

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5715311号

(P5715311)

(45) 発行日 平成27年5月7日(2015.5.7)

(24) 登録日 平成27年3月20日(2015.3.20)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z
A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 14 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2014-542603 (P2014-542603)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成26年2月19日 (2014.2.19)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/053875		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02014/136576	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成26年9月12日 (2014.9.12)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成26年8月29日 (2014.8.29)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2013-44601 (P2013-44601)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成25年3月6日 (2013.3.6)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	伊藤 満祐
			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
		(72) 発明者	秋本 俊也
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔を有する臓器に対して、前記管腔内の所定の視点位置における仮想的な内視鏡画像である仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、

前記管腔に挿入される内視鏡内に設けられ、前記管腔内の観察画像を取得する撮像部と、

前記仮想内視鏡画像生成部において生成された前記仮想内視鏡画像と前記撮像部において取得された前記観察画像とを比較する画像比較部と、

前記画像比較部による比較結果に基づき前記内視鏡の挿入部の先端の位置の情報を位置情報として取得する位置情報取得部と、

前記位置情報取得部により取得される前記挿入部の先端の位置から前記臓器における特徴領域までの距離を算出する距離算出部と、

前記距離算出部が算出する前記距離が、予め定められた設定距離以内であるか否かを判定する距離比較部と、

前記撮像部により撮像された内視鏡画像内において、前記管腔が分岐する分岐領域における形状の変化量または明るさの変化量を検知する変化量検知部と、

前記距離比較部による判定結果及び前記変化量検知部の検知結果に基づいて、前記内視鏡の挿入部の先端の位置を記録する情報記録部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

10

20

前記距離算出部は、前記特徴領域である前記管腔における分岐または前記管腔の中心を通る芯線から前記挿入部の先端の位置までの距離を算出し、

前記変化量検知部は、前記形状の変化量または明るさの変化量が、予め設定された閾値を超えたか否かを判定し、

前記情報記憶部は、前記距離比較部において前記距離が前記設定距離以内であると判定され、かつ前記変化量検知部において前記形状の変化量または明るさの変化量が予め設定された閾値を超えたと判定された場合に前記内視鏡の挿入部の先端の位置を記録することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記管腔が分岐する分岐領域における形状の変化量を検知することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記管腔が分岐する分岐領域における明るさの変化量を検知することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項5】

更に、前記距離比較部の比較結果と前記変化量検知部の検知結果とがそれぞれ第1の条件及び第2条件からなる所定の条件を満たすか否かの判定を行う条件判定部を有し、

前記情報記録部は、前記条件判定部が前記第1の条件及び前記第2条件を満たす判定を行った場合に、前記内視鏡の挿入部の先端の位置を記録することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記臓器の管腔の形状を表す画像である管腔形状画像を生成する管腔形状画像生成部と、

前記位置情報取得部が前記画像比較部の比較結果に基づく前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報の取得に失敗した場合、又は前記情報記録部に記録された前記位置を提示させるための指示信号が発生した場合に、前記情報記録部に記録された前記内視鏡の挿入部の先端の位置を前記管腔形状画像における対応する位置に表示すると共に、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像を表示するように制御する表示制御部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム

【請求項7】

前記第1の条件と前記第2の条件としてそれぞれ選択的に設定可能な複数の条件情報を記録した条件情報記録部と、

前記条件情報記録部から前記第1の条件と前記第2の条件としてそれぞれ使用する条件情報を選択的に指定する指定部と、

を更に備えることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記情報記録部に記録された前記内視鏡の挿入部の先端の位置と、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像とを提示させるための指示信号を発生する入力部と、

前記指示信号の発生に基づいて前記内視鏡の挿入部の先端の位置と、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像とを表示する表示装置と、

を更に有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記管腔が分岐する分岐領域における形状の変化量または明るさの変化量としての前記管腔の内径を一定の時間毎に推定することにより、前記一定の時間内における前記内径の変化量を検知し、

前記情報記録部は、前記変化量検知部が設定値以上の前記内径の変化量を検知した場合における前記内視鏡の挿入部の先端の位置を記録することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記管腔が分岐する分岐領域にお

