

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2003年4月3日 (03.04.2003)

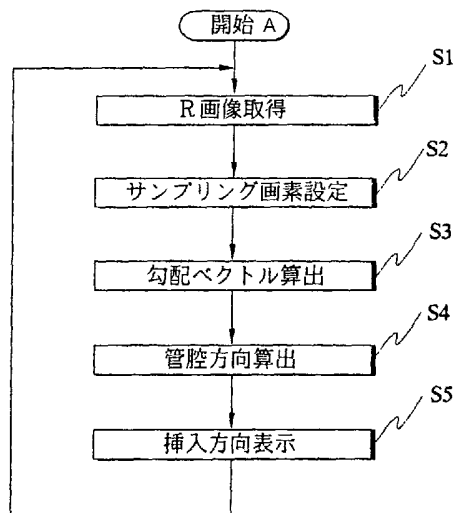
PCT

(10) 国際公開番号
WO 03/026497 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 1/00 (NISHIMURA, Hirokazu) [JP/JP]; 〒192-0912 東京都八王子市 絹ヶ丘一丁目 1 番 1-1 0 3 号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/09754 野波 徹緒 (NONAMI, Tetsuo) [JP/JP]; 〒191-0041 東京都日野市 南平二丁目 7 0 番 2 4 号 Tokyo (JP).
- (22) 国際出願日: 2002年9月24日 (24.09.2002)
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒160-0023 東京都新宿区 西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (26) 国際公開の言語: 日本語 (81) 指定国 (国内): US.
- (30) 優先権データ: 特願2001-292230 2001年9月25日 (25.09.2001) JP (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス光学工業株式会社 (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区 幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP). 添付公開書類:
— 国際調査報告書
- (72) 発明者; および 2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 西村 博一

(54) Title: ENDOSCOPE INSERTION DIRECTION SENSING METHOD AND ENDOSCOPE INSERTION DIRECTION SENSING APPARATUS

(54) 発明の名称: 内視鏡挿入方向検出方法及び内視鏡挿入方向検出装置



A...START
 S1...ACQUIRE R IMAGE
 S2...SET SAMPLING PIXEL
 S3...CALCULATE GRADIENT VECTOR
 S4...CALCULATE TUBE DIRECTION
 S5...DISPLAY INSERTION DIRECTION

(57) Abstract: In step 1, an R image is acquired from the RGB image of the endoscope image input. In step 2, M (an integer, one or larger) sampling pixels are set on the R image. In step 3, a gradient vector is calculated for obtaining the brightness gradient direction of each sampling pixel. In step S4, a tube direction is sensed. In step S5, a direction corresponding to the obtained tube direction is defined as the insertion direction and arrow information is superimposed on the image and displayed on a display unit. Control is returned to step S1 and a series of processes is repeated for the next frame. Thus, even when the tube is moved out of the field of view of the image, it is possible to sense the insertion direction.



WO 03/026497 A1



(57) 要約:

ステップ S 1 で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。ステップ S 2 で 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。ステップ S 3 で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。ステップ S 4 で管腔方向検出を行う。ステップ S 5 で得られた管腔方向に対応する方向を挿入方向として矢印情報を画像に重畳し、表示装置に表示の上、ステップ S 1 に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返すことにより、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ができる。

明細書

内視鏡挿入方向検出方法及び内視鏡挿入方向検出装置

技術分野

本発明は、内視鏡の挿入方向検出方法及び挿入方向検出装置に係り、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及び内視鏡挿入方向検出装置に関する。

背景技術

近年、体腔内に可撓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、必要に応じ挿入部の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。

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。

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。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体差があげられる。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。

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

1 d) 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。

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。

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。

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。

一方、挿入方向検出手法として、日本国特許第 2 7 1 0 3 8 4 号及び日本国特許第 2 6 8 0 1 1 1 号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。

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の提供を目的とする。

また、本発明は、挿入検出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のできる内視鏡挿入方向検出装置の提供を目的とする。

さらに、本発明は、大腸内視鏡検査における粘膜表面の過近接時等、挿入方向検出が困難となった場合に操作者に適切な操作を促すことのできる内視鏡挿入方向検出方法の提供を目的とする。

発明の開示

本発明の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する第1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第2のステップと、前記検出結果に基づき内視鏡の挿入方向に関する情報を生成する第3のステップとを備えて構成される。

本発明の他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第1のステップと、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第5のステップとを備えて構成される。

本発明のさらに他の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する第1のステップと、前記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第2のステップと、前記抽出画素の分布の状態を近似する近似式を生成する第3のステップと、前記近似結果に基づき内視鏡の挿入方向を決定する第4のステップとを備えて構成される。

本発明の他の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する第1のステップと、前記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第2のステップと、前記抽出画素の組み合わせに基づく方向を生成する第3のステップと、前記生成された方向に基づき内視鏡の挿入方向を決定する第4のステップとを備えて構成される。

本発明の他の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する第1のステップと、前記内視鏡画像において高い画素値を有する画素を抽出する第2のステップと、前記抽出画素の分布の状態を近似する近似式を生成する第3のステップと、前記抽出画素の分布の状態と前記近似結果との差異を評価する第4のステップと、前記抽出画素の分布の状態に基

づき内視鏡の挿入方向を決定する第5のステップと、前記決定された挿入方向に関する情報を生成する第6のステップとからなる内視鏡挿入方向検出方法であって、前記近似結果との差異の評価において近似結果が十分でない場合においては前記挿入方向の決定または前記情報の生成の少なくともいずれかを行わないように構成される。

本発明のさらに他の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を時系列的に入力する第1のステップと、前記時系列的に入力された複数の内視鏡画像間における動き方向を検出する第2のステップと、前記第1の検出ステップの検出結果に基づき内視鏡挿入方向を決定する第3のステップとを備えて構成される。

本発明の他の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する第1のステップと、前記内視鏡画像に基づき内視鏡の挿入方向を検出する第2のステップと前記検出された挿入方向に関する情報を生成する第3のステップとを備え、前記挿入方向を検出するための検出アルゴリズムを複数備えるとともに、前記内視鏡画像に応じて前記検出アルゴリズムを選択適用するように構成される。

本発明の内視鏡挿入方向検出装置は、内視鏡画像を入力する内視鏡画像入力手段と、前記内視鏡画像から内視鏡の挿入方向を検出するための複数の検出アルゴリズムを備える挿入方向検出手段と、前記検出された挿入方向に基づく挿入補助情報を生成する挿入補助情報生成手段とを備えた内視鏡挿入方向検出装置であって、前記挿入方向検出手段が適用する検出アルゴリズムを前記内視鏡画像に基づき変更する検出アルゴリズム変更手段を備えて構成される。

本発明の他の内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する第1のステップと、前記内視鏡画像から前記内視鏡が観察対象に対し過近接状態にあることを検出する第2のステップと、前記検出結果に基づき内

視鏡操作に関する情報を生成する第3のステップとを備えて構成される。

図面の簡単な説明

図1は、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である。

図2は、図1の内視鏡の挿入を説明するための説明図である。

図3は、図1の挿入方向検出装置の構成を示す構成図である。

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である。

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の説明図である。

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の説明図である。

図7は、図1の内視鏡の挿入状態を説明する図である。

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である。

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である。

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る図である。

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の説明図である。

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の説明図である。

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

めの説明図である。

図 1 4 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である。

図 1 5 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である。

図 1 6 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。

図 1 7 は、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である。

図 1 8 は、図 1 7 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である。

図 1 9 は、図 1 8 の処理での細線化処理を説明する図である。

図 2 0 は、図 1 8 の処理でのサンプリングを説明する図。

図 2 1 は、図 1 8 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である。

図 2 2 は、図 1 8 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である。

図 2 3 は、図 1 8 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である。

図 2 4 は、図 1 8 の処理での膨張処理を説明する図である。

図 2 5 は、図 1 8 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。

図 2 6 は、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である。

図 2 7 は、図 2 6 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である。

図 2 8 は、図 2 6 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。

図 29 は、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である。

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 の説明図である。

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 の説明図である。

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 の説明図である。

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。

図 34 は、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である。

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である。

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。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態を説明する。

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。

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。

(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。

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。

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 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。

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) 及び照射光を発生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。

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。

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。

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 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。

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。

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。

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。

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及び表示装置21とCPU23との間での各入出力を制御するためのI/O制御回路22とを備えている。

メインプログラム26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22に対するA/D変換器11からの画像信号の取得要求、表示装置21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。

なお、本実施の形態においては、内視鏡画像はA/D変換器11によりRGB各プレーンが0から255の値をとる8bit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ISX及びISY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 SX-1、I SY-1)とした座標系に基づき表示する。

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。

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、確実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。

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。

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 45° ごとの 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。

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、 22.5° ごとの 16 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。

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。

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。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）に対する内視鏡の過接近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。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。

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。

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。

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可能性が高いため、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。

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を経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。

図 8 のステップ S 1 において、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。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。

続くステップ S 2 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。

ステップ S 3 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。

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、水平及び水平方向の各空間微分値 S_X 及び S_Y を、以下のように求める。

$$S_X = (C + E + H) - (A + D + F) \quad (\text{式 1})$$

$$S_Y = (F + G + H) - (A + B + C) \quad (\text{式 2})$$

なお、(式 1) 及び (式 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。

得られた S_X 及び S_Y 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

$$\underline{V} = (S_X, S_Y) \quad (\text{式 3})$$

と表される。

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

$$\underline{V} = \sqrt{S_X^2 + S_Y^2} \quad (\text{式 4})$$

$$\underline{V}_\theta = \tan^{-1} (S_Y / S_X) \quad (\text{式 5})$$

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。

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。

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

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

により得られる。

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 $\underline{V}'_{\theta_i}$ (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 Q_k が管腔方向となる。

具体的には図 1 2 に示す ϕ_{ik} を各 Q_k について (式 7) より求める。
ここで ϕ_{ik} は $V' \theta_i$ と Q_k のなす角である。

$$\phi_{ik} = \cos^{-1} \left\{ \frac{(Q_k \cdot V' \theta_i)}{(|Q_k| \times |V' \theta_i|)} \right\}$$

(式 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。

ϕ_{ik} は $-180 < \phi_{ik} \leq +180$ 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 Q_k の方向に近い場合 0 に近づく (単位は "度")。

したがって、管腔方向全サンプリング画素について ϕ_{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。

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

(式 8)

ステップ S 5 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 2 1 に表示の上、ステップ S 1 に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

なお、本実施の形態においては図 1 0 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。

また、誤差評価においては（式 8）に示したなす角 ϕ_{ik} の大きさの総和を用いたが、 ϕ_{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。

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 $N \times N$ 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。

