

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5011057号
(P5011057)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月8日(2012.6.8)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-265679 (P2007-265679)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成19年10月11日(2007.10.11)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2009-90023 (P2009-90023A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成21年4月30日(2009.4.30)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成22年9月30日(2010.9.30)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	田中 秀樹
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		審査官	宮川 哲伸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡形状解析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入された内視鏡挿入部の挿入形状を検出するための、当該挿入部先端から挿入部形状に沿って順に位置する複数の検出点に対応した複数の座標値を取得する座標取得手段と、

取得した前記複数の座標値を時系列に沿って記憶する記憶手段と、

前記複数の座標値に基づいて前記内視鏡挿入部を表示手段に表示するための画像信号を生成する表示制御手段と、

前記複数の検出点のうち、任意の所定時刻における、任意の前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線を第1の直線とした際、任意の、前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線であって、かつ、前記第1の直線における前記線分の両端の検出点のうちいずれか一方の検出点を両端とする線分を含む直線を除いた直線のうち、前記第1の直線に対して最短距離に位置する直線を第2の直線として設定する直線設定手段と、

前記記憶手段に記憶された時系列に沿った前記複数の座標値の情報から、前記任意の所定時刻における前記第1の直線および前記第2の直線の位置情報を取得すると共に、前記任意の所定時刻よりも過去の時刻における当該第1の直線および当該第2の直線の位置情報を取得し、かつ、当該過去の時刻における前記第2の直線を第3の直線とした際、前記任意の所定時刻における前記第2の直線の座標位置に対する前記第3の直線の相対的な座標位置を算出する座標変換手段と、

10

20

前記座標変換手段において取得または算出された、前記任意の所定時刻における前記第 1 の直線の位置および前記第 2 の直線の位置、並びに、前記過去の時刻における前記第 3 の直線の位置それぞれの位置関係に基づいて、前記表示手段に表示された前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断する判断手段と、

前記判断手段の判断に基づいて、前記第 2 の直線における前記線分の両端点を移動することにより、前記記憶手段に記憶する当該第 2 の直線に係る座標情報を修正する修正手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡形状解析装置。

【請求項 2】

被検体に挿入された内視鏡挿入部の挿入形状を検出するための、当該挿入部先端から挿入部形状に沿って順に位置する複数の検出点に対応した複数の座標値を取得する座標取得手段と、

取得した前記複数の座標値を時系列に沿って記憶する記憶手段と、

前記複数の座標値に基づいて前記内視鏡挿入部を表示手段に表示するための画像信号を生成する表示制御手段と、

前記複数の検出点のうち、任意の所定時刻における、任意の前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線を第 1 の直線とした際、任意の、前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線であって、かつ、前記第 1 の直線における前記線分の両端の検出点のうちいずれか一方の検出点を両端とする線分を含む直線を除いた直線のうち、前記第 1 の直線に対して最短距離に位置する直線を第 2 の直線として設定する直線設定手段と、

前記記憶手段に記憶された時系列に沿った前記複数の座標値の情報から、前記任意の所定時刻における前記第 1 の直線および前記第 2 の直線の位置情報を取得すると共に、前記任意の所定時刻よりも過去の時刻における当該第 1 の直線および当該第 2 の直線の位置情報を取得し、かつ、当該過去の時刻における前記第 2 の直線を第 3 の直線とした際、前記任意の所定時刻における前記第 2 の直線の座標位置に対する前記第 3 の直線の相対的な座標位置を算出する座標変換手段と、

前記座標変換手段において取得または算出された、前記任意の所定時刻における前記第 1 の直線の位置および前記第 2 の直線の位置、並びに、前記過去の時刻における前記第 3 の直線の位置それぞれの位置関係に基づいて、前記表示手段に表示された前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断する判断手段と、

前記判断手段の判断に基づいて、前記第 2 の直線における前記線分の両端点間に仮想座標を内挿することにより、前記記憶手段に記憶する当該第 2 の直線に係る座標情報を修正する修正手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡形状解析装置。

【請求項 3】

前記判断手段は、前記任意の所定時刻における前記第 2 の直線の前記線分の両端点と前記過去の時刻における前記第 3 の直線の前記線分の両端点の 4 点のうちのいずれか 3 点を頂点とする三角形のいずれかを、前記任意の所定時刻における前記第 1 の直線が貫通している場合に、前記内視鏡挿入部の位置表示に誤りが有ると判断することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡形状解析装置。

【請求項 4】

前記判断手段は、前記任意の所定時刻における前記第 1 の直線から同所定時刻における前記第 2 の直線に対する長さを有する第 1 のベクトルと、前記過去の時刻における前記第 1 の直線から同過去の時刻における前記第 3 の直線に対する長さを有する第 2 のベクトルとがなす角度に基づいて、前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡形状解析装置。

【請求項 5】

前記判断手段は、2 つのベクトルがなす前記角度が 90 度以上の場合に前記内視鏡挿入部の位置表示に誤りがあると判断することを請求項 4 に記載の内視鏡形状解析装置。

10

20

30

40

50

【請求項 6】

前記修正手段は、前記判断手段が前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りが発生していないと判断した場合には、前記第 1 の直線と前記第 2 の直線と結ぶ最短距離をその大きさとし、当該最短距離部分における当該第 1 の直線から当該第 2 の直線に向けての方向をその方向とするベクトルに係る当該方向に、前記第 2 の直線の端点を移動することを特徴とする請求項 1 , 3 - 5 のいずれか一項に記載の内視鏡形状解析装置。

【請求項 7】

前記修正手段は、前記判断手段が前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りが発生したと判断した場合には、前記第 1 の直線と前記第 2 の直線と結ぶ最短距離をその大きさとし、当該最短距離部分における当該第 1 の直線から当該第 2 の直線に向けての方向をその方向とするベクトルに係る当該方向とは逆方向に、前記第 2 の直線の端点を移動することを特徴とする請求項 1 , 3 - 5 のいずれか一項に記載の内視鏡形状解析装置。

10

【請求項 8】

前記修正手段は、前記判断手段が前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りが発生したと判断した場合には、前記第 2 の直線の端点間における、前記第 1 の直線と前記第 2 の直線と結ぶ最短距離をその大きさとし、当該最短距離部分における当該第 1 の直線から当該第 2 の直線に向けての方向をその方向とするベクトルに係る当該方向と逆方向に仮想座標を内挿することを特徴とする請求項 2 , 3 - 5 のいずれか一項に記載の内視鏡形状解析装置。

