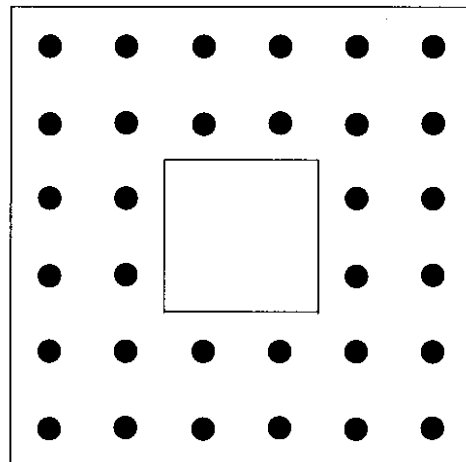
【図10】



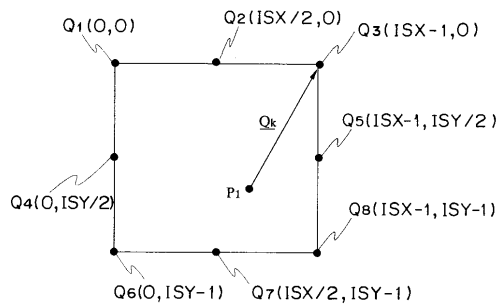
【図12】



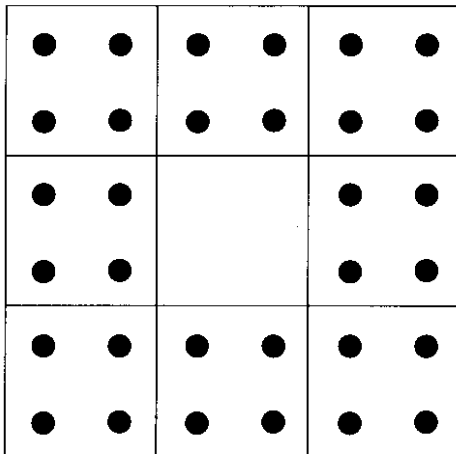
【図13】



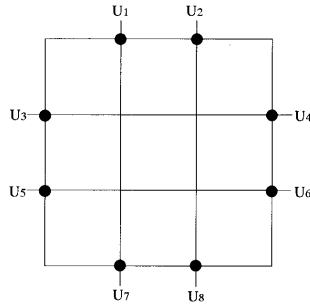
【図11】



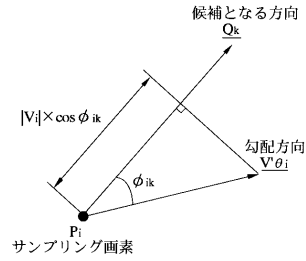
【図14】



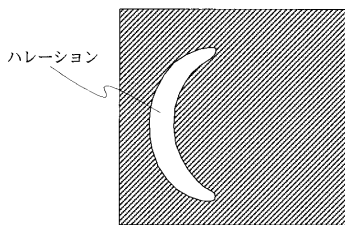
【図15】



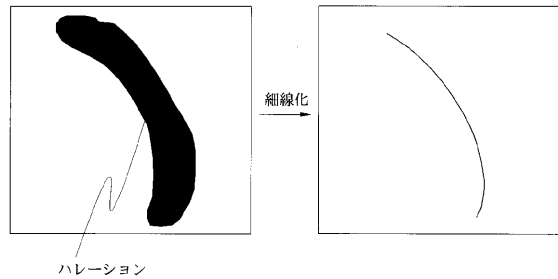
【図16】



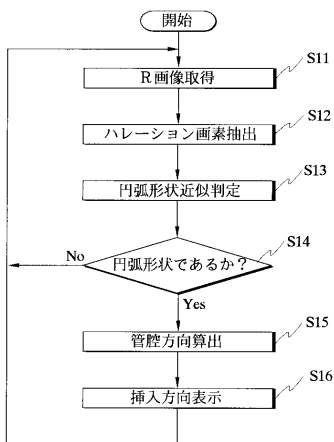
【図17】



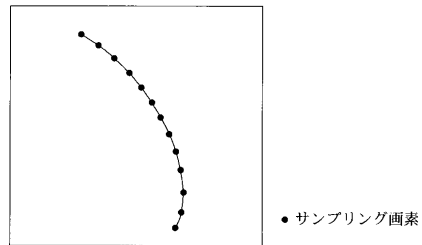
【図19】



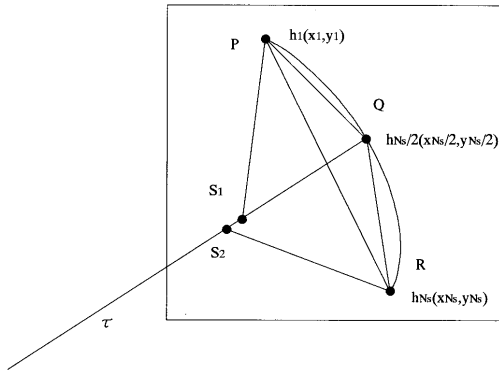
【図18】



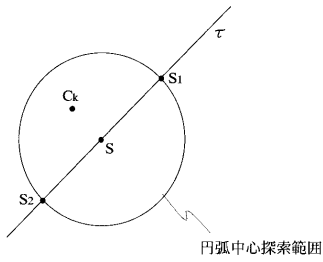
【図20】



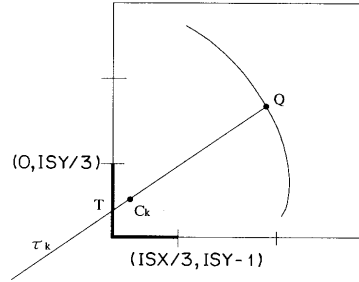
【図 2 1】



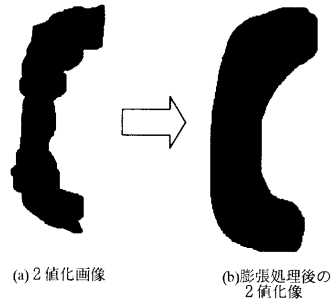
【図 2 2】



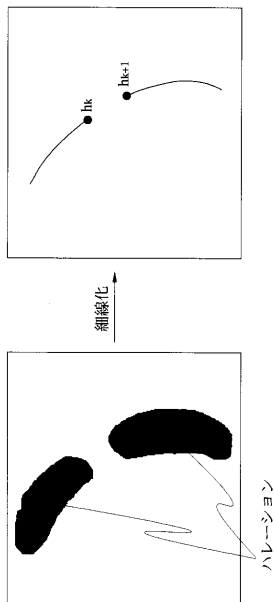
【図 2 3】



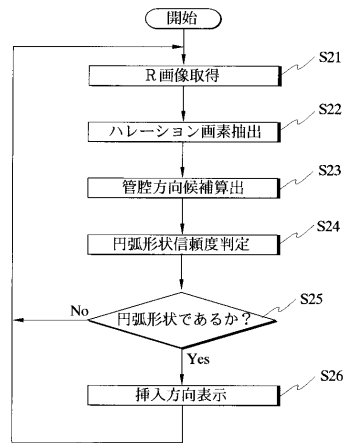
【図 2 4】



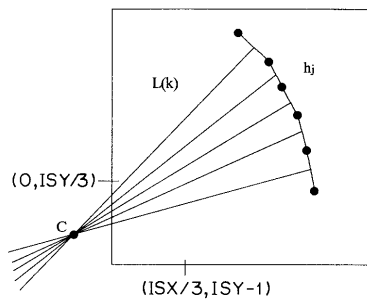
【図 2 5】



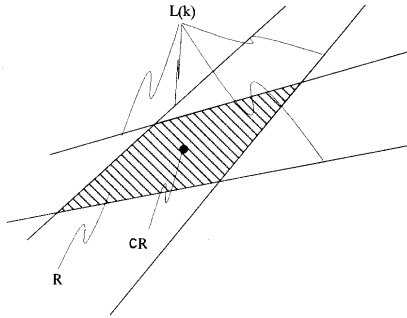
【図 2 6】