なお、大きさ $|\underline{V}_i| = 0$ 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 \underline{V}_i について、（式 7）に代えて、すべての k に対し ϕ_{ik} を $\phi_{i1} = \phi_{i2} = \dots = \phi_{iK} = 0$ とすればよい（大きさ $|\underline{V}_i| = 0$ のサンプリング画素は（式 8）の結果に寄与しなくなる）。

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 \underline{V} の方向（角度） \underline{V}_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 $|\underline{V}|$ 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 \underline{V}_i ($1 \leq i \leq M$) について、大きさの最大値 $\max |\underline{V}_i|$ を求める。次いで、すべての \underline{V}_i に対し

$$\alpha_i = |\underline{V}_i| / \max |\underline{V}_i| \quad (\text{式 9})$$

で表される正規化を行う。

（式 9）における α_i は $\max |\underline{V}_i|$ を与える i 番目の勾配ベクトル \underline{V}_i について $\alpha_i = 1$ となり、その他（ただし、 $|\underline{V}_i| \neq 0$ ）では

$0 < \alpha_i \leq 1$ の値をとる。 α_i を重み係数として利用するため式 (8) を

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

と置きかえる。

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。

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）。

図 15 において、 U_1 ないし U_8 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画像最外周上の点であり、 $U_1 - U_3$ 、 $U_1 - U_2$ 、 $U_2 - U_4$ 、 $U_3 - U_5$ 、 $U_4 - U_6$ 、 $U_5 - U_7$ 、 $U_7 - U_8$ 及び $U_6 - U_8$ 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 Q_1 、 Q_2 、 \dots 、 Q_7 及び Q_8 の示す各方向と対応する。

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 ($1 \leq k \leq K$) 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

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

を算出する。

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

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。

(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。

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。

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。

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。

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可能性が高いことから、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。

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。

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。

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。

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) ($0 \leq x < I_{SX}$ 、 $0 \leq y < I_{SY}$)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

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

により決定する。

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。

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。

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。

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)。

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。

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 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。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。

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。

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 τ を求める。次に、図 22 に示すように、 τ 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 ($1 \leq K$ 、 $1 \leq k \leq K$)。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、

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

により得ることができる。

(式 13) に基づき K 個の $\varepsilon(k)$ を算出し、その最小値である $\min(\varepsilon(k))$ 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、

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

であれば円弧形状であるものと判定する。

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。

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、 $\min(\varepsilon(k))$ 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 τ_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 ($I_{SX}/3$ 、 $I_{SY}/3$) 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。

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 S11 に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

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。

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)。

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。

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。

(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。

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。

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。

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。

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 S 21 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 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 S 22 においては第 2 の実施の形態において示したステップ S 12 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。

続くステップ S 23 では、第 2 の実施の形態におけるステップ S 13 と同様に、図 19 及び図 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。

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。

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

$$X_c = \frac{1}{N_r} \times \left(\sum_{i=1}^{N_r} x_{ri} \right), \quad Y_c = \frac{1}{N_r} \times \left(\sum_{i=1}^{N_r} y_{ri} \right) \quad (\text{式 14'})$$

となる。

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。

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。 $R_a > THR$ 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。

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。

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。

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。

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 $L(k)$ 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。

(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。

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。

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。

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 S 31 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 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 S 32 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) ($0 \leq x < I_{SX}$ 、 $0 \leq y < I_{SY}$) 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

$$d(x, y) = 1 \quad \text{if} \quad r(x, y) \leq \text{THD}$$

$$d(x, y) = 0 \quad \text{if} \quad r(x, y) > \text{THD}$$

(式 15)

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

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。

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 THL との比較を行う。 THL 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

$$THL = (I_{SX} \times I_{SY}) / 10 \quad (\text{式 } 16)$$

と定める。 $N_d \geq THL$ 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。

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。

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、 F_1 、 F_2 及び F_3 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 F_1 において得られた管腔暗部領域の重心位置を R_1 、その座標を (x_{r1}, y_{r1}) とする。同様にフレーム F_2 において得られた重心位置を R_2 、その座標を (x_{r2}, y_{r2}) 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

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

より算出できる。

同様にして、フレーム F_2 から F_3 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 3 2 のように管腔の重心位置を追跡することができる。

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 S_{34} からステップ S_{37} に進み、管腔方向の推定を行う。

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可能性が高い。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 3 2 における F_5 に示す状態にある場合には図 1 1 における Q_8 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。

ステップ S_{38} においては、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 2 1 に表示の上、ステップ S_{21} に戻り次のフレームに対し一連の処理を繰り返す。

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。

なお、ステップ S_{33} における抽出画素数 N_d 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。

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。

(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。

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。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。

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。

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。

図34は本実施の形態における挿入方向検出装置12の動作を説明するためのフローチャートである。

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。

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）。

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（P u l l B a c k 操作）させる必要がある。

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。

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。

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。

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。

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。

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 $\min(\epsilon(k))$ 及びその次に小となる値 $s\min(\epsilon(k))$ (管腔方向候補として第2位)の比 $\min(\epsilon(k))/s\min(\epsilon(k))$ を閾値THLと比較する。 $\min(\epsilon(k)) > s\min(\epsilon(k))$ であり、比 $\min(\epsilon(k))/s\min(\epsilon(k))$ 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THLは $0 \leq \text{THL} \leq 1$ であり、ここでは $\text{THL} = 0.5$ であるものとする。 $\min(\epsilon(k))/s\min(\epsilon(k)) \leq \text{THL}$ 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。

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。

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。

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 2 9 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。

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 / 3 0 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 3 5 に示すように、移動ベクトル \underline{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 3 5 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 \underline{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。

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。

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、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 2 1 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。

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S53に進む。

ステップS54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S41に戻り、一連の処理を繰り返す。

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。

以上、本発明の実施の態様について説明したが、上記各実施の態様に限定されるものではなく、本発明の精神を逸脱しない範囲で幾多の変化ができることは当然である。

産業上の利用可能性

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。

また、挿入検出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のできる内視鏡挿入方向検出装置を提供することができる。

また、大腸内視鏡検査における粘膜表面の過近接時等、挿入方向検出が困難となった場合に操作者に適切な操作を促す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。

請求の範囲

1. 内視鏡画像を入力する第1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第2のステップと、
前記検出結果に基づき内視鏡の挿入方向に関する情報を生成する第3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。
2. 前記内視鏡画像上にサンプリング画素を設定する第4のステップをさらに備え、
前記明暗変化の方向を前記サンプリング画素において検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方法。
3. 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または2に記載の内視鏡挿入方向検出方法。
4. 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第1のステップと、
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。
5. 前記内視鏡画像上に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 \underline{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 \underline{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 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 1 のベクトル \underline{V}_n 及び前記第 2 のベクトル \underline{U}_k のなす角を評価する

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方法。

6. 前記評価は前記第 1 のベクトル \underline{V}_n 及び前記第 2 のベクトル \underline{U}_k の差異に関する評価値 ε_k を算出するとともに、

前記第 5 のステップにおいて、前記評価値 ε_k が最良となる前記第 2 のベクトル \underline{U}_k を与える挿入候補方向を内視鏡挿入方向とする

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

7. 前記評価値 ε_k は、前記サンプリング画素の前記第 1 のベクトル \underline{V}_n 及び前記第 2 のベクトル \underline{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 のステップにおいて、前記評価値 ε_k が最良となる前記第 2 のベクトル \underline{U}_k を与える挿入候補方向を内視鏡挿入方向とする

ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

8. 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 4 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の内視鏡挿入方向検出方法。

9. 内視鏡画像を入力する第 1 のステップと、

前記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第 2 のステップと、

前記抽出画素の分布の状態を近似する近似式を生成する第 3 のステッ

プと、

前記近似結果に基づき内視鏡の挿入方向を決定する第4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。

10. 前記第3のステップにおいて、前記抽出画素の分布の状態を曲線近似する

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。

11. 前記抽出画素の分布の状態と前記近似結果との差異を評価する第5のステップ

をさらに備えたことを特徴とする請求項9または10に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

12. 前記第3のステップにおいて、前記抽出画素の分布の状態を、中心座標及び半径をパラメータとする円弧として近似するとともに、前記評価は近似において最小の誤差を与える円弧を決定し、前記挿入方向決定においては前記決定された円弧の中心方向を内視鏡の挿入方向とする

ことを特徴とする請求項11に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

13. 内視鏡の挿入方向の候補となる複数の挿入候補方向を設定する第6のステップをさらに備え、前記円弧の中心方向に最も近い前記挿入候補方向を内視鏡の挿入方向とする

ことを特徴とする請求項12に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

14. 前記抽出は閾値処理による

ことを特徴とする請求項9ないし13のいずれかに記載の内視鏡挿入方向検出方法。

15. 内視鏡画像を入力する第1のステップと、

前記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第2のステップと、前記抽出画素の組み合わせに基づく方向を生成する第3のステップと、

前記生成された方向に基づき内視鏡の挿入方向を決定する第4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。

16. 前記第3のステップにおいて、前記抽出画素から2点を組み合わせるとともに、前記組み合わせた2点を通る円の中心方向を生成する

ことを特徴とする請求項15に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

17. 前記方向を前記抽出画素の組み合わせを変更することにより複数生成するとともに、前記複数の方向の集積状態を評価する第5のステップ

をさらに備え、

前記評価結果に基づき内視鏡の挿入方向を決定する

ことを特徴とする請求項15または16に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

18. 内視鏡の挿入方向の候補となる複数の挿入候補方向を設定する第6のステップをさらに備え、

前記生成した方向に最も近い前記挿入候補方向を内視鏡の挿入方向とする

ことを特徴とする請求項15ないし17のいずれか1つに記載の内視鏡挿入方向検出方法。

19. 前記抽出は、閾値処理によることを特徴とする請求項15ないし18のいずれか1つに記載の内視鏡挿入方向検出方法。

20. 内視鏡画像を入力する第1のステップと、

前記内視鏡画像において高い画素値を有する画素を抽出する第2のステップと、

前記抽出画素の分布の状態を近似する近似式を生成する第3のステップと、

前記抽出画素の分布の状態と前記近似結果との差異を評価する第4のステップと、

前記抽出画素の分布の状態に基づき内視鏡の挿入方向を決定する第5のステップと、

前記決定された挿入方向に関する情報を生成する第6のステップとからなる内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記近似結果との差異の評価において近似結果が十分でない場合には前記挿入方向の決定または前記情報の生成の少なくともいずれかを行わない

ことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

21. 前記近似式は円弧形状を近似するものであるとともに、前記評価は前記抽出画素の分布の状態及び前記近似式による近似結果の誤差に対する評価である

ことを特徴とする請求項20に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

22. 前記抽出画素の分布の状態及び前記近似式による近似結果の誤差を閾値により評価する

ことを特徴とする請求項21に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

23. 前記近似式は円の方程式である

ことを特徴とする請求項21に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

24. 内視鏡画像を時系列的に入力する第1のステップと、

前記時系列的に入力された複数の内視鏡画像間における動き方向を検出する第2のステップと、

前記第2のステップの検出結果に基づき内視鏡挿入方向を決定する第3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。

