

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-82625

(P2009-82625A)

(43) 公開日 平成21年4月23日(2009.4.23)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-259120 (P2007-259120)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成19年10月2日 (2007.10.2)		
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	田中 秀樹
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 CC06 HH51 JJ17 NN05 WW14 WW18

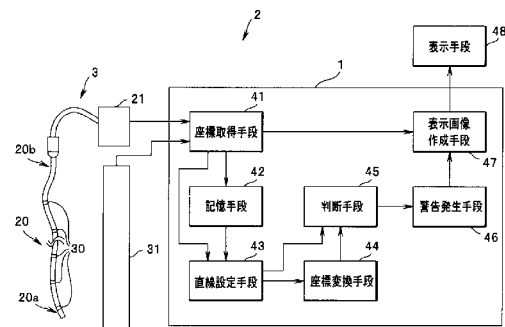
(54) 【発明の名称】 内視鏡形状解析装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡挿入部の位置表示誤りの発生を確実に発見する内視鏡形状解析装置を提供する。

【解決手段】内視鏡挿入部20の複数の座標値を取得する座標取得手段41と、取得した座標値を記憶する記憶手段42と、複数の座標値に基づいて、第1の直線および第1の直線A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42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20の位置表示の誤りの有無を判断する判断手段45とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡挿入部の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記憶する記憶手段と、
前記複数の座標値に基づいて、第 1 の直線および前記第 1 の直線と位置の比較を行う第 2 の直線とを設定する直線設定手段と、
前記記憶手段に記憶された過去の第 1 の直線と現在の第 1 の直線との相対的な位置関係に基づいて、過去の第 2 の直線を座標変換し第 3 の直線を算出する座標変換手段と、
前記現在の第 1 の直線と、前記現在の第 2 の直線と、前記第 3 の直線との位置関係から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を有することを特徴とする内視鏡形状解析装置。

10

【請求項 2】

前記判断手段は、前記現在の第 2 の直線の両端部と前記第 3 の直線の両端部の 4 点のうちの 3 点を頂点とする 4 つの三角形のいずれかを、前記現在の第 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 に記載の内視鏡形状解析装置。

【請求項 3】

前記判断手段は、前記現在の第 1 の直線から前記現在の第 2 の直線への最短長の第 1 のベクトルと、前記現在の第 1 の直線から前記第 3 の直線への最短長の第 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 に記載の内視鏡形状解析装置。

20

【請求項 4】

前記判断手段は、第 1 の直線に隣接する一の直線が前記座標変換後に、前記第 2 のベクトルよりも短く前記現在の第 1 の直線からの最短長の第 3 のベクトルを有する場合には、前記第 1 のベクトルと前記第 3 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 3 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 3 または請求項 4 に記載の内視鏡形状解析装置。

30

【請求項 6】

前記内視鏡挿入部は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座標値を検出することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡形状解析装置。

【請求項 7】

前記判断手段による前記内視鏡挿入部の表示誤りの発生判断に基づき、警告を発生する警告発生手段を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡形状解析装置。

【発明の詳細な説明】

40

【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

50

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。

【 0 0 0 3 】

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。さらには、内視鏡挿入部を大腸等に挿入する際に、腸が腹腔などに固定されていない遊離部分では挿入部が螺旋状にループを描く場合がある。このような挿入部がループを描いた状態、すなわち、腸がループ形状に変形した状態での挿入操作は患者に苦痛を与える。このため、特開 2 0 0 0 - 1 7 5 8 6 1 号公報には、挿入時の挿入部のループ発生を認知し、術者に警告を発生することのできる内視鏡形状検出装置が開示されている。

10

【 0 0 0 4 】

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

20

【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。

【 0 0 0 6 】

図 1 0 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り、図 1 1 は内視鏡挿入部 2 0 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。

【 0 0 0 7 】

図 1 0 (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 0 (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。

30

【 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 1 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。

40

【 0 0 0 9 】

図 1 1 (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 1 (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 1 (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 1 (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。

【 0 0 1 0 】

50

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１１（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１１（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。

【００１１】

前述のように、内視鏡形状解析装置の「すり抜け」現象は、術者の誤った内視鏡操作を招く可能性があり、かかる内視鏡挿入部の位置表示誤りの発生を確実に発見できる内視鏡形状解析装置が望まれていた。