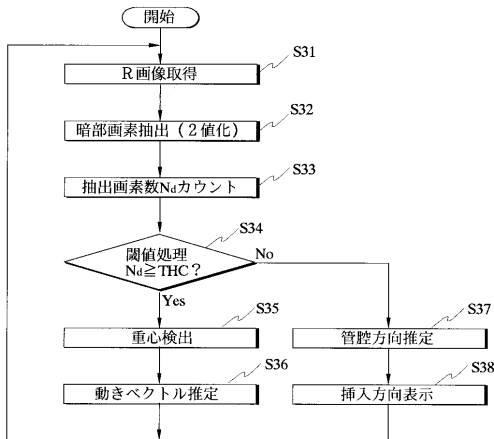
【図 2 7】



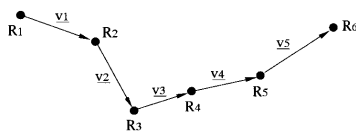
【図28】



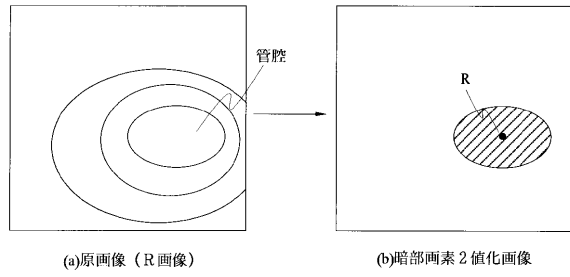
【図29】



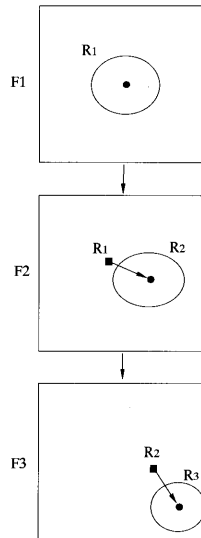
【図32】



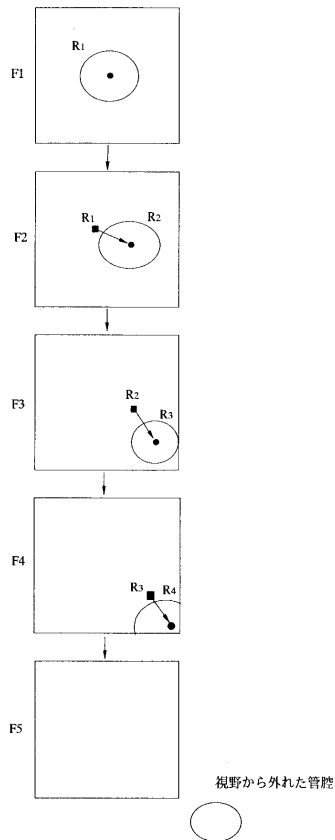
【図30】



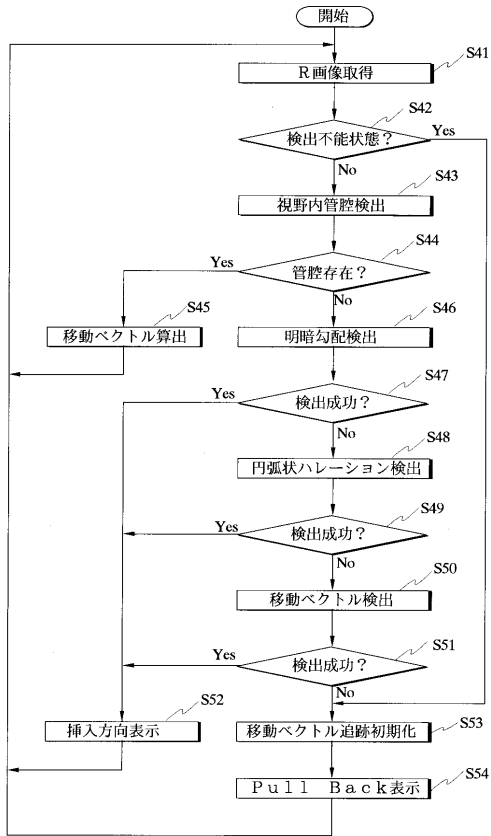
【図31】



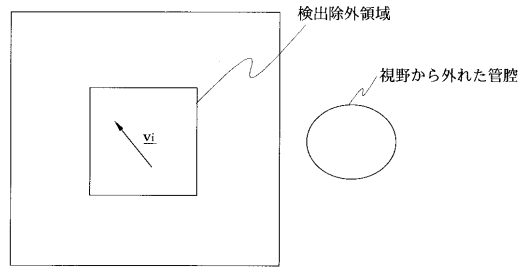
【図33】



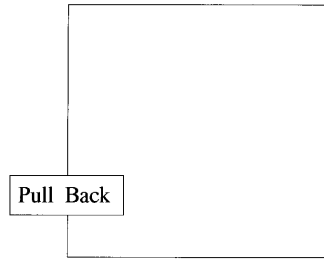
【図34】



【図35】



【図36】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
H 0 4 N 7/18 (2006.01) G 0 6 T 7/20 B
H 0 4 N 7/18 M

(56) 参考文献 特開平 0 7 - 1 3 6 1 0 9 (J P , A)
特開平 0 3 - 0 8 5 1 3 4 (J P , A)
特開平 0 2 - 1 8 2 2 3 1 (J P , A)
特開平 0 2 - 1 4 0 1 3 4 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 1 1 9 9 0 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 6 9 9 9 8 (J P , A)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26
G06T 1/00