【請求項 9】

前記第 1 の直線と前記第 2 の直線と結ぶ最短距離をその大きさとし、当該最短距離部分における当該第 1 の直線から当該第 2 の直線に向けての方向をその方向とするベクトルに係る、少なくとも当該ベクトルの端点周辺の表示色または / かつ表示明るさを異ならせる表示画像作成手段を有することを特徴とする請求項 1 - 8 のいずれか一項に記載の内視鏡形状解析装置。

20

【請求項 10】

前記内視鏡挿入部は当該挿入部先端から挿入部形状に沿って順に位置する複数の磁界発生コイルを備え、前記座標取得手段は、前記磁界発生コイルにより発生する磁界を検出するセンスコイルユニットの検出信号により当該磁界発生コイルの座標値を検出することを特徴とする請求項 1 - 9 のいずれか一項に記載の内視鏡形状解析装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡形状解析装置に関し、特に、複数箇所の座標値を検出する座標取得手段を有する内視鏡形状解析装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、体腔内の管腔である被検部に外部から細長の可撓性を有する挿入部を挿入して該被検部を観察したり、必要とする処置が行えるようになっている。ところで、前記体腔内の管腔は、大腸や小腸に見られるが如く曲がっており、挿入した内視鏡挿入部がどの位置まで挿入されているのか、或いはどのような形状になっているのかは術者にとっては容易に分からない。そのため、従来は内視鏡挿入部を挿入した被検体部に外部から X 線を照射して挿入部の管腔への挿入位置、挿入形状等の挿入状態を検出している。しかし、前記 X 線は人体に対し無害なわけではなく、しかも照射場所も限られており、内視鏡挿入部の挿入状態を検出する手段としては必ずしも好ましいものではない。

40

【0003】

そこで、人体への生理的な悪影響を及ぼすことなく、内視鏡挿入部に複数の磁界発生素子を配設し、体腔外の磁界検知手段を用いることで、内視鏡挿入部の体腔内管腔への挿入状態を検出できるようにした内視鏡やカテ - テルの挿入状態検出装置及び検出方法が提案されている。

【0004】

50

また、特開 2 0 0 3 - 2 4 5 2 4 2 号公報には、内視鏡挿入部の形状を測定するために内視鏡挿入部に配設される磁界発生素子の数は有限であるため、センサ間の挿入部の位置を補間処理により補う方法が開示されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 7 5 8 6 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 2 4 5 2 4 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

特開 2 0 0 0 - 1 7 5 8 6 1 号公報に開示された内視鏡形状検出装置は、内視鏡挿入部に配設された複数の磁界発生素子と、体腔外の磁界検知手段との組み合わせにより内視鏡挿入部の形状を検出している。

10

【 0 0 0 6 】

図 1 4 は、内視鏡形状検出装置による内視鏡形状の検出を説明するための図である。

【 0 0 0 7 】

図 1 4 (A) に示すように、内視鏡形状検出装置は、内視鏡挿入部に配設された複数の磁界発生素子と、体腔外の磁界検知手段との組み合わせにより、例えば 8 個の磁界発生素子 C 1 ~ C 8 の各々の 3 次元座標を取得することができる。そして、内視鏡形状検出装置は、図 1 4 (B) に示すように、各座標点を補間することで内視鏡挿入部の形状を検知することができる。しかし、磁界発生素子と磁界検知手段との組み合わせによる位置情報検出には誤差が生じることがある。

20

【 0 0 0 8 】

そして、位置情報検出誤差のために、ループ発生箇所において、ループの巻き方を誤って表示してしまう、すなわち、発生したループの巻き方を誤って逆方向に表示してしまうことがあった。しかし、ループの巻き方向という位置情報は術者にとり非常に重要である。なぜなら、図 1 5 に示すように、ループの巻き方によりループを解消するために、術者が操作する挿入部の回転方向が異なるためである。

【 0 0 0 9 】

図 1 5 (A) は内視鏡挿入部 2 0 の先端側 2 0 a が基端部側 2 0 b よりも術者にとり手前にあるループを示している。図 1 5 (A) に示したループを解消するには、術者は挿入部の基端部側 2 0 b を時計回りに回転する必要がある。これに対して、図 1 5 (B) に示したループは内視鏡挿入部 2 0 の先端側 2 0 a が基端部側 2 0 b よりも術者にとり後側にある。図 1 5 (B) に示したループを解消するには、術者は挿入部の基端部側 2 0 b を反時計回りに回転する必要がある。

30

【 0 0 1 0 】

内視鏡挿入部のループの巻き方が、誤って逆に表示される位置表示誤り現象は、「すり抜け」と呼ばれている。例えば、先端部側の挿入部が基端部側の挿入部より術者に近い位置にある状態(図 1 5 (A))から、先端部側の挿入部が基端部側の挿入部より術者に遠い位置にある状態(図 1 5 (B))に変化することは、あたかも、先端部側の挿入部が基端部側の挿入部をすり抜けていったように見えるためである。

【 0 0 1 1 】

40

さらに、図 1 6 に示すように、内視鏡形状表示が誤り無く正しく表示されていても、ループの交差部においては、先端部側の挿入部と基端部側の挿入部のどちらが術者に近い位置にあるかの判別が困難となる場合がある。このループの交差部における識別困難現象は 2 次元の表示画面上で 3 次元の内視鏡形状を表示しているために発生する現象である。

【 0 0 1 2 】

内視鏡形状解析装置の位置表示誤り(すり抜け)現象およびループの交差部における識別困難現象は、術者の誤った内視鏡操作を招く可能性があり、内視鏡形状の識別性の高い内視鏡形状解析装置が望まれていた。

【 0 0 1 3 】

本発明は、内視鏡形状の識別性の高い内視鏡形状解析装置を提供することを目的とする

50

。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成すべく、本発明の第1の内視鏡形状解析装置は、被検体に挿入された内視鏡挿入部の挿入形状を検出するための、当該挿入部先端から挿入部形状に沿って順に位置する複数の検出点に対応した複数の座標値を取得する座標取得手段と、取得した前記複数の座標値を時系列に沿って記憶する記憶手段と、前記複数の座標値に基づいて前記内視鏡挿入部を表示手段に表示するための画像信号を生成する表示制御手段と、前記複数の検出点のうち、任意の所定時刻における、任意の前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線を第1の直線とした際、任意の、前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線であって、かつ、前記第1の直線における前記線分の両端の検出点のうちいずれか一方の検出点を両端とする線分を含む直線を除いた直線のうち、前記第1の直線に対して最短距離に位置する直線を第2の直線として設定する直線設定手段と、前記記憶手段に記憶された時系列に沿った前記複数の座標値の情報から、前記任意の所定時刻における前記第1の直線および前記第2の直線の位置情報を取得すると共に、前記任意の所定時刻よりも過去の時刻における当該第1の直線および当該第2の直線の位置情報を取得し、かつ、当該過去の時刻における前記第2の直線を第3の直線とした際、前記任意の所定時刻における前記第2の直線の座標位置に対する前記第3の直線の相対的な座標位置を算出する座標変換手段と、前記座標変換手段において取得または算出された、前記任意の所定時刻における前記第1の直線の位置および前記第2の直線の位置、並びに、前記過去の時刻における前記第3の直線の位置それぞれの位置関係に基づいて、前記表示手段に表示された前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断する判断手段と、前記判断手段の判断に基づいて、前記第2の直線における前記線分の両端点を移動することにより、前記記憶手段に記憶する当該第2の直線に係る座標情報を修正する修正手段と、を具備したことを特徴とする。