【００１２】

本発明は、内視鏡挿入部の位置表示誤りの発生を確実に発見する内視鏡形状解析装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１３】

上記目的を達成すべく、本発明の内視鏡形状解析装置は、内視鏡挿入部の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、記憶する記憶手段と、前記複数の座標値に基づいて、第１の直線および前記第１の直線と位置の比較を行う第２の直線とを設定する直線設定手段と、前記記憶手段に記憶された過去の第１の直線と現在の第１の直線との相対的な位置関係に基づいて、過去の第２の直線を座標変換し第３の直線を算出する座標変換手段と、前記現在の第１の直線と、前記現在の第２の直線と、前記第３の直線との位置関係から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を有する。

【発明の効果】

【００１４】

本発明は、内視鏡挿入部の位置表示誤りの発生を確実に発見する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】

【００１５】

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。

【００１６】

< 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。

【００１７】

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。

【００１８】

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。

【００１９】

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

10

20

30

40

50

の座標取得手段 4 1 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 3 0 は磁界を周囲に放射する。

【 0 0 2 0 】

また、患者が横たわるベット（不図示）の近傍にはソースコイル 3 0 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 3 1 が配置されている。

【 0 0 2 1 】

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 3 0 を駆動し、センスコイルユニット 3 1 が受信した信号から各ソースコイル 3 0 の座標値を取得する座標取得手段 4 1 と、取得した前記複数の座標値を、記憶する記憶手段 4 2 と、複数のソースコイル 3 0 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 4 3 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 4 4 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 4 5 とを有する。

10

【 0 0 2 2 】

また、内視鏡形状解析装置 1 は、各ソースコイル 3 0 の座標値から内視鏡形状を表示するための表示画像作成手段 4 7 と、内視鏡形状を表示するための表示手段 4 8 と、判断手段 4 5 からの情報に基づき警告を発生する警告発生手段 4 6 とを有する。

20

【 0 0 2 3 】

複数のソースコイル 3 0 すなわち、磁界発生コイルは、内視鏡挿入部 2 0 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 3 0 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。

【 0 0 2 4 】

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。

30

【 0 0 2 5 】

次に、図 2 から図 6 を用いて、本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 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、座標変換手段の動作を説明するための説明図であり、図 6 は判断手段の動作を説明するための説明図である。

【 0 0 2 6 】

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説明する。

40

【 0 0 2 7 】

< 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。

【 0 0 2 8 】

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、位置表示誤り発生の有無を検査する、すなわち「すり抜け」現象発生の有無の判断を行う対象とする第 1 の直線 A および第 2 の直線 B とを設定する。

【 0 0 2 9 】

50

直線設定手段４３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Ｌ１～Ｌ７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４３は、選択された一の直線Ｌ３の重心（中点）から他の直線への重心（中点）へのベクトルを算出する。さらに直線設定手段４３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、他の直線への重心（中点）へのベクトルを算出する。合計２１のベクトルの中で大きさが最も小さいベクトル（最小ベクトル）の基点となった直線Ｌ３とＬ６を、直線設定手段４３は、それぞれ第１の直線Ａ、第２の直線Ｂとして設定する。

【００３０】

なお、直線Ｌ３を第２の直線Ｂ、Ｌ６を第１の直線Ａとしても以下の処理は同様で同様の結果が得られる。また、直線設定手段４３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。

【００３１】

また、最小ベクトルＡＢとしては、各直線の重心（中点）を基準とする替わりに、直線Ａと直線Ｂとの間の最小の大きさのベクトルＡＢを基準としてもよい。

【００３２】

<ステップＳ１３>

ステップＳ１２で算出した最小ベクトルＡＢの大きさが所定値以上（Ｙｅｓ）場合には「すり抜け」現象が発生することはないため、内視鏡形状解析装置１は、「すり抜け未発生」と判断する（ステップＳ２１）。

【００３３】

すなわち、「すり抜け」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、前述の最小ベクトルの大きさ 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。

【００３４】

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

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。前記範囲を超えると、「すり抜け」現象が発生することはない。隣り合う挿入部２０間の距離が位置情報検出誤差を超えているためである。

【００３５】

<ステップＳ１４>

ステップＳ１２で算出した最小ベクトルＡＢの大きさ F が所定値 $K : k \times (d + 2t)$ 未満（Ｎｏ）場合には、内視鏡形状解析装置１は、直線Ｂを「すり抜け」現象が発生する可能性のある判定対象として、ステップＳ１５以降の処理を行う。