25. 前記内視鏡画像から管形状の延長方向を検出する第4のステップ

をさらに備え、

前記第 2 のステップが前記第 4 のステップによる管形状の延長方向検出結果に基づき動き方向を決定し、前記第 4 のステップにおいて前記延長方向が検出されない場合に前記内視鏡挿入方向を決定する

ことを特徴とする請求項 2 4 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

2 6 . 前記内視鏡画像において低い濃度値を有する画素を抽出する第 5 のステップとをさらに備え、

前記第 4 のステップが前記抽出画素の分布に基づき管形状の延長方向を検出するとともに、少なくとも 1 画素を動き方向を決定するための基準点と定め、

前記第 2 のステップが前記基準点の移動に基づく動き方向を検出することを特徴とする請求項 2 5 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

2 7 . 前記抽出が閾値処理による

ことを特徴とする請求項 2 6 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

2 8 . 前記第 4 のステップが動きベクトルに基づく動き方向を検出することを特徴とする請求項 2 6 または 2 7 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

2 9 . 内視鏡画像を入力する第 1 のステップと、前記内視鏡画像に基づき内視鏡の挿入方向を検出する第 2 のステップと前記検出された挿入方向に関する情報を生成する第 3 のステップと備え、

前記挿入方向を検出するための検出アルゴリズムを複数備えるとともに、前記内視鏡画像に応じて前記検出アルゴリズムを選択適用する

ことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

3 0 . 内視鏡画像を入力する内視鏡画像入力手段と、前記内視鏡画像から内視鏡の挿入方向を検出するための複数の検出アルゴリズムを備える挿入方向検出手段と、前記検出された挿入方向に基づく挿入補助情報を

生成する挿入補助情報生成手段とを備えた内視鏡挿入方向検出装置であつて、

前記挿入方向検出手段が適用する検出アルゴリズムを前記内視鏡画像に基づき変更する検出アルゴリズム変更手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出装置。

3 1. 前記挿入補助情報を表示する表示手段

を備えたことを特徴とする請求項 3 0 に記載の内視鏡挿入方向検出装置。

3 2. 内視鏡画像を入力する第 1 のステップと、

前記内視鏡画像から前記内視鏡が観察対象に対し過近接状態にあることを検出する第 2 のステップと、

前記検出結果に基づき内視鏡操作に関する情報を生成する第 3 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。