また、本発明の第2の内視鏡形状解析装置は、被検体に挿入された内視鏡挿入部の挿入形状を検出するための、当該挿入部先端から挿入部形状に沿って順に位置する複数の検出点に対応した複数の座標値を取得する座標取得手段と、取得した前記複数の座標値を時系列に沿って記憶する記憶手段と、前記複数の座標値に基づいて前記内視鏡挿入部を表示手段に表示するための画像信号を生成する表示制御手段と、前記複数の検出点のうち、任意の所定時刻における、任意の前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線を第1の直線とした際、任意の、前記挿入部に沿って隣り合う検出点を両端とする線分を含む直線であって、かつ、前記第1の直線における前記線分の両端の検出点のうちいずれか一方の検出点を両端とする線分を含む直線を除いた直線のうち、前記第1の直線に対して最短距離に位置する直線を第2の直線として設定する直線設定手段と、前記記憶手段に記憶された時系列に沿った前記複数の座標値の情報から、前記任意の所定時刻における前記第1の直線および前記第2の直線の位置情報を取得すると共に、前記任意の所定時刻よりも過去の時刻における当該第1の直線および当該第2の直線の位置情報を取得し、かつ、当該過去の時刻における前記第2の直線を第3の直線とした際、前記任意の所定時刻における前記第2の直線の座標位置に対する前記第3の直線の相対的な座標位置を算出する座標変換手段と、前記座標変換手段において取得または算出された、前記任意の所定時刻における前記第1の直線の位置および前記第2の直線の位置、並びに、前記過去の時刻における前記第3の直線の位置それぞれの位置関係に基づいて、前記表示手段に表示された前記内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断する判断手段と、前記判断手段の判断に基づいて、前記第2の直線における前記線分の両端点間に仮想座標を内挿することにより、前記記憶手段に記憶する当該第2の直線に係る座標情報を修正する修正手段と、を具備したことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明は、内視鏡形状の識別性の高い内視鏡形状解析装置を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】**【0016】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0017】**<第1の実施の形態>**

図1は、本発明の第1の実施の形態の内視鏡形状解析装置1の構成を説明するための構成図である。

【0018】

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡システム2は、内視鏡検査を行う内視鏡装置3と、この内視鏡装置3と接続され内視鏡検査の補助に用いられる内視鏡形状解析装置1とを備える。内視鏡形状解析装置1は、例えば、ベッドに横たわる患者（不図示）の体腔内に可撓性を有する細長の内視鏡挿入部20を挿入し、内視鏡検査を行う際の挿入補助手段として使用される。なお、内視鏡システム2は、図示しない光源部、撮像素子、制御部等の通常の内視鏡機能を有する。

10

【0019】

内視鏡挿入部20は、先端部20a、湾曲部及び可撓管とが先端部20aから基端部20bに順次接続されて構成されている。挿入部20には鉗子チャンネルが設けてあり、この鉗子チャンネルの挿入口から例えば複数個の磁気発生素子（またはソースコイル）30を有するプローブを挿通することにより、挿入部20内にソースコイル30が設置される。あるいは、あらかじめソースコイル30が配設された挿入部20を有する内視鏡を用いてもよい。

20

【0020】

このソースコイルプローブの後端から延出されたソースコイル30と接続された配線は、端子21を介して内視鏡形状解析装置1に接続される。そして、内視鏡形状解析装置1の座標取得手段41から高周波信号（駆動信号）を印加することにより、ソースコイル30は磁界を周囲に放射する。

【0021】

また、患者が横たわるベッド（不図示）の近傍にはソースコイル30からの磁界を検出する複数のセンスコイルを内蔵したセンスコイルユニット31が配置されている。

【0022】

30

以下、内視鏡形状解析装置1の詳細な構成について説明する。内視鏡形状解析装置1は、図1に示すように、ソースコイル30を駆動し、センスコイルユニット31が受信した信号から各ソースコイル30の座標値を取得する座標取得手段41と、取得した前記複数の座標値を、時系列的に記憶する記憶手段42と、複数のソースコイル30の座標値に基づいて、第1の直線Aおよび第1の直線と位置の比較を行う第2の直線Bとを設定する直線設定手段43と、記憶手段に記憶された過去の第1の直線A'と現在の第1の直線Aとの相対的な位置関係に基づいて、過去の第2の直線B'を座標変換し第3の直線B''を算出する座標変換手段44と、現在の第1の直線Aと、前記現在の第2の直線Bと、第3の直線B''との位置関係から内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断する判断手段45と、判断手段45の判断に基づいて、第2の直線Bを修正する修正手段50とを有する。

40

【0023】

また、内視鏡形状解析装置1は、各ソースコイル30の座標値から内視鏡形状を表示するための画像および修正後の第2の直線Bとを表示する画像を作成する表示画像作成手段47と、内視鏡形状を表示するための表示手段48と、判断手段45からの情報に基づき警告を発生する警告発生手段46とを有する。

【0024】

複数のソースコイル30すなわち、磁界発生コイルは、内視鏡挿入部20に所定の間隔で特定の位置に配設されている。ソースコイル30の配設間隔は等間隔でなく、例えば、先端部側は基端部側に比べて、より密に配設してもよい。

50

【 0 0 2 5 】

それぞれのソースコイル 3 0 を異なる周波数の正弦波の駆動信号電流で駆動することで、それぞれのソースコイル 3 0 の 3 次元座標を区別して取得する。なお、座標取得手段 4 1 による各ソースコイル 3 0 の空間位置座標、すなわち 3 次元座標の取得方法は本出願人が先に出願した特開 2 0 0 0 - 1 7 5 8 6 1 号公報等に詳細に記載しており、本実施の形態においても同様な方法により取得するため、詳細な説明は省略する。