【００３６】

<ステップＳ１５>

座標変換手段４４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４２から取得する。

【００３７】

なお、記憶手段４２は、各ソースコイルの座標値を時系列的に記憶している。ここで、時系列的に記憶するとは、過去の各ソースコイルの座標値を時間の情報とともに記憶していることを意味する。ソースコイルの座標値の取得周期は例えば０．０１～１秒程度であるが、記憶手段４２は少なくとも前回、座標取得手段４１が取得したソースコイルの座標値を記憶している。なお、記憶手段４２が記憶する過去の各ソースコイルの座標値が前回、取得したソースコイルの座標値のみの場合には、時間情報を記憶することは不要である。

【００３８】

座標変換手段４４が取得する過去の座標値は、前回、座標取得手段４１が取得した座標値あるいは、術者が予め指定した所定の期間、例えば１～５秒前に座標取得手段４１が取

10

20

30

40

50

得した座標値である。術者による内視鏡挿入の速度により最適の過去の座標値は異なるためである。

【 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。

10

【 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、図 4 (C) に示すようにソースコイル C (i) と C (i + 1) は移動している。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。

20

【 0 0 4 3 】

< ステップ S 1 7 >

座標変換手段 4 4 は、図 5 (D) に示すように、過去の第 2 の直線 B ' をステップ S 1 6 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。

30

【 0 0 4 4 】

すなわち、図 5 (E) 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。

【 0 0 4 5 】

判断手段 4 5 は、図 5 (E) 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。

【 0 0 4 6 】

なお、図 2 における (I) 表示は、第 2 の実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 の処理への分岐である。

40

【 0 0 4 7 】

< ステップ S 1 8 >

本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 の判断手段 4 5 は、図 6 (A) および図 6 (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 6 (A) および図 6 (B) において T 1 ~ T 4 で示すように、4 個ある。

【 0 0 4 8 】

< ステップ S 1 9 >

本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 の判断手段 4 5 は、図 6 (A) および図 6 (B)

50

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あると判断する(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)。

【0049】

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。

【0050】

なお、図6(C)に示すように、判断手段45は、第2の直線Bの両端部と第3の直線B'の両端部の4点を結ぶ4角形と第1の直線Aとの関係を調べることから、「すり抜け」現象の発生の有無は判断できる。しかし、3次元空間上の4点を結ぶ4角形は、2次元平面ではなく、歪んだ4角形である。このため、ポリゴンにより表現するためには、さらに処理が必要となる。これに対して3次元空間上の4点のうちのいずれか3点を頂点とする三角形は、いずれもが2次元図形である。このため、三角形を用いたポリゴンによる貫通判定は容易であり、かつ、「すり抜け」現象の発生の有無の判定に誤差が生じにくい。

【0051】

<ステップS21>

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は警告を発生する。警告発生手段46が発する警告は、表示画像作成手段47を介して表示手段48に表示される視覚による警告以外に、図示しない公知の音、光または振動等による警告であってもよい。

【0052】

なお、内視鏡形状解析装置1は、コイル間直線の間の最小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、コイル間直線の最小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。

【0053】

本実施の形態の内視鏡形状解析装置1は、内視鏡挿入部20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20の位置表示誤りの発生を確実に発見することができる。

【0054】

<第2の実施の形態>

次に、図7から図9を用いて、第2の実施の形態の内視鏡形状解析装置1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説明する。図7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8および図9は判断手段45の動作を説明するための説明図である。

【0055】

以下、図7のフローチャートに従い内視鏡形状解析装置1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説明する。

【0056】

なお、本実施の形態の内視鏡形状解析装置1の構成および一部の動作は、第1の実施の形態の内視鏡形状解析装置1と同様のため、異なる箇所のみを説明する。すなわち、本実施の形態の内視鏡形状解析装置1の動作は、図2に示したステップS11からS17までと同様であるが、判断手段45による位置表示誤りの判定手法が異なる。

【0057】

<ステップS41>

判断手段 45 は、図 8 (A) に示すように、第 1 の直線 A と第 3 の直線 B ' ' との間の最小の大きさのベクトル A B ' ' を求める。ここで、直線 A とベクトル A B およびベクトル A B ' ' は、直交しており、図 8 (A) に示す $\theta 1$ および $\theta 2$ はいずれも 90 度である。