10

20

30

40

50

る形状の変化量または明るさの変化量としての前記管腔の内径を一定の時間毎に推定することにより、前記一定の時間内における前記内径の変化量を検知し、

前記条件判定部は、前記変化量検知部が設定値以上の前記内径の変化量を検知した場合に前記第1の条件を満たすと判定することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記条件判定部は、前記変化量検知部が設定値以上の前記明るさ又は前記形状の変化量を検知した場合に、前記第2の条件を満たすと判定することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記距離比較部は、一定時間毎に前記位置情報取得部により取得される前記内視鏡の挿入部の先端の位置から前記管腔が分岐する分岐領域までの第1の距離、又は前記内視鏡の挿入部の先端の位置と前記管腔の中心を通る芯線との間の第2の距離、又は前記内視鏡の挿入部の先端の位置と前記管腔の中心を通る芯線が分岐する芯線分岐点との間の第3の距離を前記第1の距離、又は前記第2の距離、又は前記第3の距離に対応して設定された前記設定距離と比較し、

前記条件判定部は、前記距離比較部が前記第1の距離、又は前記第2の距離、又は前記第3の距離が前記設定距離以内と判定した場合に、前記第1の条件を満たすと判定することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記条件判定部が、前記第1の条件を満たすと判定した場合、前記情報記録部は、更に前記挿入部の先端の軸方向の情報を記録することを特徴とする請求項12に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記条件判定部が前記第2の条件を満たすと判定した場合、前記情報記録部は、更に前記挿入部の先端の軸方向の情報を記録することを特徴とする請求項11に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内を撮像手段により撮像する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内等に挿入可能な挿入部を有する内視鏡は医療分野などにおいて広く用いられるようになってきている。

一方、体腔内における気管支のように複雑に分岐した管腔臓器内に挿入して管腔臓器の末梢側の目標部位（の患部組織）を検査、又は処置具による生検や処置を行うような場合においては、挿入した際に得られる内視鏡画像のみでは、目標部位付近まで挿入部先端を導入することが困難な場合がある。

このため、目標部位付近まで内視鏡の挿入部先端を導入する操作を支援するためのシステム又は装置が提案されている。

例えば、第1の従来例としてのWO2007-129493号公報の医療画像観察支援装置は、CT画像データ取込部、CT画像データ格納部、情報抽出部、解剖学的情報データベース、視点位置／視線方向設定部、管腔臓器画像生成部、解剖学的名称情報発生部、枝指定部、画像合成表示部及びユーザI/F制御部を備えた構成を開示している。視点位置／視線方向設定部は、情報抽出部が抽出した管腔臓器の構造情報に基づき、管腔臓器の略中心軸に視点をロックオンして管腔臓器の外観を観察する視点位置及び視線方向を設定する。

【0003】

また、第2の従来例としての日本国特開2011-212244号公報の内視鏡システ

10

20

30

40

50

ムは、仮想視野決定部が、内視鏡位置姿勢検出部で検出された内視鏡の位置に対応する３次元医用画像中での位置に配置された仮想内視鏡の仮想視野を、注目位置特定部によって特定された注目構造物の位置、内視鏡の対応位置と姿勢、内視鏡画角取得部で取得された内視鏡の画角に基づいて、注目構造物の位置が仮想視野内に含まれるように、かつ、内視鏡の視野と連続性を有するように決定し、仮想内視鏡画像生成部が、３次元医用画像形成部で形成された３次元医用画像を入力として、内視鏡の対応位置を視点とし、決定された仮想視野を有する仮想内視鏡画像を生成し、表示制御部が、生成された仮想内視鏡画像をＷＳディスプレイに表示させる内容を開示している。

【０００４】

内視鏡の挿入部先端の位置を推定する場合、内視鏡の撮像手段により撮像した内視鏡画像（実画像）と、ＣＴによる管腔臓器の３次元データに基づいて生成した仮想内視鏡画像（仮想画像）との比較により行われる。そのため、最初に両画像の比較による位置合わせが行われる。

そして、位置の推定の精度が低下したような場合には、所定の精度を確保できる状態に設定するための再度の位置合わせが必要になるが、上述した従来例は、再度の位置合わせを行うのに時間がかかる欠点があった。