【 0 0 2 6 】

次に、図 2 から図 1 2 を用いて、本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 による表示画像の修正方法を説明する。図 2 は、本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 の動作の流れを説明するためのフローチャートであり、図 3 は直線設定手段 4 3 の動作を説明するための説明図であり、図 4 および図 5 は、座標変換手段 4 4 の動作を説明するための説明図であり、図 6 から図 1 2 は修正手段 5 0 の動作を説明するための説明図である。

10

【 0 0 2 7 】

以下、図 2 のフローチャートに従い内視鏡形状解析装置 1 による表示画像の修正方法を説明する。

【 0 0 2 8 】

< ステップ S 1 1 およびステップ S 1 2 >

なお、以下の説明は説明を簡単にするために、図 3 (A) に示すような、8 個のソースコイル C 1 ~ C 8 が特定箇所に配設された挿入部 2 0 を有する内視鏡の形状解析について説明する。

20

【 0 0 2 9 】

最初に、直線設定手段 4 3 は、座標取得手段 4 1 からの、複数の座標値に基づいて、互いに近接している第 1 の直線 A および第 2 の直線とを設定する。

【 0 0 3 0 】

直線設定手段 4 3 は、図 3 (B) に示すように、隣り合う各ソースコイルを結ぶ 7 本の直線 L 1 ~ L 7 を算出する。そして、例えば、図 3 (C) に示すように、直線設定手段 4 3 は、選択された一の直線 L 3 と他の直線への最小の大きさを有するベクトルである最短ベクトルを算出する。なお、直線 L 3 と隣り合う 2 本の直線 L 2 および L 3 については隣り合う直線が交差することは無いため最短ベクトルを算出する必要がない。

30

【 0 0 3 1 】

さらに直線設定手段 4 3 は、順に、7 本全ての直線について算出済みのベクトルと方向のみが異なるベクトルを除いて、他の直線への各最短ベクトルを算出する。合計 1 5 の最短ベクトルの中で、最も大きさが小さい最短ベクトルの基点となった直線 L 3 と L 6 を、直線設定手段 4 3 は、図 3 (D) に示すように、それぞれ第 1 の直線 A、第 2 の直線 B として設定する。

【 0 0 3 2 】

なお、以下の処理において、直線 L 3 を第 2 の直線 B、L 6 を第 1 の直線 A としても最短ベクトルの方向が逆であるため、少し処理は異なるが、同様の結果が得られる。また、直線設定手段 4 3 は全ての直線間のベクトルを算出する必要はなく、前回の直線設定時に比較的近接していた直線のみについて算出してもよい。

40

【 0 0 3 3 】

また、最短ベクトルを算出するの算出にあたっては、上記のように各直線を基準とする替わりに、直線の重心 (中点) を基準としても良い。すなわち、各直線の中心を結ぶベクトルの中から、最小の大きさのベクトルを算出する方法である。各直線を基準とする最短ベクトルを算出する算出方法に比べて、各直線の中心点を基準とする最短ベクトルを算出する算出方法は、直線設定手段 4 3 の負荷が小さいため、直線設定手段 4 3 はより高速で算出処理が可能となる。

【 0 0 3 4 】

< ステップ S 1 3 >

ステップ S 1 2 で算出した最短ベクトル A B の大きさが所定値以上の場合 (Y e s) に

50

は、交差している直線が存在しないか、あるいは交差していても互いの距離が大きく離れているため、「すり抜け」現象の発生はもちろん、交差部における識別困難現象も発生する可能性は低い。このため、内視鏡形状解析装置 1 は、問題なしと判断する。

【 0 0 3 5 】

すなわち、「すり抜け」現象および識別困難現象は、内視鏡の直径を d 、被検体壁（腸壁）の厚さを t とした時に、前述の最短ベクトルの大きさ F が以下の式で示される関係の場合に発生するからである。

【 0 0 3 6 】

$$F = k \times (d + 2t)$$

ここで、 k は、処置の内容および内視鏡形状解析装置 1 の位置情報検出誤差の程度により異なるが、5 以下であり、好ましくは 3 以下である。前記範囲以上では、上記現象が発生することはない。隣り合う挿入部 20 間の距離が十分に離れているためである。

【 0 0 3 7 】

<ステップ S 1 4>

ステップ S 1 3 で、最短ベクトル AB の大きさ F が所定値未満の場合（No）には、内視鏡形状解析装置 1 は、直線 B を識別困難現象が発生する可能性のある判定対象として、直線 B を修正対象として処理を行うために、ステップ S 1 5 以降の処理、すなわち、「すり抜け」現象の発生の有無の判断を行う。この判断手段 4 5 の「すり抜け」現象の発生の有無の判断に基づいて、修正手段 5 0 は第 2 の直線を修正を行う。

【 0 0 3 8 】

<ステップ S 1 5>

座標変換手段 4 4 は、直線設定手段が設定した 2 本の直線（第 1 の直線および第 2 の直線）の両端の各ソースコイルの過去の座標値を記憶手段 4 2 から取得する。

【 0 0 3 9 】

<ステップ S 1 6>

座標変換手段 4 4 は、第 1 の直線 A の移動に関する変換関数を生成する。

【 0 0 4 0 】

以下、図 4（A）に示す現在の状態の第 1 の直線 A と第 2 の直線 B に対して、過去の第 1 の直線 A' と第 2 の直線 B' が図 4（B）に示す状態であった場合を例に説明する。第 1 の直線 A および A' はソースコイル $C(i)$ と $C(i+1)$ 、第 2 の直線 B および B' はソースコイル $C(j)$ と $C(j+1)$ のそれぞれが検出した座標値を結ぶ直線である。

【 0 0 4 1 】

すなわち、第 1 の直線 A および A' についてみると、ソースコイル $C(i)$ と $C(i+1)$ は共に移動している。移動はソースコイル $C(i)$ と $C(i+1)$ を結ぶベクトル $C(i)C(i+1)$ の重心（中心）の平行移動と回転移動であり、変換関数で表現することができる。

【 0 0 4 2 】

変換に用いる変換関数としては、例えば、クォータニオン（Quaternion）を用いることができる。クォータニオンは四元数であり、2 つのベクトル p および q の関係を示すクォータニオンは、以下の手順で生成する。すなわち、最初に、ベクトル p とベクトル q の外積 r を求める。ここで、外積 r はベクトル p およびベクトル q に直交する。次に、ベクトル p とベクトル q のなす角度 θ を内積により求める。そして、外積 r を軸として θ だけ回転するクォータニオンを生成する。