3 3. 前記検出は前記内視鏡画像の色調及び画素値の統計量の少なくともいずれかに基づくものである

ことを特徴とする請求項 3 2 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

3 4. 前記生成する情報は内視鏡の後退を促すものである

ことを特徴とする請求項 3 2 または 3 3 に記載の内視鏡挿入方向検出方法。

図 1

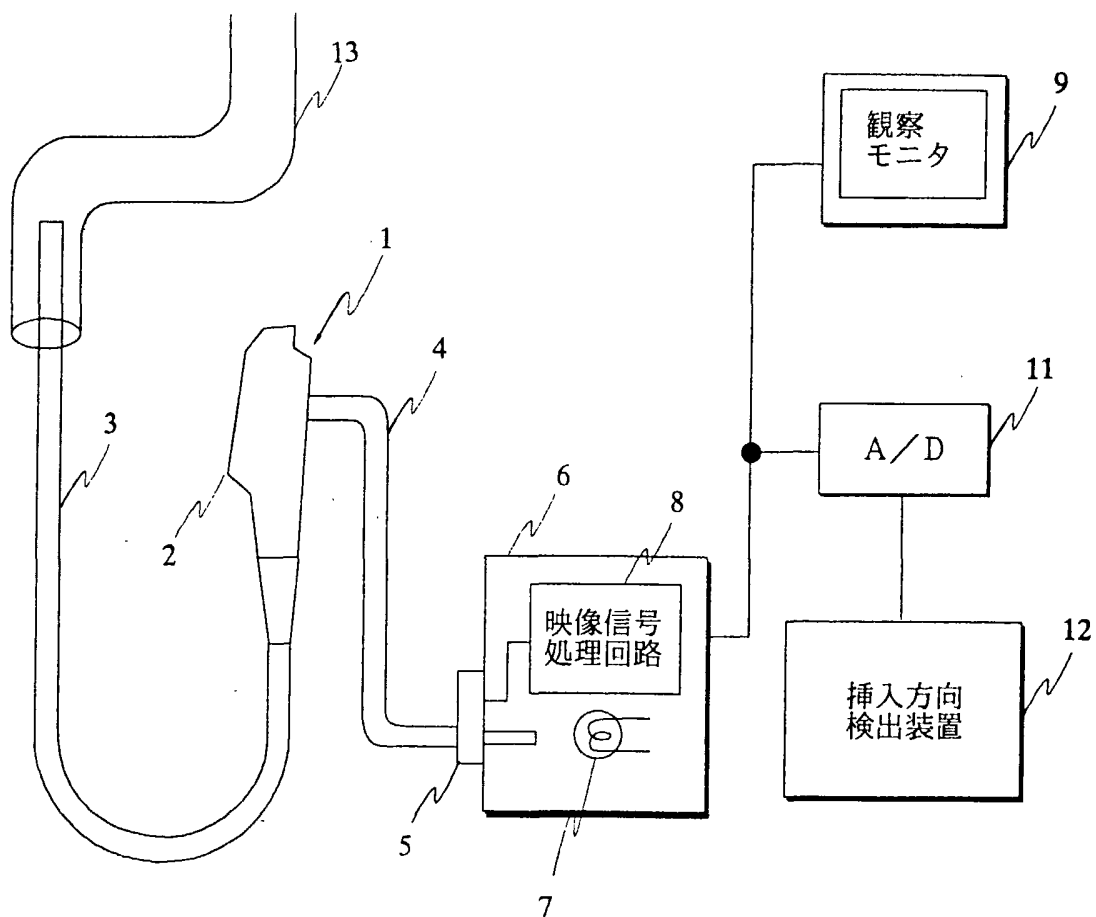


図 2

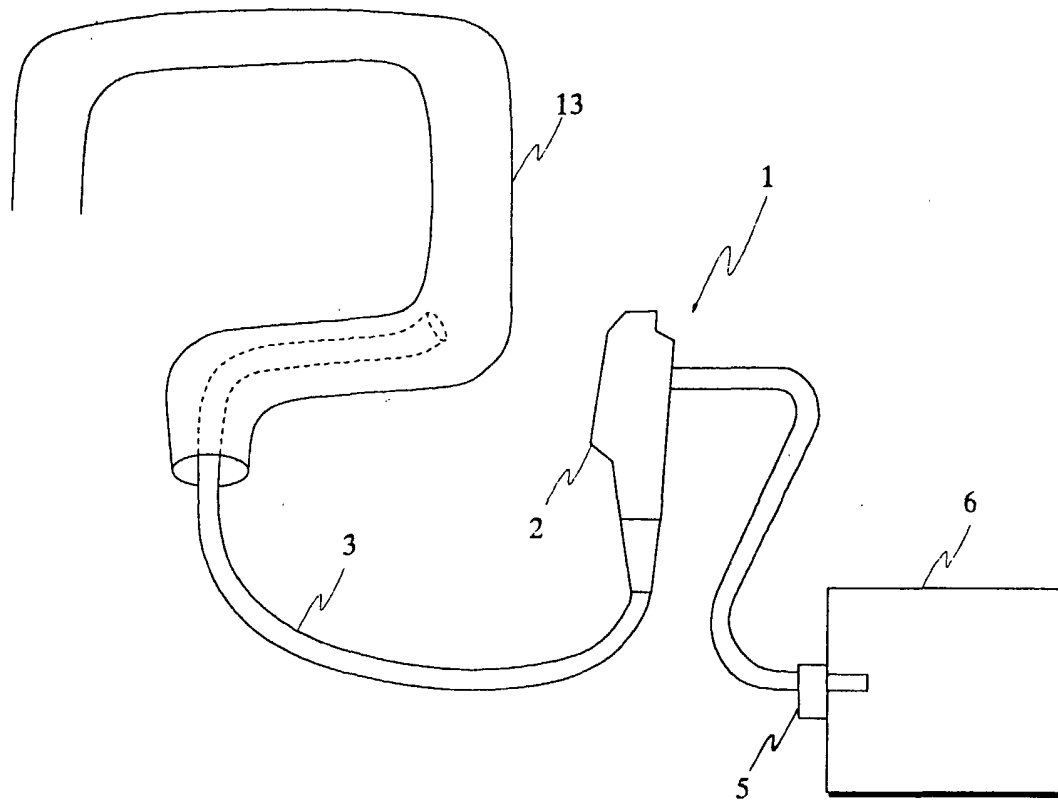


図 3

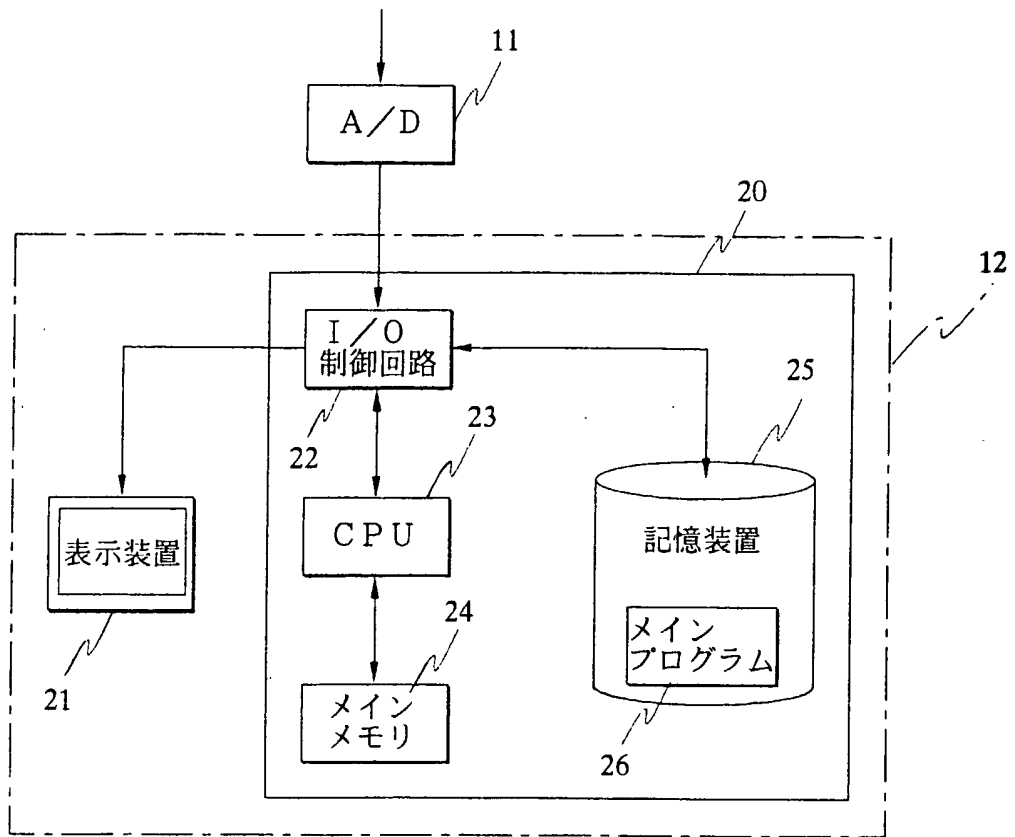


図 4

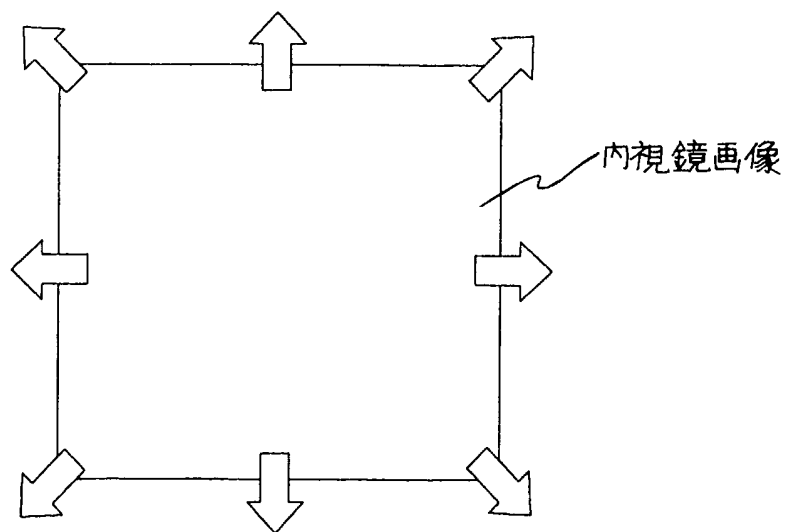
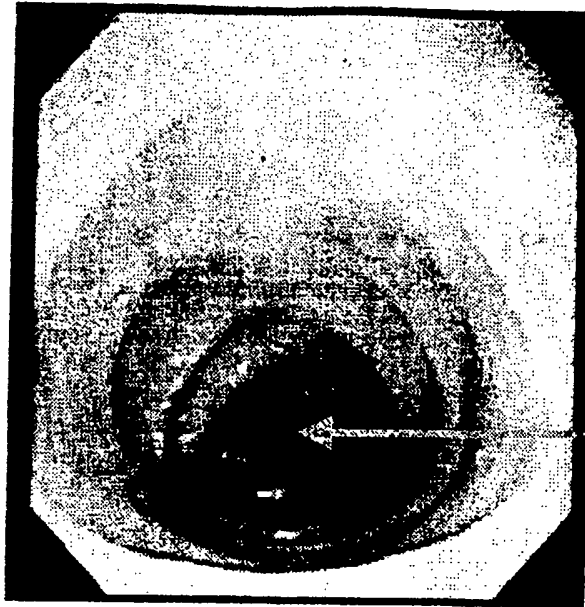


図 5



管腔の方向

図 6

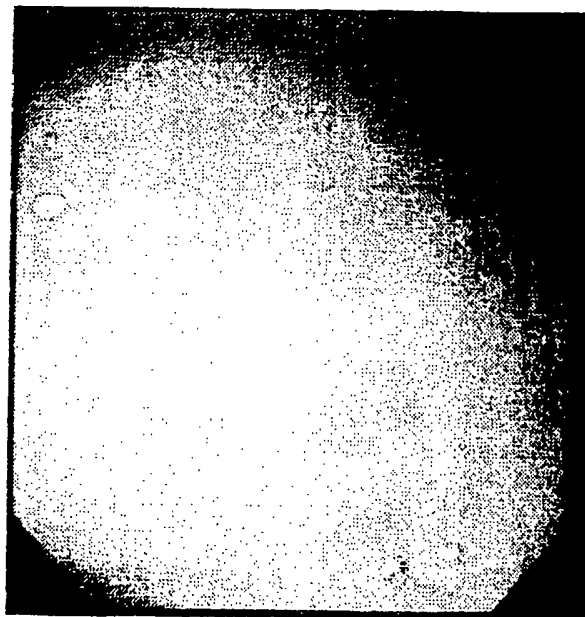


図 7

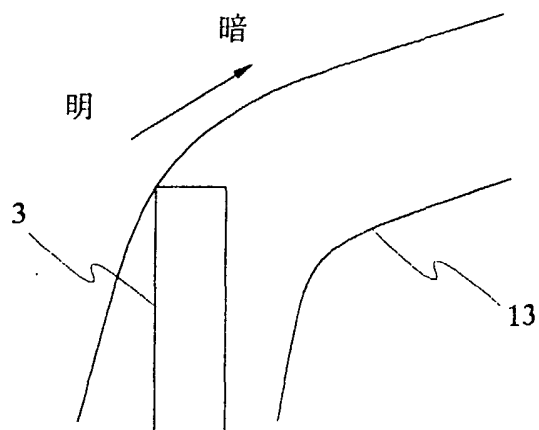
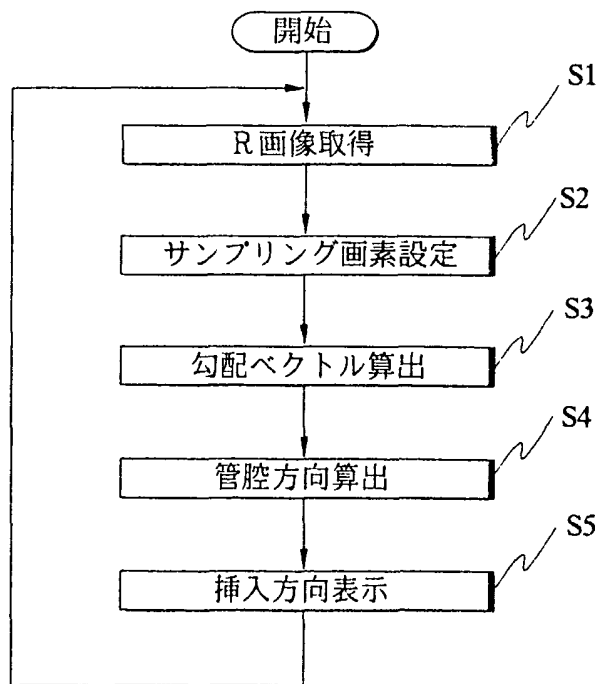
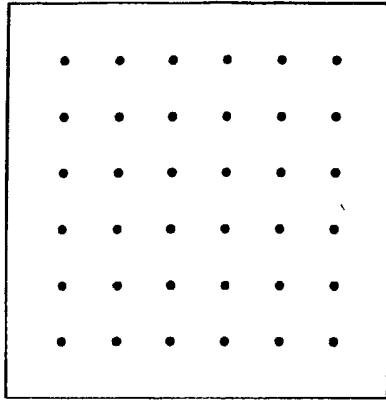


図 8



☒ 9



☒ 10

A		B		C
D		P		E
F		G		H

図 11

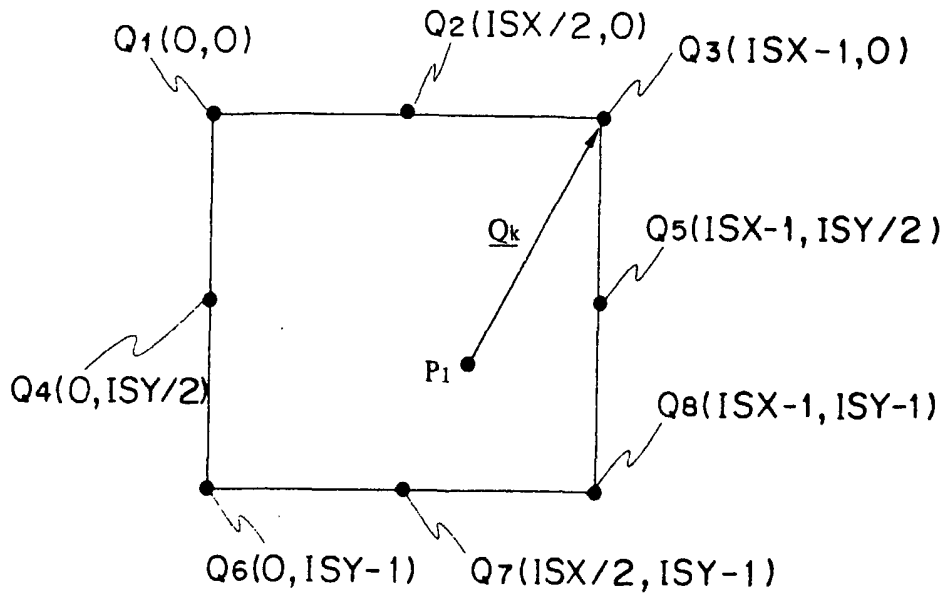
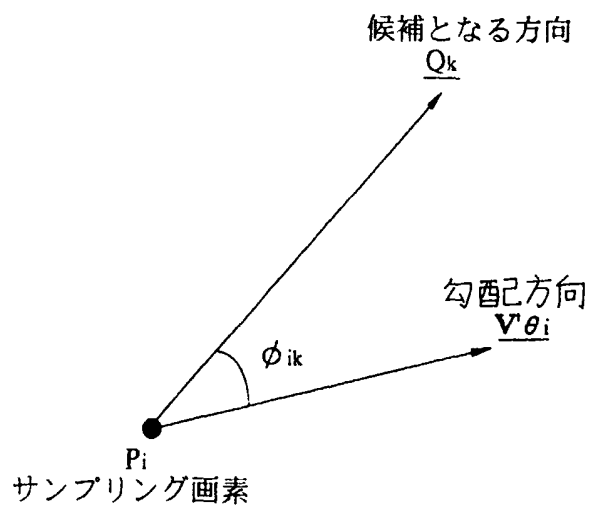
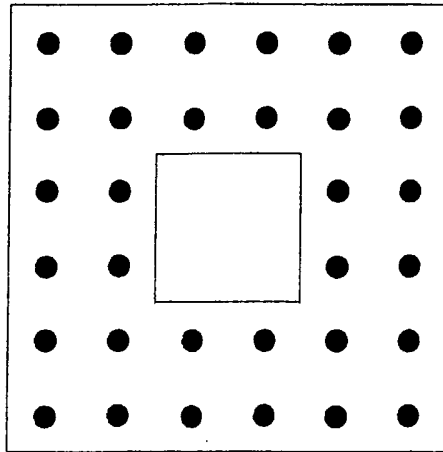