【 0 0 5 8 】

< ステップ S 4 2 >

判断手段 45 は、ベクトル A B ' ' の大きさが所定の値以上かどうか判断する。ここで、所定の値とは、ステップ S 1 3 で用いた K が好ましいが、K とは異なる値を用いることも出来る。

【 0 0 5 9 】

< ステップ S 4 3 >

ベクトル A B ' ' の大きさが、所定の値以上の場合 (ステップ S 4 2 : Y e s) には、判断手段 45 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。なお、第 1 の直線 A と第 2 の直線 B との間の最小の大きさのベクトル A B は、ステップ S 1 2 で算出済みである。また、図 8 (B) は、直線 A の軸垂直方向から観察したベクトル A B およびベクトル A B ' ' を示している。

【 0 0 6 0 】

< ステップ S 4 4 ~ S 4 6 >

判断手段 45 は、ベクトル A B およびベクトル A B ' ' がなす角度 $\theta 3$ が 90 度以上の場合 (Y e s) に、「すり抜け」現象が発生していると判断し (ステップ S 4 5)、警告発生手段 46 は警告を発生する (ステップ S 4 6)。

【 0 0 6 1 】

< ステップ S 4 7 >

ステップ S 4 2 において、ベクトル A B ' ' の大きさが所定の値未満の場合 (N o)、判断手段 45 は、図 9 (A) に示すように、直線 B に隣接する直線 C について、ステップ S 1 7 と同様の手法で、過去の直線 C ' から現在の第 1 の直線 A を基準とした基準座標系に変換し、第 4 の直線 C ' ' を算出する。

【 0 0 6 2 】

これは、判断手段 45 が、内視鏡挿入部 20 が大きく移動し、「すり抜け」現象が、直線 B と直線 C の間で発生していないかを判断するためである。なお、直線 B に隣接する直線 C とは、直線 B の両端のソースコイル C (j) と C (j + 1) のいずれかを共用する 2 本の直線のうちの、直線 A に隣接した、すなわち小さい大きさのベクトルを有する直線である。

【 0 0 6 3 】

< ステップ S 4 8 >

判断手段 45 は、直線 A と直線 C ' ' の間の最小の大きさのベクトル A C ' ' が、所定の大きさ未満の場合、内視鏡挿入部の位置表示に誤りはないと判断する (ステップ S 5 0)。ここで、所定の値とは、ステップ S 1 4 で用いた K が好ましいが、K とは異なる値を用いることも出来る。

【 0 0 6 4 】

< ステップ S 4 9 >

ベクトル A C ' ' の大きさが、所定の値以上の場合 (ステップ S 4 8 : Y e s) には、判断手段 45 は、ベクトル A B およびベクトル A C ' ' がなす角度 $\theta 4$ を算出する。なお、図 9 (B) は、直線 A の軸垂直方向から観察したベクトル A B およびベクトル A C ' ' を示している。

【 0 0 6 5 】

< ステップ S 4 4 ~ S 4 6 >

判断手段 45 は、ベクトル A B およびベクトル A C ' ' がなす角度 $\theta 4$ が 90 度以上の場合 (Y e s) に、「すり抜け」現象が発生していると判断し (ステップ S 4 5)、警告発生手段 46 は警告を発生する (ステップ S 4 6)。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

< ステップ S 5 0 >

ステップ S 4 8 において、ベクトル A C ' ' が、所定の大きさ未満の場合、および、ステップ S 4 4 においてベクトル A B およびベクトル A C ' ' がなす角度 $\theta 4$ が 9 0 度未満の場合、判断手段 4 5 は、「すり抜け」現象は発生していない、すなわち、位置表示に誤りは無いと判断する。

【 0 0 6 7 】

本実施の形態の内視鏡形状解析装置 1 の判断手段は 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する。

10

【 0 0 6 8 】

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 9 】

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。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 0 】

【 図 1 】 第 1 の実施の形態の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 】 第 1 の実施の形態の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 】 第 1 の実施の形態の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 】 第 1 の実施の形態の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 】 第 1 の実施の形態の座標変換手段の動作を説明するための説明図である。