【 0 0 4 3 】

<ステップ S 1 7>

座標変換手段 4 4 は、図 4（C）に示すように、過去の第 2 の直線 B' をステップ S 1 5 で生成した第 1 の直線 A の移動に関する変換関数で、現在の第 1 の直線 A を基準とした基準座標系に変換し、第 3 の直線 B'' を算出する。言い換えれば、座標変換手段 4 4 は、記憶手段 4 2 に記憶された過去の第 1 の直線 A' と現在の第 1 の直線 A との相対的な位置関係に基づいて、過去の第 2 の直線 B' を座標変換し第 3 の直線 B'' を算出する。こ

10

20

30

40

50

の、第3の直線B'は、第1の直線Aが全く移動しなかった状態での、過去の第2の直線B'の位置を示している。

【0044】

すなわち、図4(C)に示すように、第1の直線Aに対して、第2の直線Bは第3の直線B'の位置から現在の位置に移動していることが解る。

【0045】

判断手段45は、図4(C)に示す、第1の直線Aと第2の直線Bと第3の直線B'との位置から、「すり抜け」現象の発生の有無を判断する。

【0046】

<ステップS18>

10

判断手段45は、図5(A)および図5(B)に示すように、現在の第2の直線Bの両端部と第3の直線B'の両端部の4点のうちのいずれか3点を頂点とする三角形を求める。ここで、第2の直線Bの両端部と第3の直線B'の両端部の4点のうちのいずれか3点を頂点とする三角形は、図5(A)および図5(B)においてT1~T4で示すように、4個ある。

【0047】

<ステップS19>

本実施の形態の内視鏡形状解析装置1の判断手段45は、図5(A)および図5(B)に示すように、現在の第2の直線Bの両端部と第3の直線B'の両端部の4点のうちのいずれか3点を頂点とする4つの三角形のいずれかを、現在の第1の直線Aが貫通している場合(Yes)に、内視鏡挿入部の位置表示に誤りが有ると判断する(ステップS20)。反対に、判断手段45は4つの三角形の全てが現在の第1の直線Aが貫通していない場合(No)に、内視鏡挿入部の位置表示に誤りは無いと判断する(ステップS22)。

20

【0048】

すなわち、判断手段45は、第1の直線Aが、4個の三角形(T1~T4)のうちの1個以上の平面を貫通していた場合には、「すり抜け」現象が発生していると判断する。

【0049】

なお、判断手段45からの「すり抜け」現象の発生の情報に基づき、警告発生手段46は術者に発生を知らせるために、警告を発生してもよい。

【0050】

30

<ステップS21>

修正手段50は、判断手段45が内視鏡挿入部の位置表示の誤りが発生したと判断した場合には、修正手段50は、修正方法1による直線Bの修正を行う。修正方法1は、最短ベクトルの方向と逆方向に、第2の直線Bの端点を移動する修正方法である。修正方法1による直線Bの端点を移動量は、最短ベクトルABの大きさFに所定値を加算した量となる。ここで、所定値はステップS13の所定値Kと同じ値を使用することができるが、異なる値でも良い。すなわち、直線Bは直線Aから所定値の大きさの最短ベクトルを有する直線に修正される。

【0051】

<ステップS22>

40

修正手段50は、判断手段45が内視鏡挿入部の位置表示の誤りが発生していないと判断した場合には、修正手段50は、修正方法2による直線Bの修正を行う。修正方法2は、最短ベクトルの方向に、第2の直線Bの端点を移動する修正方法である。修正方法2による直線Bの端点を移動量は、所定値から最短ベクトルABの大きさFを減算した量となる。ここで、所定値はステップS13の所定値と同じ値を使用することができるが、異なる値でも良い。すなわち、直線Bは直線Aから所定値の大きさの最短ベクトルを有する直線に修正される。

【0052】

以下、図6から図8を用いて、修正手段50による修正方法について説明する。図6は、直線A、Bが互いに近接していない場合の説明図であり、図7は直線A、Bが互いに近

50

接しているが、「すり抜け」現象が未発生の場合の修正方法 2 を説明するための説明図であり、図 8 は、「すり抜け」現象が発生の場合の修正方法 1 を説明するための説明図である。

【 0 0 5 3 】

図 6 は、直線 A、B 間の最短ベクトル A B の大きさ F が所定値 K 以上の場合であり、図 6 (A) は 3 次元空間上の直線 A および直線 B を示した図であり、図 6 (B) は、最短ベクトル A B を含む平面における直線 A および直線 B を示した図である。直線 A と直線 B との距離が大きく離れているため、交差部における識別困難現象も発生する可能性は低い。このため、内視鏡形状解析装置 1 は、問題なしと判断し、以降の処理は行わない。

【 0 0 5 4 】

10

図 7 は、直線 A、B 間の最短ベクトル A B の大きさ F が所定値 K 未満であるが、位置表示の誤りが発生していない場合の修正方法 2 を説明するための説明である。図 7 (A) は 3 次元空間上の直線 A、直線 B および修正後の直線 b を示した図であり、図 7 (B) は、最短ベクトル A B を含む平面における直線 A、直線 B および修正後の直線 b を示した図である。修正手段 5 0 は、直線 A と直線 B とは近接しており、識別困難現象が発生する可能性があるため、直線 B を直線 A から遠ざける修正を行う。位置表示の誤りが発生していないため、修正方法 2 による修正であり、直線 B の端点を移動量は、所定値から最短ベクトル A B の大きさ F を減算した量、すなわち $(K - F)$ となる。

【 0 0 5 5 】

20

図 8 は、直線 A、B 間の最短ベクトル A B の大きさ F が所定値 K 未満であり、かつ、位置表示の誤りが発生している場合の修正方法 1 を説明するための説明である。図 8 (A) は 3 次元空間上の直線 A、直線 B および修正後の直線 b を示した図であり、図 8 (B) は、最短ベクトル A B を含む平面における直線 A、直線 B および修正後の直線 b を示した図である。修正手段 5 0 は、直線 A と直線 B とは近接しており、識別困難現象が発生する可能性があるため、直線 B を直線 A から遠ざける修正を行う。位置表示の誤りが発生しているため、修正方法 1 による修正であり、直線 B の端点を移動量は、所定値に最短ベクトル A B の大きさ F を加算した量、すなわち $(K + F)$ となる。

【 0 0 5 6 】

直線 B の修正方法としては、図 9 および図 1 0 に示すように、直線 B の両端部の 2 つのソースコイル C (j) および C (j + 1) の座標を上記で説明した所定の座標に移動することが好ましい。なお、2 つのソースコイル C (j) および C (j + 1) の移動は、直線 B だけでなく、直線 B と接続している 2 本の直線、言い換えれば、ソースコイル C (j) および C (j + 1) を共用している 2 本の直線も同時に移動することを意味する。