図 12



☒ 13



☒ 14

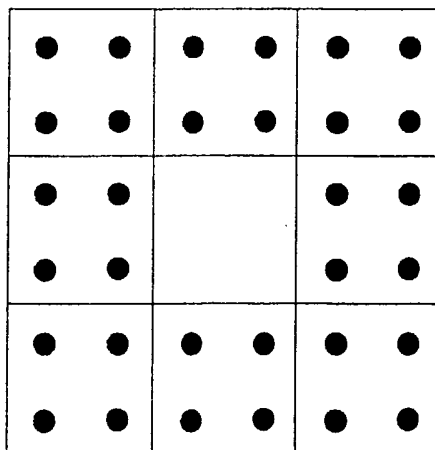


図 15

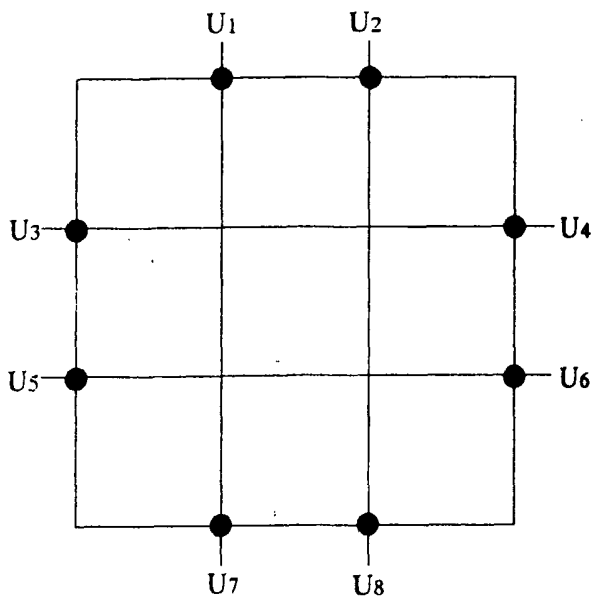


図 16

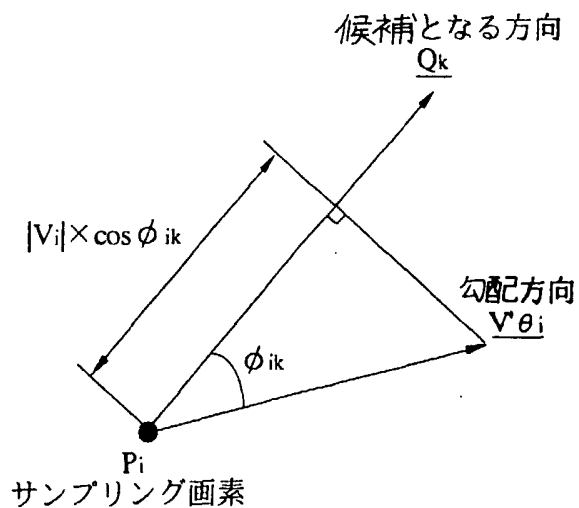


図 17

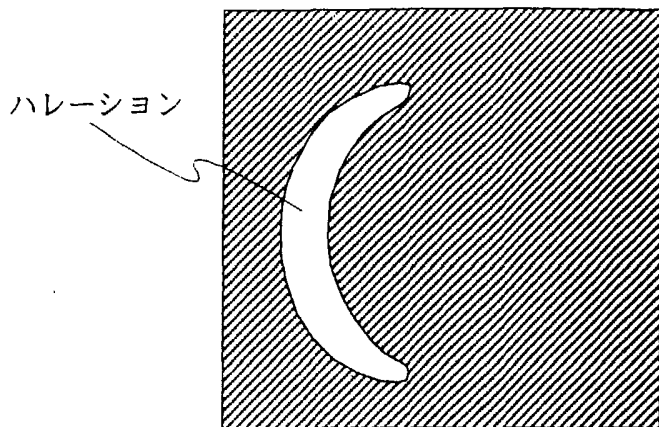


図 18

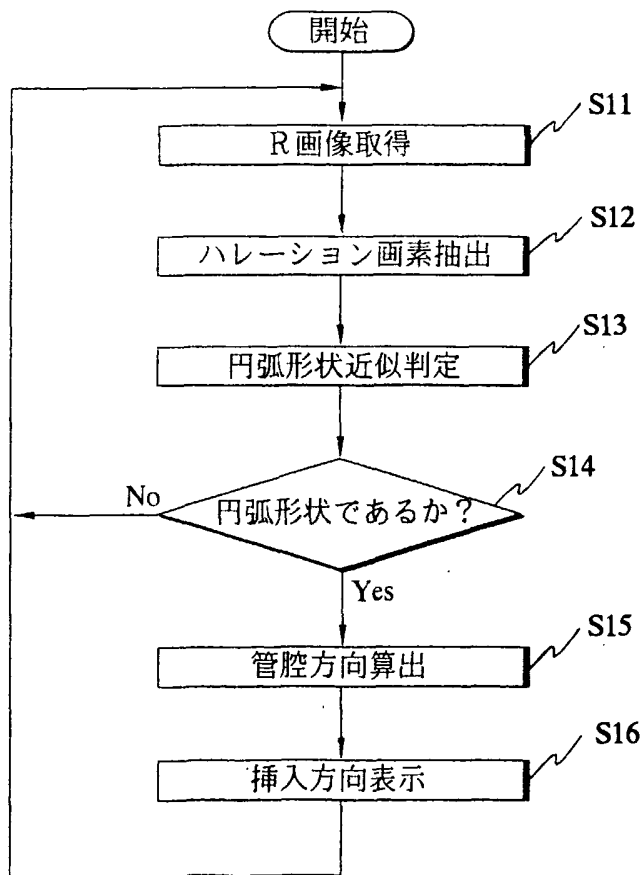


図 19

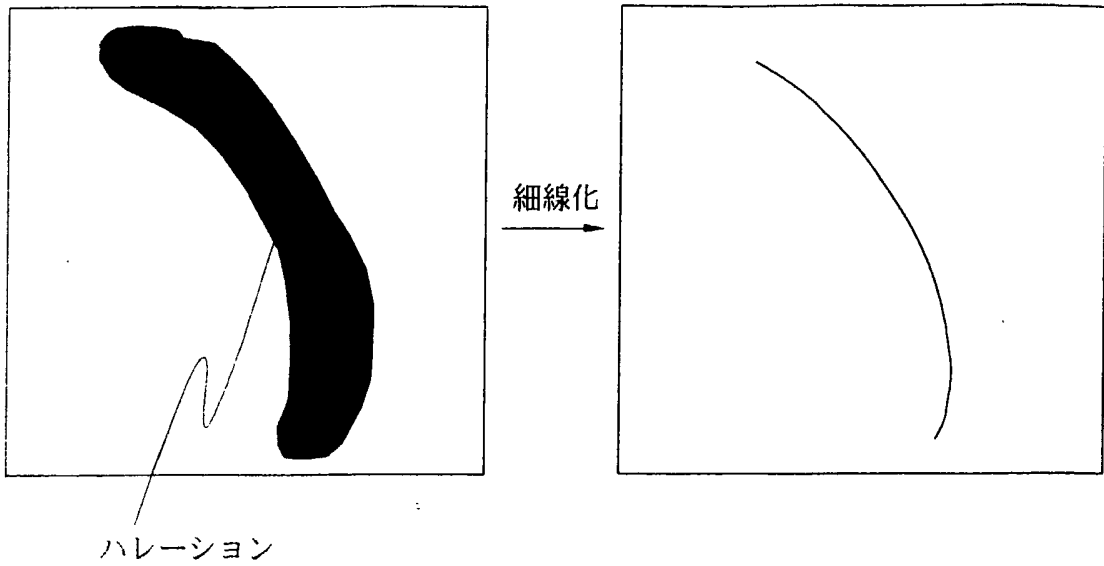


図 20

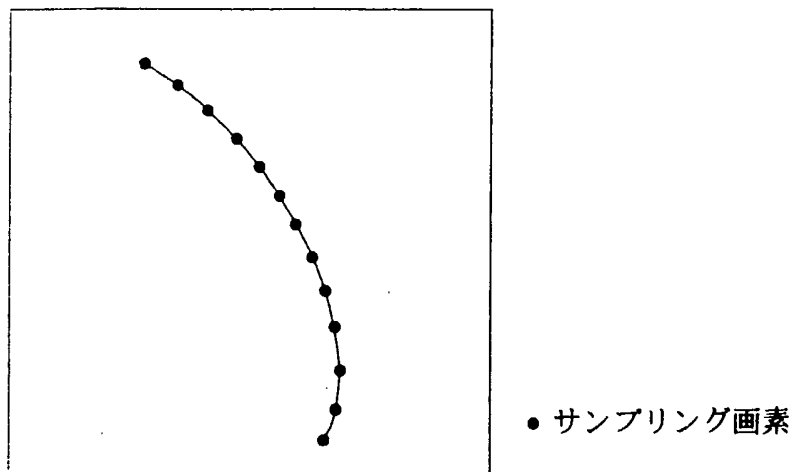