30

【 図 6 】 第 1 の実施の形態の判断手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 7 】 第 2 の実施の形態の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 8 】 第 2 の実施の形態の判断手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 9 】 第 2 の実施の形態の判断手段の動作を説明するための説明図である。

【 図 1 0 】 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 1 】 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。

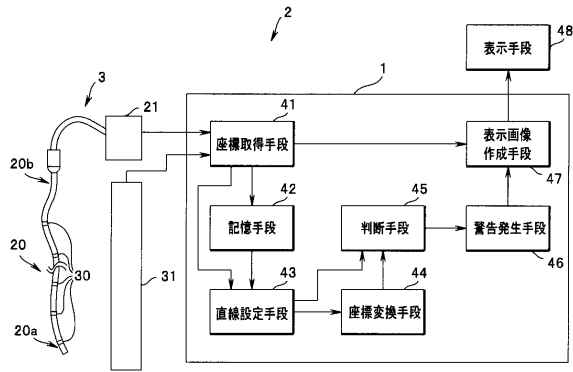
【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

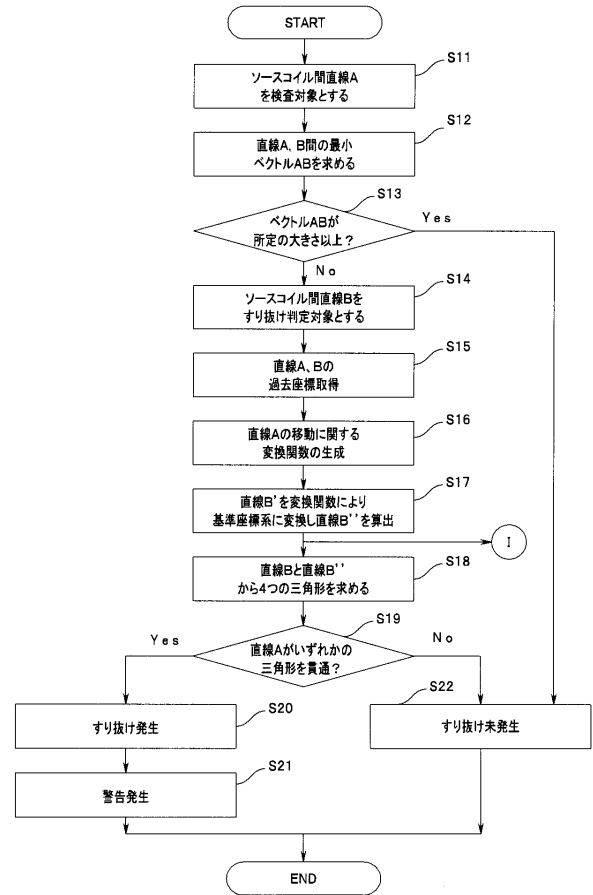
1 ... 内視鏡形状解析装置、 2 ... 内視鏡システム、 3 ... 内視鏡装置、 2 0 ... 内視鏡挿入部、 2 0 a ... 先端側、 2 0 b ... 基端部、 2 1 ... 端子、 3 0 ... ソースコイル、 3 1 ... センスコイルユニット、 4 1 ... 座標取得手段、 4 2 ... 記憶手段、 4 3 ... 直線設定手段、 4 4 ... 座標変換手段、 4 5 ... 判断手段、 4 6 ... 警告発生手段、 4 7 ... 表示画像作成手段、 4 8 ... 表示手段、 C 1 ~ C 8 ... ソースコイル