30

【 0 0 5 7 】

なお、直線 B の修正方法としては、図 1 1 および図 1 2 に示すように、第 2 の直線 B の端点間に仮想のソースコイル C (k) を内挿、すなわち、仮想座標を内挿する方法も用いることができる。この場合には直線 B は修正され 2 本の直線 b 1 および b 2 になる。しかし、図 1 2 に示すように 1 個の仮想のソースコイル C (k) を設ける修正方法では、直線 B と接続している直線 C 等と不自然な形状となる、すなわち修正が破綻を生じることもある。このため、仮想のソースコイル C (k) を設ける場合には 2 個以上の仮想のソースコイルを設けることが好ましい。

40

【 0 0 5 8 】

また、修正手段 5 0 が第 2 の直線 B を修正した場合には、表示されている内視鏡形状が修正がある形状であることを術者に通知することが好ましい。この通知方法としては、例えば、表示手段 4 8 の表示画面上に特定のマークを表示することや、修正された直線 B を特別な色で表示する等の方法を用いることができる。

【 0 0 5 9 】

更に、内視鏡形状解析装置 1 は、識別性を高めるために、図 1 3 に示すように、第 1 の直線 A と第 2 の直線 B の少なくとも最短ベクトル A B の端点周辺の表示色または / かつ表示明るさを異ならせる表示画像作成手段 4 7 を有することが好ましい。図 1 0 7 は表示手

50

段 4 8 の表示画面 4 8 a の一例を示した図である。少なくとも最短ベクトル A B の端点周辺の第 1 の直線 A と第 2 の直線 B とは、表示画面における挿入部 2 0 の交差部分の周辺であり、第 1 の直線 A と第 2 の直線 B の全部の表示色または / かつ表示明るさを異ならせてもよい。なお、ここでの、第 1 の直線 A および第 2 の直線 B とは、表示画像作成手段 4 7 が挿入部形状の画像を形成する際に使用する 4 つの座標点を明示するためのものであり、実際に表示画面に表示される画像は第 1 の直線 A および第 2 の直線 B そのものではなく、図 1 3 に示すような第 1 の直線 A および第 2 の直線 B が補間処理された曲線であっても同様である。

【 0 0 6 0 】

なお、表示画像作成手段 4 7 は、上記のステップ 1 3 において所定値未満の場合に設定された第 1 の直線 A と第 2 の直線 B について上記の表示色等を異なる形態とする処理を行うが、上記のステップ 1 3 とは異なる判断基準により処理を行ってもよい。

【 0 0 6 1 】

挿入部 2 0 の交差している部分の表示色または / かつ表示明るさを互いに異ならせることで、交差部分における挿入部 2 0 の前後関係が術者に明瞭に識別することができるようになる。

【 0 0 6 2 】

本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 は、内視鏡挿入部の形状を識別性の高い形状に修正する。特に、位置表示の誤りの有無の判断に基づき、修正を行うために修正の誤りが無い。

【 0 0 6 3 】

なお、内視鏡形状解析装置 1 は、コイル間直線の間の最短ベクトルの大きさが十分に小さい場合には交差関係を正確に特定することは困難である。このため、内視鏡形状解析装置 1 は、コイル間直線の最短ベクトルの大きさが十分な大きさになるまでは、上記処理を停止しておくことが好ましい。また、術者の操作段階により、「すり抜け」現象が発生する可能性がない場合には、やはり上記処理を停止しておくことが好ましい。すなわち、必要に応じて術者は上記処理を開始および停止することができる。

【 0 0 6 4 】

本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 は、内視鏡挿入部 2 0 の過去の位置情報と、現在の位置情報とを元に位置表示誤りの発生を判断する。このため、内視鏡形状解析装置 1 は内視鏡挿入部 2 0 の位置表示誤りの発生を確実に発見することができる。

【 0 0 6 5 】

本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 は、内視鏡挿入部 2 0 の過去の位置情報と、現在の位置情報とを元に位置表示誤りの発生を判断する。このため、内視鏡形状解析装置 1 は内視鏡挿入部 2 0 の位置表示誤りの発生を確実に発見することができる。また、内視鏡形状解析装置 1 は、ベクトルを基に位置表示誤りの発生を判定するため、処理が容易である。

【 0 0 6 6 】

< 変形例 1 >

以下、上記実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 の変形例として、異なる方法による内視鏡挿入部の位置表示誤り、すなわち「すり抜け」現象発生の有無の判断方法を用いる内視鏡形状解析装置 1 について説明する。

【 0 0 6 7 】

本変形例においては、内視鏡形状解析装置 1 は、内視鏡挿入部の位置表示誤りの有無を判断するために、まず、直線 A と直線 B の最短ベクトル A B と、直線 A と直線 ' ' の最短ベクトル A B ' ' を算出する。そして、さらに、内視鏡形状解析装置 1 は、ベクトル A B およびベクトル A B ' ' がなす角度 $\theta 3$ を算出する。そして、判断手段 4 5 は、この角度 $\theta 3$ に基づき「すり抜け」現象の発生の有無を判断する。 $\theta 3$ が 90 度以上の場合に、「すり抜け」現象が発生していると判断する。つまり、判断手段 4 5 は、2 つのベクトルがなす角度 $\theta 3$ が 90 度以上の場合に内視鏡挿入部の位置表示に誤りがあると判断する。

【 0 0 6 8 】

すなわち、本変形例の内視鏡形状解析装置 1 の判断手段 4 5 は、現在の第 1 の直線 A から現在の第 2 の直線 B への最短長の第 1 のベクトルであるベクトル A B と、現在の第 1 の直線 A から第 3 の直線 B ' ' への最短長の第 2 のベクトルであるベクトル A B ' ' とがなす角度に基づいて、内視鏡挿入部の位置表示の誤りの有無を判断する。

【 0 0 6 9 】

なお、判断手段は 4 5、第 1 の直線 A に隣接する 2 本の直線のうちの 1 の直線である直線 C が、第 1 の直線 A の移動に関する変換関数による座標変換後に、第 2 のベクトルであるベクトル A B ' ' よりも短く現在の第 1 の直線 A からの最短長の第 3 のベクトルであるベクトル A C ' ' を有する場合には、第 1 のベクトルであるベクトル A B と第 3 のベクトルであるベクトル A C ' ' とがなす角度 $\theta 4$ に基づいて、内視鏡挿入部 2 0 の位置表示の誤りの有無を判断してもよい。