より具体的に説明すると、例えば第１の従来例は、内視鏡先端位置を３次元画像上に座標変換して芯線との距離を比較する観点と、分岐部の実画像と仮想画像とを比較する観点を開示しているが、再度の位置合わせを行うのに適した情報量で記録することを明確には開示していない。

【０００５】

また、第２の従来例も、同様に再度の位置合わせを行うのに適した情報量で記録することを開示していない。

このように従来例においては、比較の候補となる仮想画像が多すぎるが多いために、再度の位置合わせに時間がかかってしまう欠点が発生する。このため、再度の位置合わせに適した情報量の情報を記録することが望まれる。また、従来例においては、記録する条件が視覚的に確認し難いため、確認し易い条件で記録するようにして、ユーザに対する利便性を向上することが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、視覚的に把握し易い条件で再度の位置合わせを行うのに適した情報量の情報を記録する内視鏡システムを提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【０００６】

本発明の一態様の内視鏡システムは、管腔を有する臓器に対して、前記管腔内の所定の視点位置における仮想的な内視鏡画像である仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、前記管腔に挿入される内視鏡内に設けられ、前記管腔内の観察画像を取得する撮像部と、前記仮想内視鏡画像生成部において生成された前記仮想内視鏡画像と前記撮像部において取得された前記観察画像とを比較する画像比較部と、前記画像比較部による比較結果に基づき前記内視鏡の挿入部の先端の位置の情報を位置情報として取得する位置情報取得部と、前記位置情報取得部により取得される前記挿入部の先端の位置から前記臓器における特徴領域までの距離を算出する距離算出部と、前記距離算出部が算出する前記距離が、予め定められた設定距離以内であるか否かを判定する距離比較部と、前記撮像部により撮像された内視鏡画像内において、前記管腔が分岐する分岐領域における形状の変化量または明るさの変化量を検知する変化量検知部と、前記距離比較部による判定結果及び前記変化量検知部の検知結果に基づいて、前記内視鏡の挿入部の先端の位置を記録する情報記録部と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】図１は本発明の第１の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図 2 A】図 2 A は気管支の一部と気管支形状画像を表す図。