G06T 7/20
H04N 7/18

专利名称(译)	内窥镜插入方向检测方法		
公开(公告)号	JP4885388B2	公开(公告)日	2012-02-29
申请号	JP2001292230	申请日	2001-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	西村博一 野波徹緒		
发明人	西村 博一 野波 徹緒		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G06T1/00 G06T7/20 H04N7/18 A61B1/005		
CPC分类号	A61B1/005 A61B1/00009 A61B1/00147		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.A G02B23/24.B G06T1/00.290.Z G06T7/20.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.614 G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/246		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA21 2H040/DA54 2H040/GA00 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA04 4C061/AA29 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/SS22 4C061/SS30 4C061/TT01 4C161/AA04 4C161/AA29 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/SS22 4C161/SS30 4C161/TT01 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CF05 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/CH16 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC22 5C054/AA01 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EG07 5C054/FC04 5C054/FC08 5C054/FC12 5C054/FC13 5C054/FC16 5C054/HA12 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA02 5L096/DA02 5L096/EA07 5L096/FA04 5L096/FA14 5L096/FA67 5L096/GA02 5L096/GA51 5L096/HA04 5L096/JA03 5L096/LA04 5L096/LA11		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003093328A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使当管腔从图像视野等分离时也要检测插入方向。在步骤S1中输入的内窥镜图像的RGB图像中，获取R图像。在步骤S2中，在R图像上设置M个采样像素（M是1或更大的整数）。在步骤S3中，计算用于获得每个采样像素的亮/暗梯度方向的梯度矢量。在步骤S4中，执行管腔方向检测。将箭头信息叠加在图像上，其中在步骤S5中获得的与作为插入方向的管腔方向相对应的方向，显示在显示装置上，处理返回到步骤S1，并且对下一帧重复该系列处理。

$$E(k) = \sum_{i=1}^M |\phi_{ik}|$$