10

【 0 0 7 0 】

本変形例の内視鏡形状解析装置 1 は、ポリゴンによる貫通判定を用いる上記実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 が有する効果に加えて、上記実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 よりも高速で処理が可能である。

【 0 0 7 1 】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

20

【 0 0 7 2 】

【 図 1 】 内視鏡形状解析装置の構成を説明するための構成図である。

【 図 2 】 内視鏡形状解析装置の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【 図 3 】 直線設定手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 4 】 座標変換手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 5 】 座標変換手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 6 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 7 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 8 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 9 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

30

【 図 1 0 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 1 1 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 1 2 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 1 3 】 修正手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 1 4 】 内視鏡形状検出装置による内視鏡形状の検出を説明するための図である。

【 図 1 5 】 内視鏡挿入部のループの巻き方とループ解消方法を説明するための図である。

【 図 1 6 】 内視鏡挿入部のループ交差部の表示の例を示した図である。

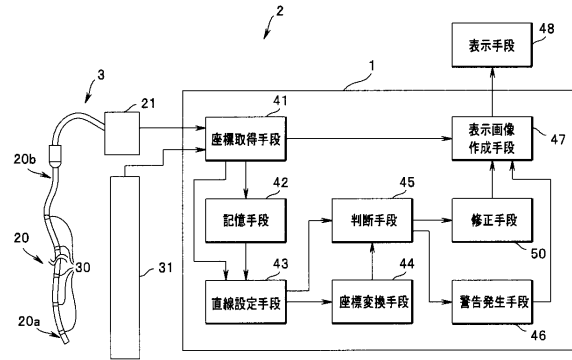
【 符号の説明 】

【 0 0 7 3 】

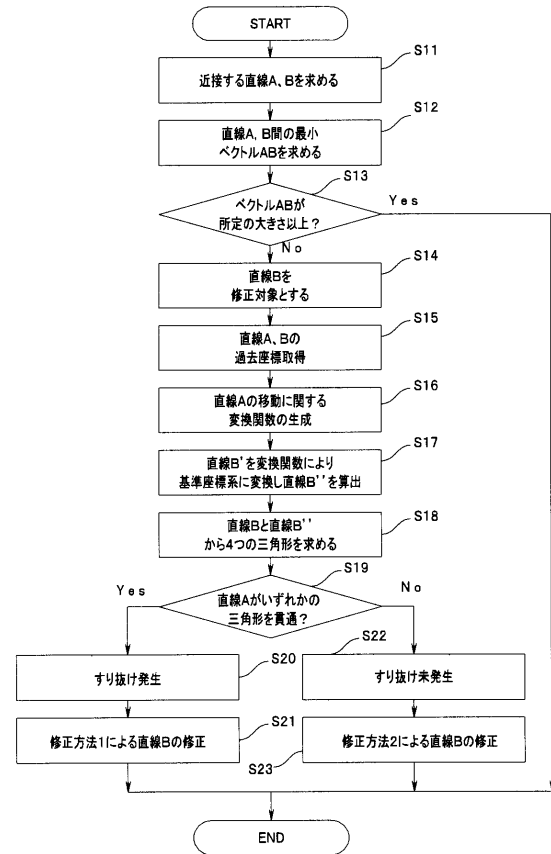
1 ... 内視鏡形状解析装置、 2 ... 内視鏡システム、 3 ... 内視鏡装置、 2 0 ... 挿入部、 2 0 a ... 先端部、 2 0 b ... 基端部、 2 1 ... 端子、 3 0 ... ソースコイル、 3 1 ... センスコイルユニット、 4 1 ... 座標取得手段、 4 2 ... 記憶手段、 4 3 ... 直線設定手段、 4 4 ... 座標変換手段、 4 5 ... 判断手段、 4 7 ... 表示画像作成手段、 4 8 ... 表示手段、 5 0 ... 修正手段