図21

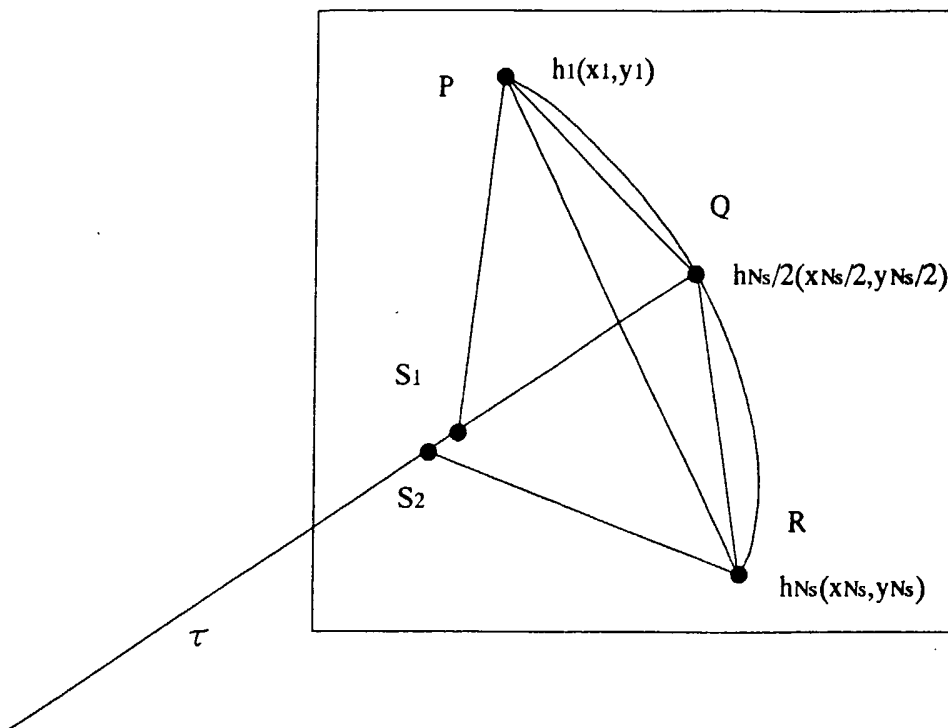


図22

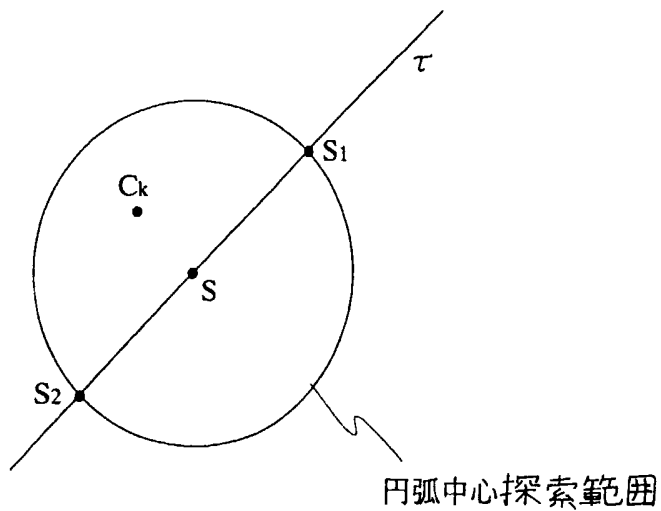


図 23

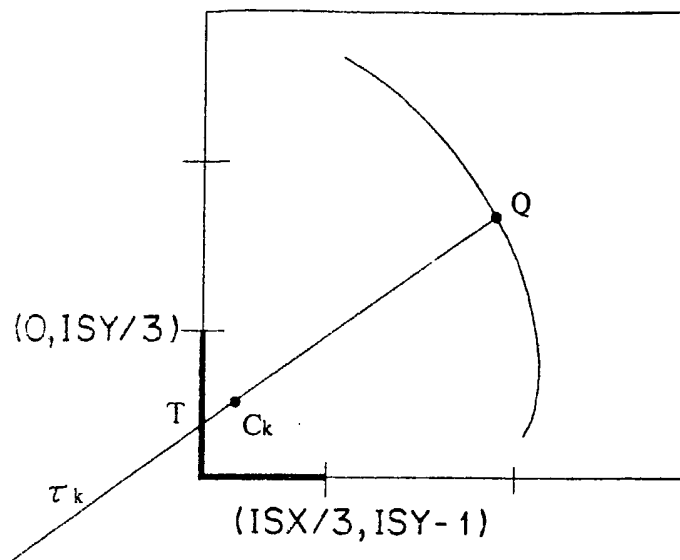
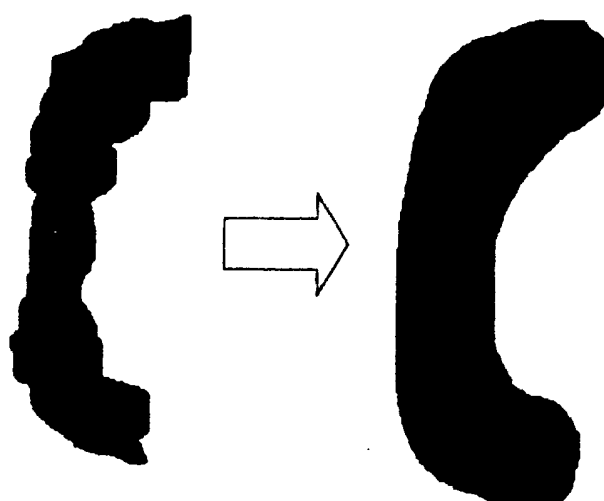


図 24



(a) 2 値化画像

(b) 膨張処理後の
2 値化像

図 25

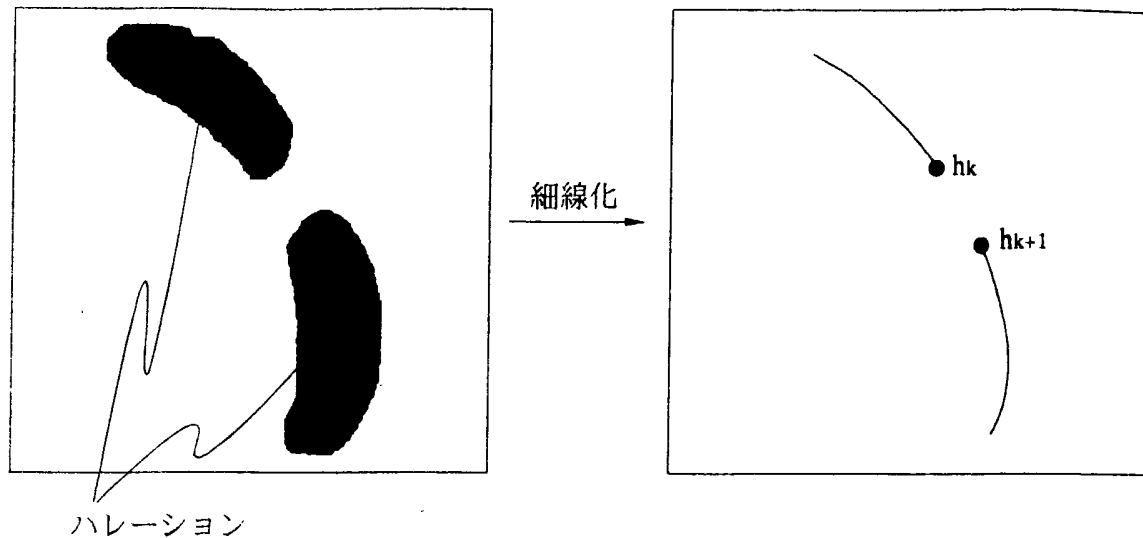
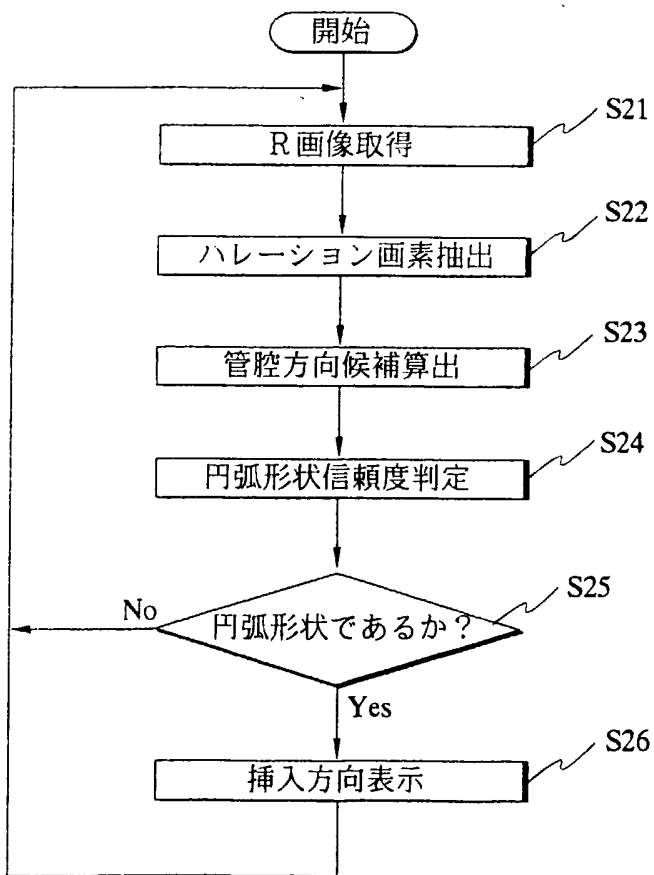
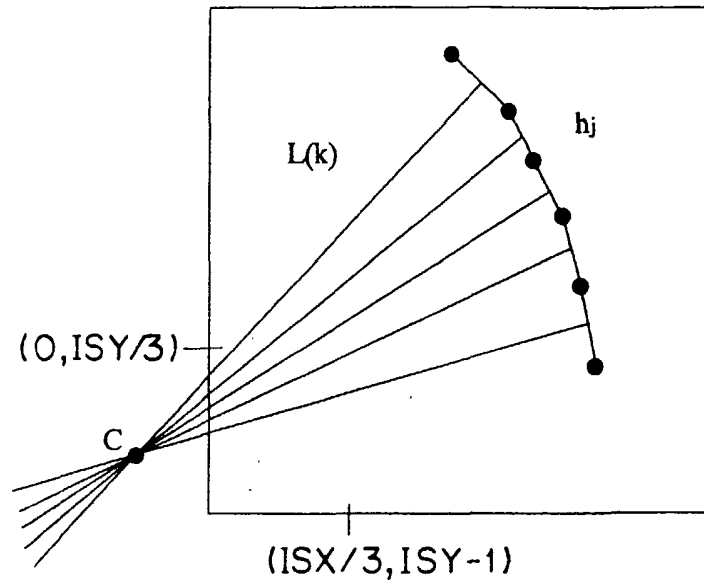