40

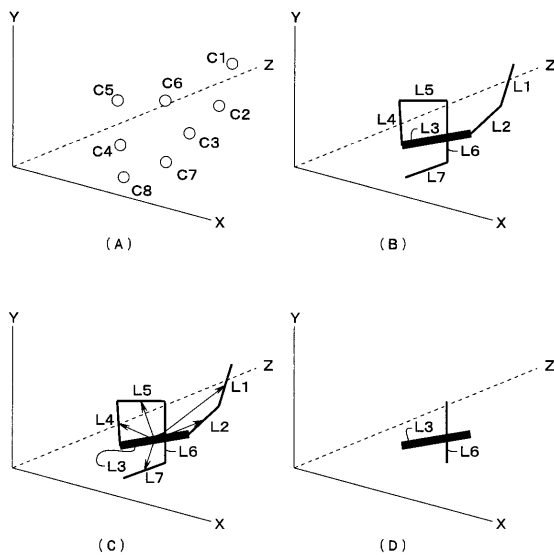
【図 1】



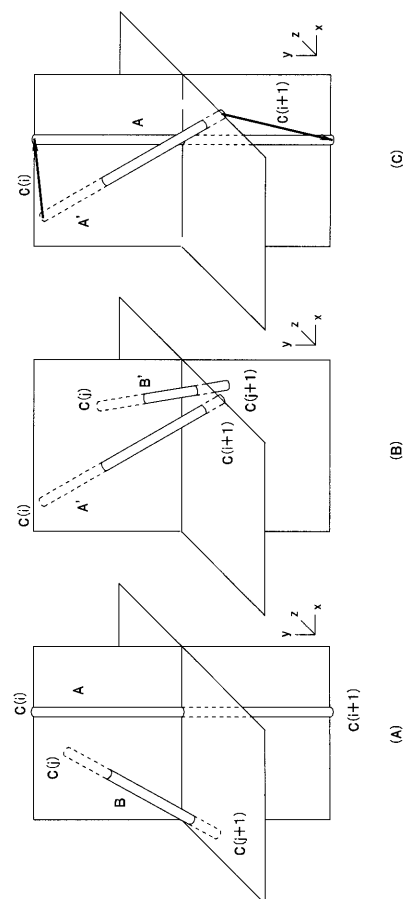
【図 2】



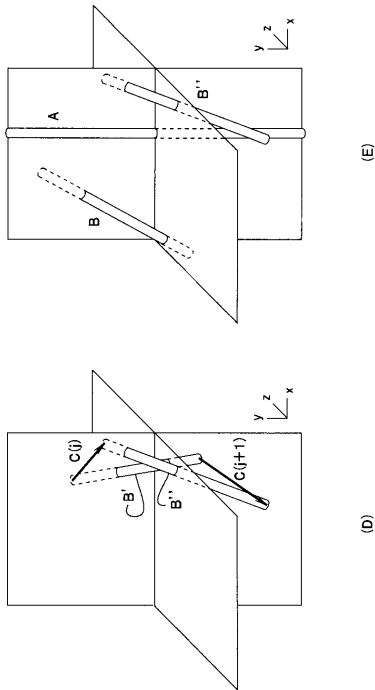
【図 3】



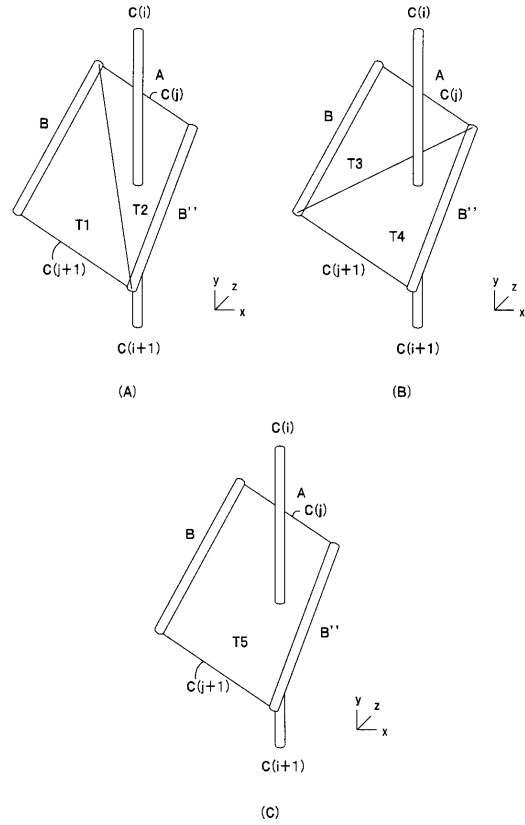
【図 4】



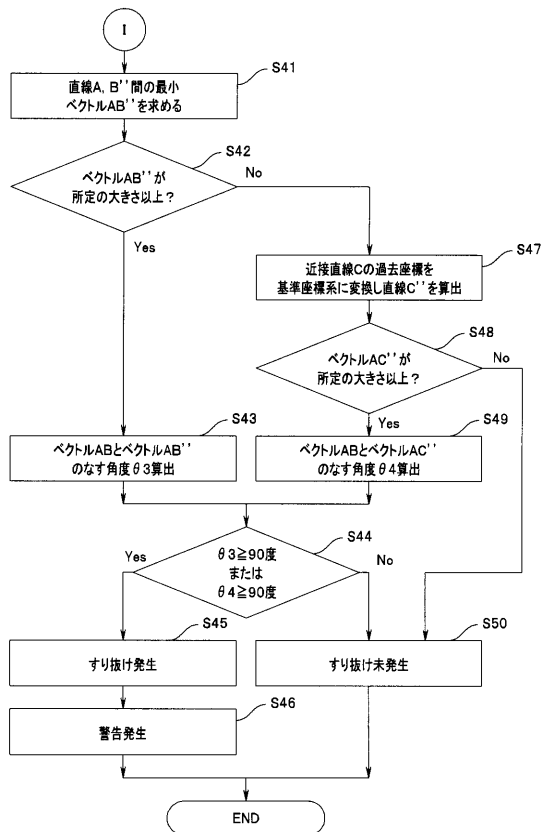
【図 5】



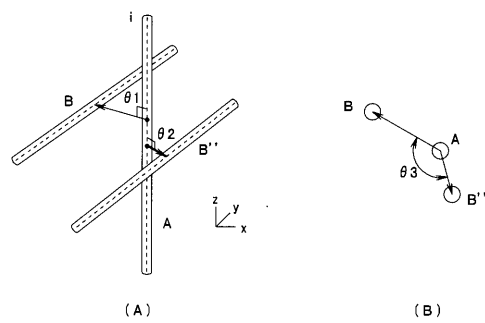
【図 6】



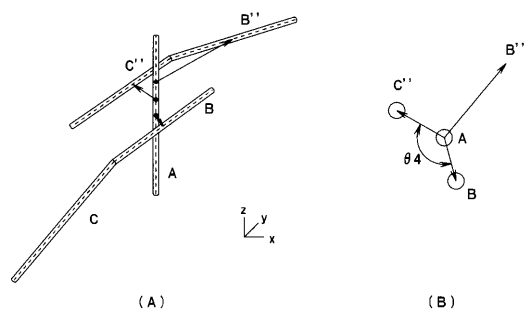
【図 7】



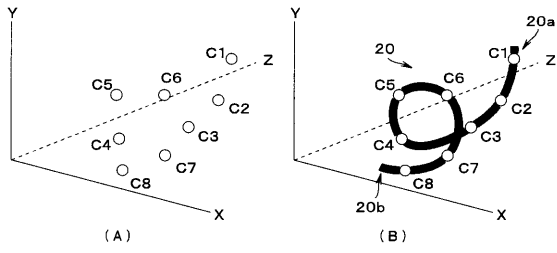
【図 8】



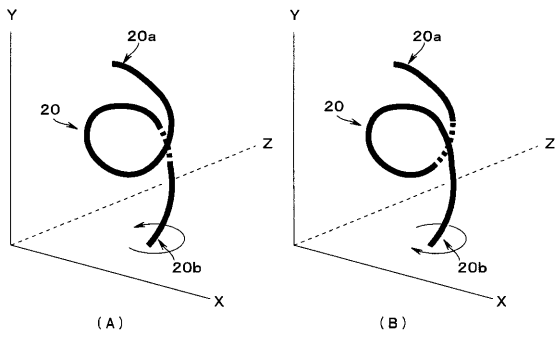
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	内视镜形状解析装置		
公开(公告)号	JP2009082625A	公开(公告)日	2009-04-23
申请号	JP2007259120	申请日	2007-10-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中秀樹		
发明人	田中 秀樹		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.552 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW14 4C061/WW18 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/WW14 4C161/WW18		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5014941B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜的形状分析装置，确实检测内窥镜插入部的位置显示误差的发生。
ŽSOLUTION：该装置具有：坐标获取装置41，用于获取内窥镜插入部分20的多个坐标值；存储装置42，用于存储所获取的坐标值；直线设定装置43，用于设定第一直线和第二直线B，用于根据多个坐标值比较位置与第一直线A；坐标变换装置44，用于变换过去的第二直线B的坐标，并根据存储在存储装置42中的过去的的第一直线A与当前的第一直线之间的相对位置关系计算第三直线B。线A和确定装置45，用于根据当前第一直线A，当前第二直线B和第三直线之间的位置关系确定内窥镜插入部分20的位置显示的存在/不存在的错误B行。
Ž