【図 2 B】図 2 B は気管支内に挿入して気管支径を経時的に算出した様子を示す図。

【図 2 C】図 2 C は気管支径を算出した位置と、算出された気管支径の大きさを示す図。

【図 2 D】図 2 D は再度の位置合わせを行う指示がされた場合にモニタに表示される候補情報を示す図。

【図 3 A】図 3 A はステレオ計測を行うステレオ内視鏡を備えた内視鏡装置の構成を示す図。

【図 3 B】図 3 B はステレオ計測を行う計測対象の位置が左右の撮像素子の撮像面に結像される関係を示す説明図。

【図 3 C】図 3 C はステレオ内視鏡を用いて気管支内を撮像した画像をモニタ画面に表示した 1 例を示す図。 10

【図 3 D】図 3 D は図 3 C の画像から気管支径を算出するための説明図。

【図 3 E】図 3 E は単一の撮像装置を用いたステレオ計測により気管支径を算出するための説明図。

【図 4 A】図 4 A は第 1 の実施形態における処理内容の 1 例を示すフローチャート。

【図 4 B】図 4 B は図 4 A における一部の処理内容の詳細を示すフローチャート。

【図 5】図 5 は挿入部の先端の位置と分岐点間の距離の算出（計測）例を示す図。

【図 6】図 6 は気管支径を算出（計測）する例を示す図。

【図 7】図 7 は挿入部の先端の位置とスパーとの間の距離に対して設定距離を設定して挿入する様子を示す図。 20

【図 8】図 8 は図 7 の場合における処理内容の一部を示すフローチャート。

【図 9 A】図 9 A は挿入部の先端の位置とスパーとの間の距離を最短距離で算出する例を示す図。

【図 9 B】図 9 B は挿入部の先端の位置から最短距離となる芯線上の位置とスパーとの間の距離を算出する例を示す図。

【図 9 C】図 9 C は 3 次元データのある座標面に沿って距離を算出する例を示す図。

【図 1 0】図 1 0 は挿入部の先端位置と芯線との距離を監視して挿入部を挿入する場合の説明図。

【図 1 1 A】図 1 1 A は挿入部の先端の位置と芯線との間の距離等を算出する場合の説明図。 30

【図 1 1 B】図 1 1 B は図 1 1 A とは異なる方法で距離を算出する場合の説明図。

【図 1 2】図 1 2 はユーザが設定領域を設定して挿入部を挿入する場合の説明図。

【図 1 3】図 1 3 は気管支内に挿入した場合に内視鏡画像における暗部の面積等から明るさの変化量を監視する動作の説明図。

【図 1 4】図 1 4 は気管支内に挿入した場合に内視鏡画像における気管支の分岐形状の変化量を監視する動作の説明図。

【図 1 5】図 1 5 は気管支内に挿入した場合に内視鏡画像におけるスパーの長さの変化量を監視する動作と、挿入部の先端の位置を移動した際のスパーの長さの変化の様子を示す図。

【図 1 6】図 1 6 は気管支内に挿入した場合に内視鏡画像におけるスパーの角度の変化量を監視する動作と、スパーの角度変化の様子を示す図。 40

【図 1 7】図 1 7 は気管支内に挿入した場合に内視鏡画像における視野不良の発生を監視する動作の説明図。

【図 1 8】図 1 8 は気管支内に挿入した場合に内視鏡画像における分岐以外の変化を監視する動作の説明図。

【図 1 9】図 1 9 は内視鏡画像におけるぶれ量を算出する構成の説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 0 8】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

（第 1 の実施形態）

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 は、検査対象となる被検体としての患者における所定の管腔臓器としての気管支 2（図 2 A）内に挿入される内視鏡 3 A を備えた内視鏡装置 4 A と、この内視鏡装置 4 A と共に使用され、内視鏡 3 A の挿入支援を行うための挿入支援装置 5 と、から主に構成される。

内視鏡装置 4 A は、内視鏡 3 A と、この内視鏡 3 A に照明光を供給する光源装置 6 と、内視鏡 3 A に搭載された撮像手段を構成する撮像素子 7 に対する信号処理を行う信号処理装置としてのカメラコントロールユニット（CCU と略記）8 A と、CCU 8 A により生成された内視鏡画像を表示するモニター 9 A と、を有する。

【0009】

内視鏡 3 A は、可撓性を有する細長の挿入部（又は内視鏡挿入部）11 と、この挿入部 11 の後端に設けられた操作部 12 とを有し、挿入部 11 の先端部 13 には照明窓と観察窓とが設けられる。挿入部 11、操作部 12 内には照明光を伝達するライトガイド 14 が挿通され、このライトガイド 14 の入射端は光源装置 6 に接続され、光源装置 6 内の図示しない光源ランプ又は LED により発生した照明光が入射端に入射される。このライトガイド 14 により伝達された照明光は、照明窓に取り付けられた出射端（先端面）から前方に出射される。

また、観察窓には、被写体を結像する対物光学系を形成する対物レンズ 15 が取り付けられ、その結像位置に CCD 等の撮像素子 7 が配置され、対物レンズ 15 と撮像素子 7 とにより、挿入部 11 が挿入される所定の管腔臓器としての気管支 2 内を撮像する撮像手段（又は撮像部）としての撮像装置 16 が形成される。

【0010】

撮像素子 7 は、挿入部 11、操作部 12 内を挿通された信号線を介して CCU 8 A に接続される。CCU 8 A は、その内部の図示しない画像信号生成回路により撮像素子 7 の撮像面に結像された光学像に対応する撮像画像の画像信号を生成し、この画像信号をモニター 9 A に出力する。モニター 9 A は、画像信号の画像（動画像）を、内視鏡画像（撮像画像とも言う）として表示する。

内視鏡 3 A の挿入部 11 には、先端部 13 の後端に湾曲自在の湾曲部 19 が設けてあり、術者は操作部 12 に設けた湾曲操作ノブ 20 を回転する操作を行うことにより、湾曲部 19 を上下、左右の任意の方向に湾曲することができる。なお、湾曲操作ノブ 20 は、上下方向に湾曲させるための上下方向用湾曲操作ノブと、左右方向に湾曲させるための左右方向用湾曲操作ノブとを備えている。