図 26



☒ 27



☒ 28

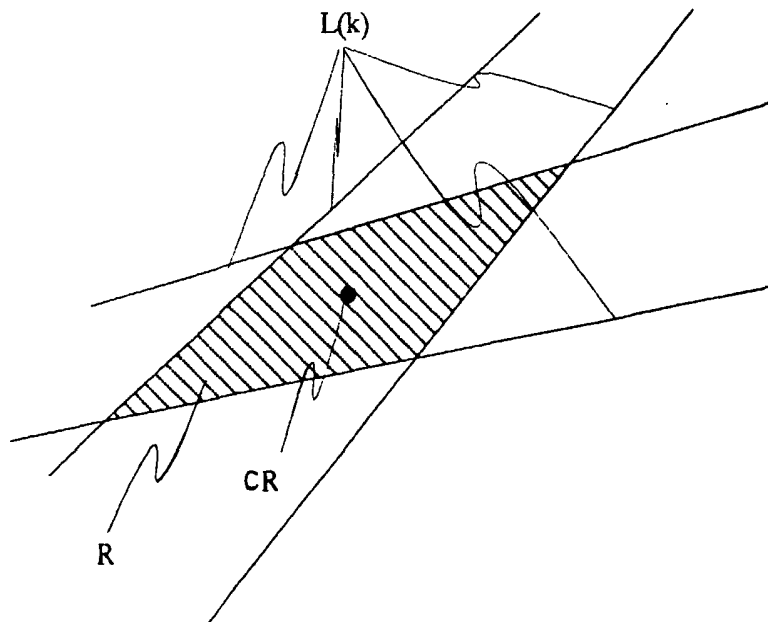


図 29

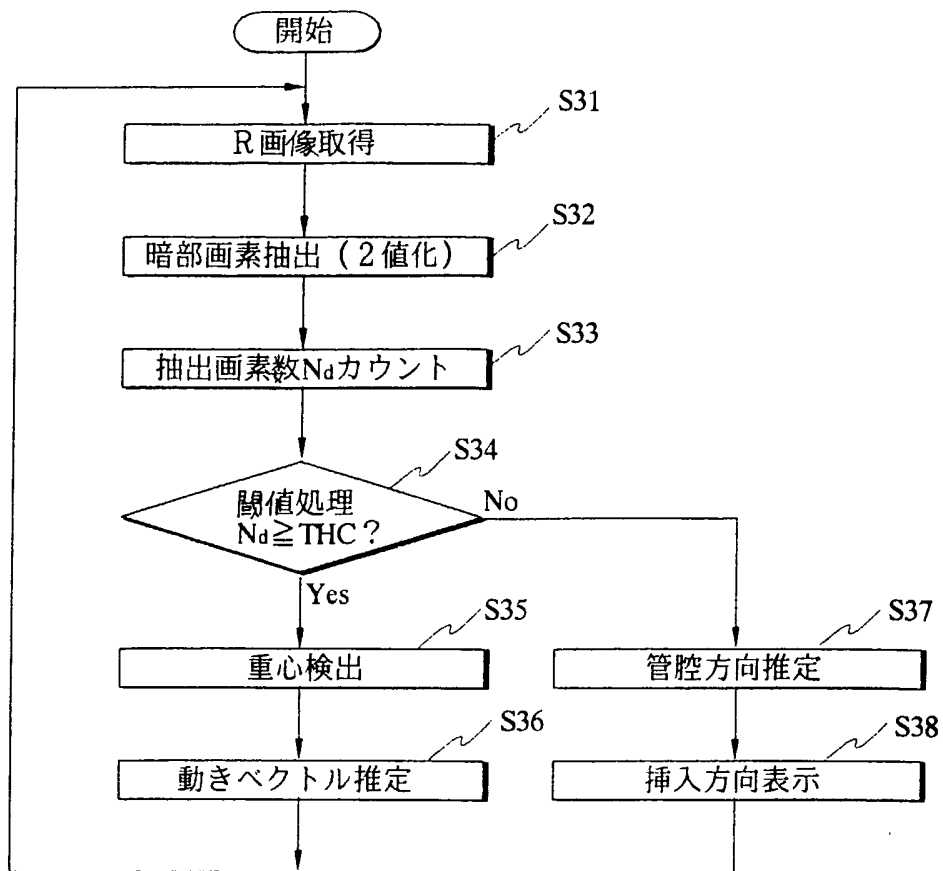
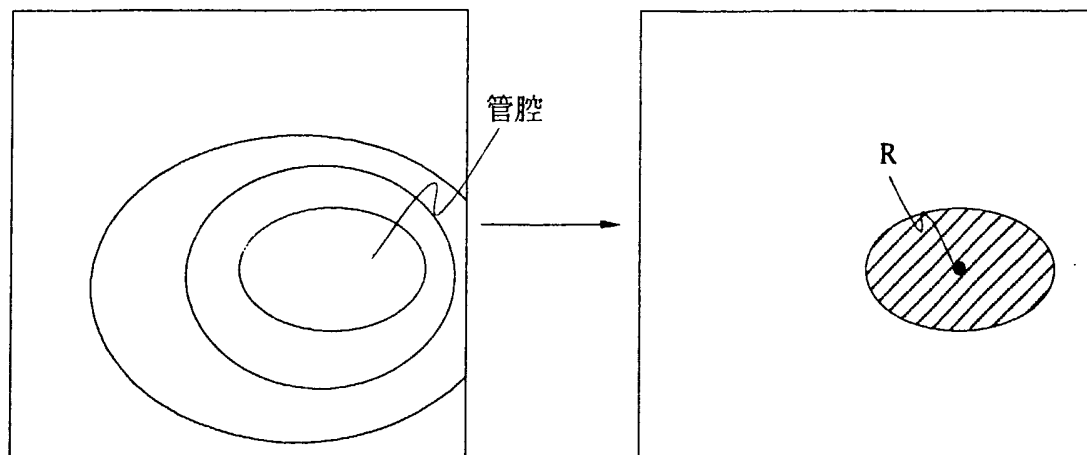


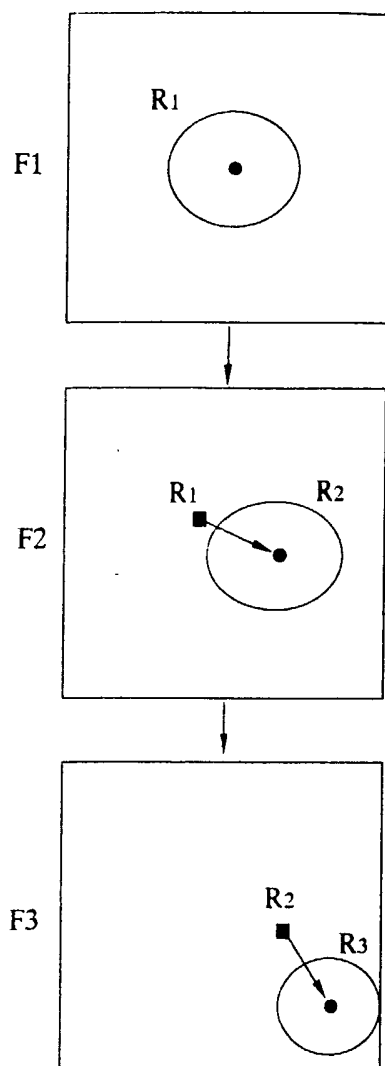
図 30



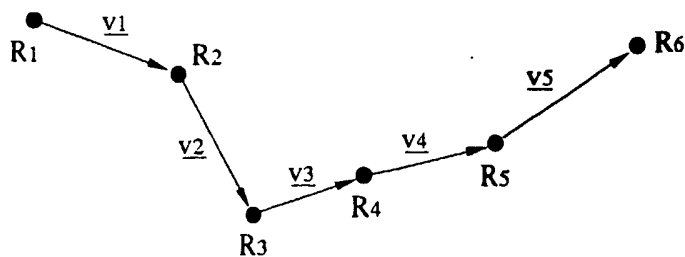
(a)原画像 (R 画像)