40

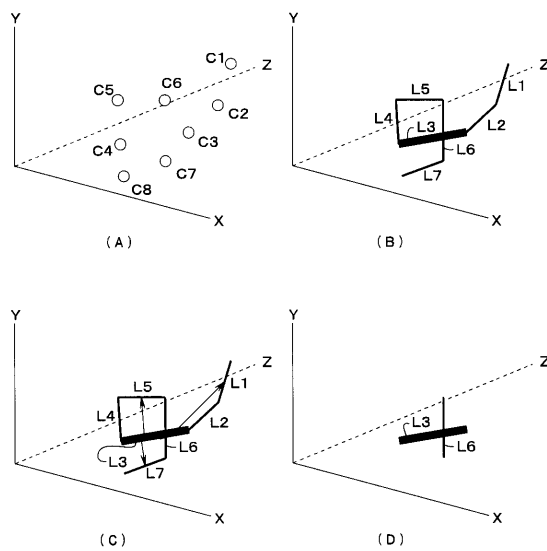
【図 1】



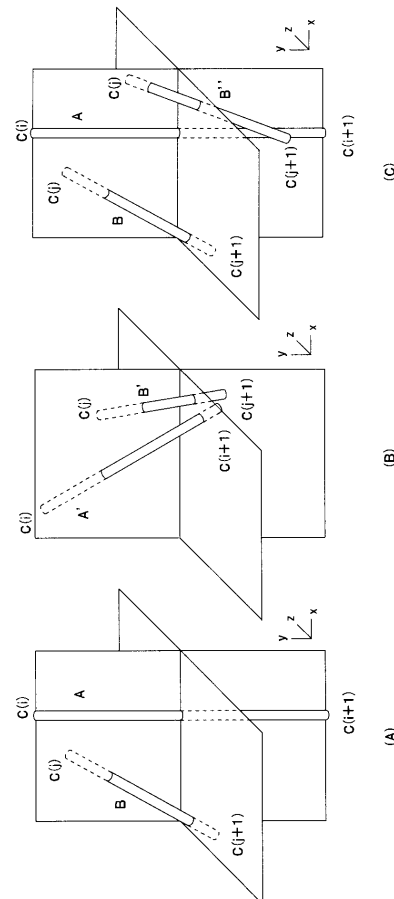
【図 2】



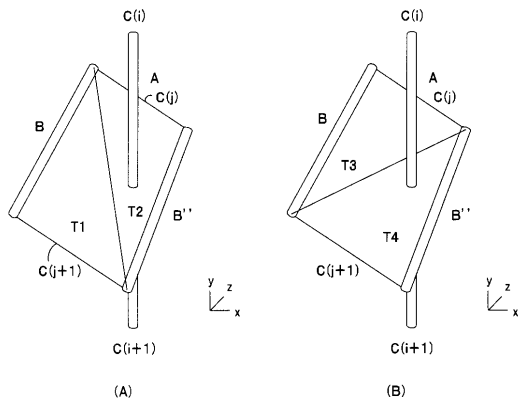
【図 3】



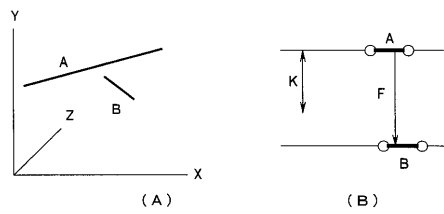
【図 4】



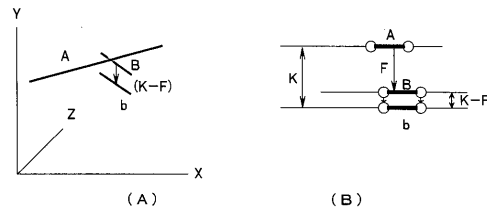
【図 5】



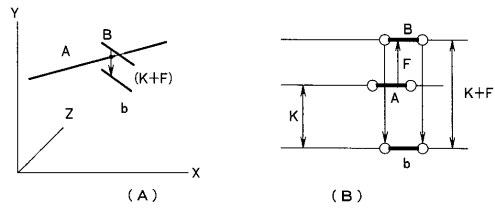
【図 6】



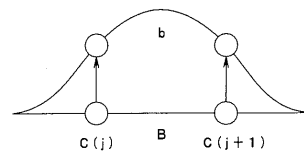
【図 7】



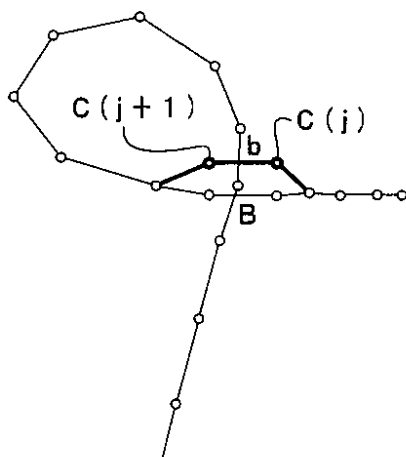
【図 8】



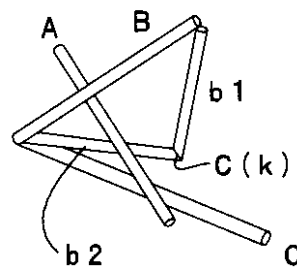
【図 9】



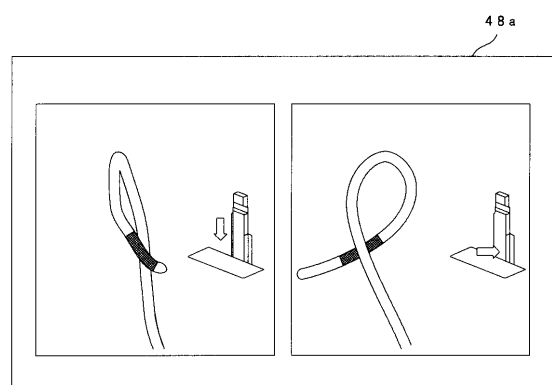
【図 10】



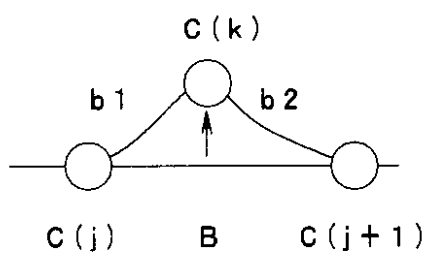
【図 12】



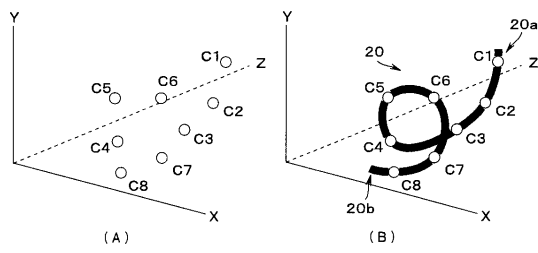
【図 13】



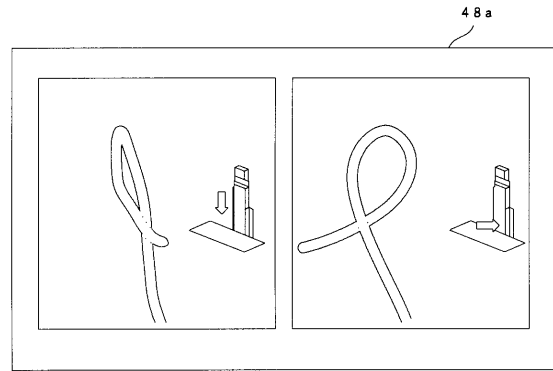
【図 11】



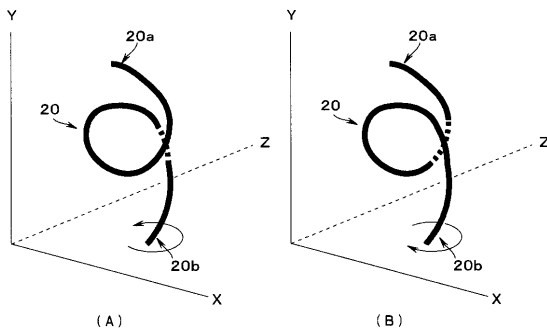
【図 14】



【図 16】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 146716 (JP, A)
特開2004 - 358095 (JP, A)
特開2000 - 175861 (JP, A)
特開2003 - 245242 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜形状解析装置		
公开(公告)号	JP5011057B2	公开(公告)日	2012-08-29
申请号	JP2007265679	申请日	2007-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中秀樹		
发明人	田中 秀樹		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.552 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009090023A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有高可识别性的内窥镜形状的内窥镜形分析仪。
 解决方案：分析器包括：坐标获取装置41，用于获得插入部件20的坐标值;存储装置42，用于存储坐标值;直线设置装置43，用于设置第一直线A和第二直线B在坐标值上，坐标转换装置44通过基于过去A'中的第一直线与第一直线之间的位置关系对过去B'中的第二直线进行坐标转换来确定第三直线B“直线A，判断装置44，用于判断是否存在基于第一直线A和第二直线B与第三直线B“之间的位置关系的位置显示误差，以及校正装置50至纠正第二条直线B.Ž

【 図 2 】