(b)暗部画素 2 値化画像

31



32



33

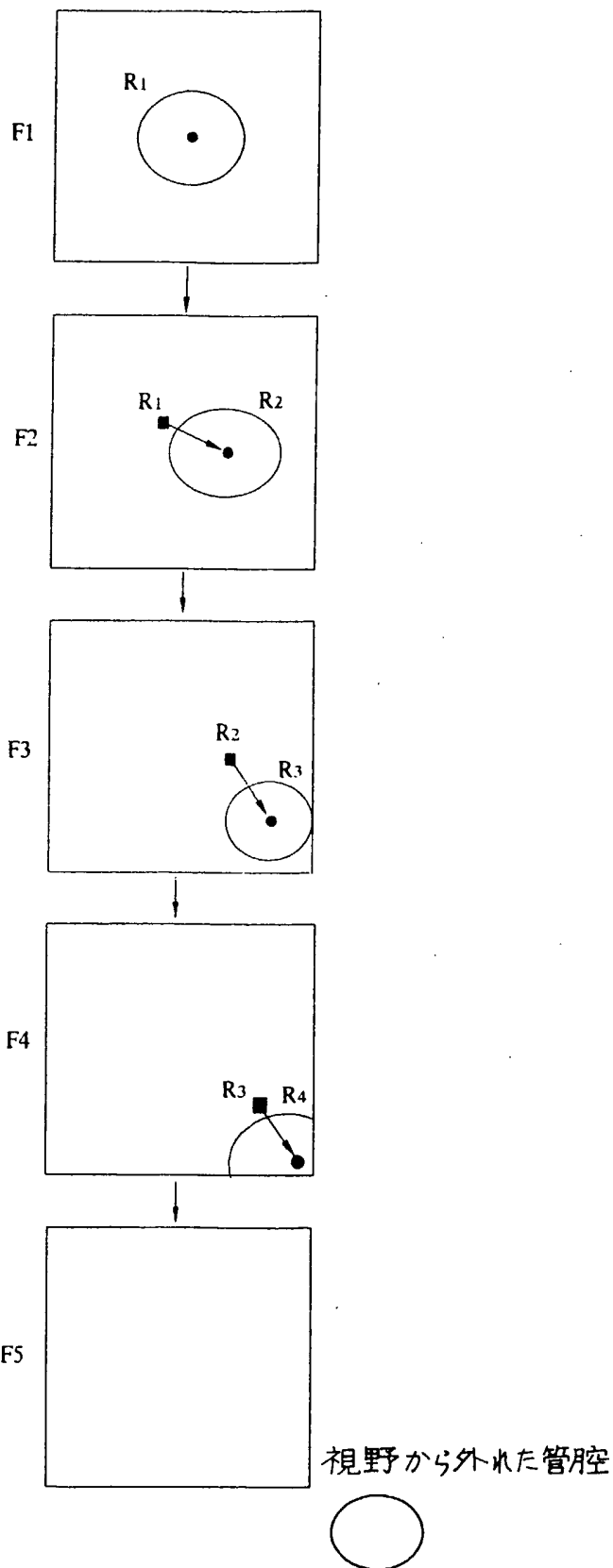


図 34

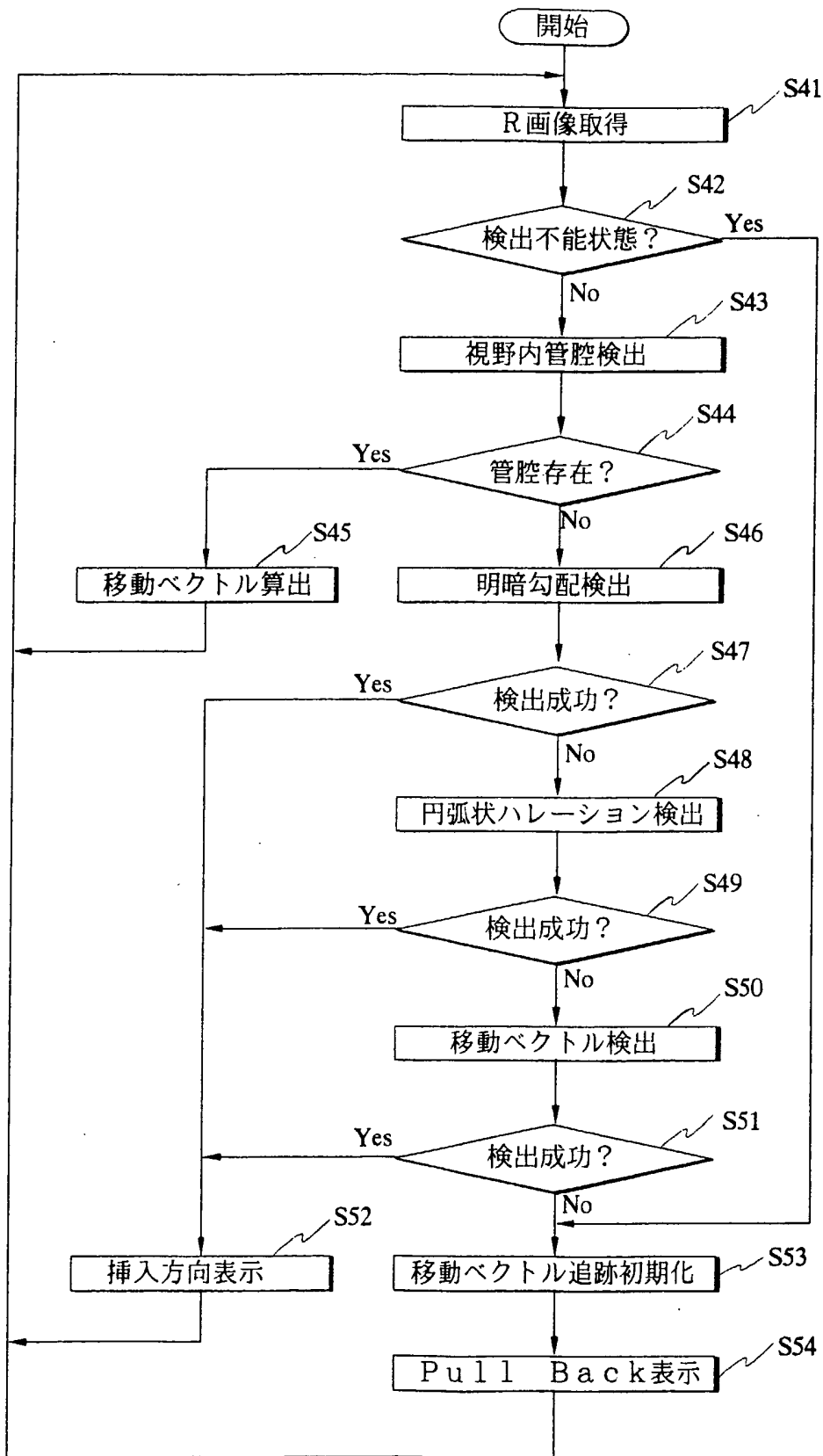


図 35

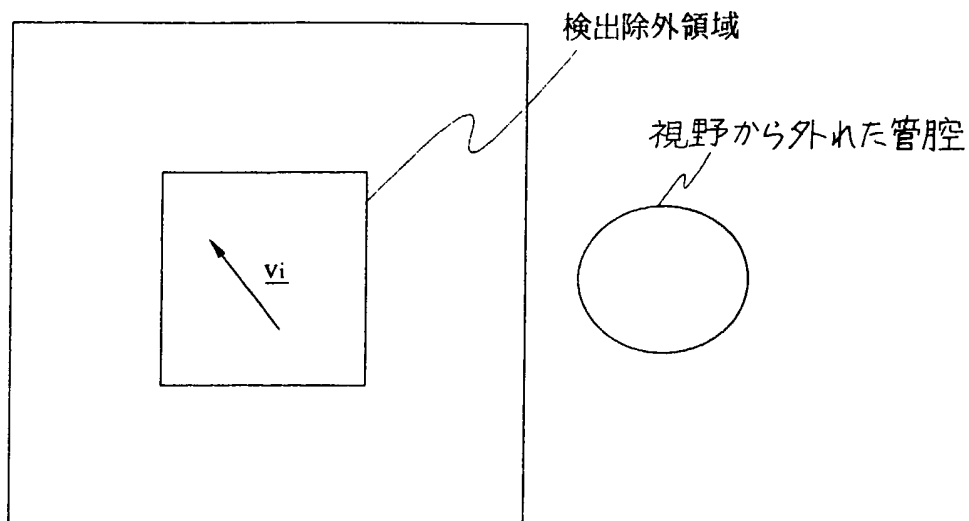
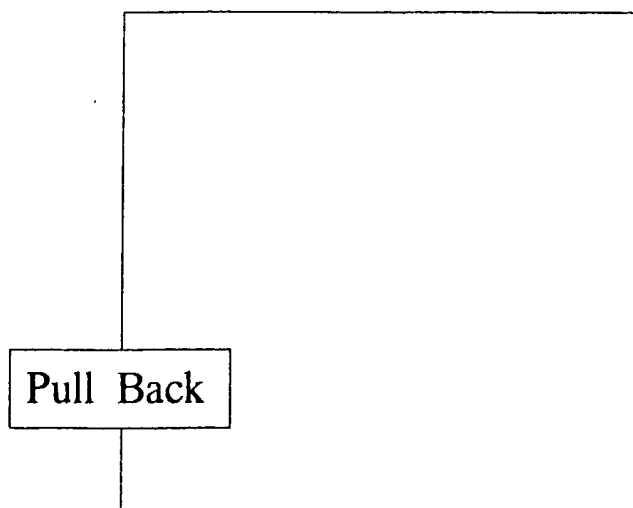


図 36



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/09754

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B1/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁷ A61B1/00-1/32		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 7-136109 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 May, 1995 (30.05.95), Full text; Figs. 1 to 5	1-3, 24-28
Y	Full text; Figs. 1 to 5	29
A	Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	4-8, 30-31
Y	JP 2001-169998 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 June, 2001 (26.06.01), Full text; Figs. 1 to 29	29
A	Full text; Figs. 1 to 29 (Family: none)	4-8, 30-31
Y	JP 3-85134 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 10 April, 1991 (10.04.91), Full text; Figs. 1 to 7	29
A	Full text; Figs. 1 to 7 (Family: none)	4-8, 30-31
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 25 October, 2002 (25.10.02)		Date of mailing of the international search report 12 November, 2002 (12.11.02)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/09754

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2-182231 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 July, 1990 (16.07.90), Full text; Figs. 1 to 31	9-10, 12-16, 18-19, 29
A	Full text; Figs. 1 to 31 & US 4916533 A & GB 2227836 A	11, 17, 20-23, 30-31
Y	JP 2-140134 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 29 May, 1990 (29.05.90), Full text; Figs. 1 to 20	9-10, 12-16, 18-19, 29
A	Full text; Figs. 1 to 20 & US 4910590 A & GB 2225188 A	11, 17, 20-23, 30-31
X	JP 5-211990 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 August, 1993 (24.08.93), Full text; Figs. 1 to 89	32-34
Y	Full text; Figs. 1 to 89	29
A	Full text; Figs. 1 to 89 & US 5469840 A	30-31

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/09754

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Claims 1 to 8 relate to an endoscope insertion direction sensing method in which a brightness direction in the endoscope image is sensed and according to the sensed result, the insertion direction is sensed.

Claims 9 to 23 relate to an endoscope insertion direction sensing method in which pixels having a high concentration are extracted from the endoscope image and according to the distribution state of the pixels, the insertion direction is sensed.

Claims 24 to 28 relate to an endoscope insertion direction sensing method in which the insertion direction is sensed according to a sensing result of
(Continued to extra sheet)

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/09754

Continuation of Box No.II of continuation of first sheet(1)

movement direction between endoscope images input in time series.

Claims 29 to 31 relates to an endoscope insertion direction sensing method and apparatus having a plurality of algorithms for sensing the insertion direction of the endoscope.

Claims 32 to 34 relate to an endoscope insertion direction sensing method in which it is sensed that the endoscope is in the excessive vicinity of an observation object.

These five groups of inventions are not so linked as to form a single general inventive concept.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B1/00		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B1/00-1/32		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報	1922-1996年	
日本国公開実用新案公報	1971-2002年	
日本国登録実用新案公報	1994-2002年	
日本国実用新案登録公報	1996-2002年	
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 7-136109 A (オリンパス光学工業株式会社) 1995.05.30 全文、第1-5図	1-3, 24-28
Y	全文、第1-5図	29
A	全文、第1-5図 (ファミリーなし)	4-8, 30-31
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献
「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		
国際調査を完了した日	25.10.02	国際調査報告の発送日
		12.11.02
国際調査機関の名称及びあて先		特許庁審査官 (権限のある職員)
日本国特許庁 (ISA/JP)		安田 明央
郵便番号100-8915		2W 9309
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2001-169998 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.06.26 全文、第1-29図 全文、第1-29図 (ファミリーなし)	29 4-8, 30-31
Y A	JP 3-85134 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991.04.10 全文、第1-7図 全文、第1-7図 (ファミリーなし)	29 4-8, 30-31
Y A	JP 2-182231 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.07.16 全文、第1-31図 全文、第1-31図	9-10, 12-16, 18-19, 29 11, 17, 20-23 , 30-31
	& US 4916533 A & GB 2227836 A	
Y A	JP 2-140134 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.05.29 全文、第1-20図 全文、第1-20図	9-10, 12-16, 18-19, 29 11, 17, 20-23 , 30-31
	& US 4910590 A & GB 2225188 A	
X Y A	JP 5-211990 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.08.24 全文、第1-89図 全文、第1-89図 全文、第1-89図 & US 5469840 A	32-34 29 30-31

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1～8は内視鏡画像における明暗方向を検出し該検出結果に基づいて挿入方向を検出する内視鏡挿入方向検出方法に関するものであり、請求の範囲9～23は内視鏡画像における高い濃度値を有する画素を抽出して該画素の分布状態に基づいて挿入方向を検出する内視鏡挿入方向検出方法に関するものであり、請求の範囲24～28は時系列的に入力された内視鏡画像間の動き方向の検出結果に基づいて挿入方向を検出する内視鏡挿入方向検出方法に関するものであり、請求の範囲29～31は内視鏡の挿入方向を検出するアルゴリズムを複数有する内視鏡挿入方向検出方法及び装置に関するものであり、請求の範囲32～34は内視鏡が観察対象に対し過近接状態にあることを検出する内視鏡挿入方向検出方法に関するものである。そして、これら5つの発明群が単一の一般的発明概念を形成するように連関している一群の発明であるとは認められない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。