図 1 に示す内視鏡装置 4 A の代わりに、図 3 A に示す内視鏡装置 4 B を採用しても良い。

【0011】

内視鏡装置 4 B は、立体計測（ステレオ計測）が可能なステレオ内視鏡 3 B と、光源装置 6 と、ステレオ内視鏡 3 B に設けた 2 つの撮像素子 7 a、7 b に対する信号処理を行う CCU 8 B と CCU 8 B より生成されたステレオ画像信号を表示するステレオ表示用モニター 9 B を有する。

ステレオ内視鏡 3 B の挿入部 11 の先端部 13 には、左右方向に所定間隔だけ離間して左右の対物レンズ 15 a、15 b が配置され、それぞれの結像位置に左右の撮像素子 7 a、7 b が配置されて、左右の撮像装置 16 a、16 b を有するステレオ撮像装置 16' が構成される。なお、左右の対物レンズ 15 a、15 b と左右の撮像装置 16 a、16 b とはそれぞれ特性が揃ったものが用いられている。

また、挿入部 11 内には光源装置 6 からの照明光を伝送するライトガイド 14 が挿通されている。ライトガイド 14 の先端は、先端部 13 の照明窓に取り付けられ、伝送した照明光を照明窓から出射し、体腔内における患部等の被写体を照明する。

【0012】

照明された被写体を撮像する左右の撮像素子 7 a、7 b は、光電変換した撮像信号を CCU 8 B 内の撮像制御部 18 a、18 b に入力され、撮像制御部 18 a、18 b は、左右の画像信号を生成してステレオ画像信号生成部 18 c に出力する。

ステレオ画像信号生成部 18 c は、左右の画像信号からステレオ表示用の画像信号を生成し、ステレオ表示用モニタ 9 B に出力する。そして、ステレオ表示用モニタ 9 B は、ステレオ表示用の画像信号を表示し、術者等のユーザはステレオ表示用の画像信号の表示により被写体を立体視することが可能となる。

また、撮像制御部 18 a、18 b により生成された左右の画像信号は、計測演算部 18 d に入力され、左右の画像信号を用いて、三角測量の原理を利用したステレオ計測により、撮像した内視鏡画像上における 2 点間の距離等を計測可能にする。後述するように例えば気管支径 D a を計測（算出）することが可能となる。計測演算部 18 d により算出された気管支径 D a 等の情報は、画像処理部 25 に出力される。なお、内視鏡画像から計測（算出）される気管支径 D a は、気管支 2 の平均的な内径でなく、管腔における 2 点から算出される内径の値である。このため、気管支 2 が分岐する分岐領域付近においては、気管支の実際の内径よりも大きな気管支径 D a が計測（算出）される場合がある。図 3 A において、撮像制御部 18 a（又は 18 b）により生成された映像信号も画像処理部 25 に出力される。

【0013】

次に図 3 B を用いてステレオ計測による計測対象の点（位置）の 3 次元座標の求め方を説明する。左右の対物レンズ 15 a、15 b を用いて撮像素子 7 a、7 b の撮像面の画像に対して、三角測量の方法により、計測点 60 の 3 次元座標（X，Y，Z）が以下の（1）式～（3）式で計算される。ただし、歪み補正が施された左右の画像上の計測点 61，62 の 2 次元座標をそれぞれ（X_L，Y_L）、（X_R，Y_R）とし、左右の対物レンズ 15 a，15 b の光学中心 63，64 間の距離を D とし、焦点距離を F とし、 $t = D / (X_L - X_R)$ とする。すると、以下の関係式が成立する。

$$X = t \times X_R + D / 2 \quad \cdots (1)$$

$$Y = t \times Y_R \quad \cdots (2)$$

$$Z = t \times F \quad \cdots (3)$$

上記のように計測点 60 に対する画像上での 2 次元座標の計測点 61，62 が決定すると、パラメータとしての距離 D および焦点距離 F を用いて計測点 60 の 3 次元座標が求まる。

【0014】

いくつかの点の 3 次元座標を求めることによって、それらにおける 2 点間の距離、2 点を結ぶ線と 1 点の距離、面積、深さ、表面形状等の様々な計測が可能である。また、左の対物レンズ 15 a の光学中心 63、または右の対物レンズ 15 b の光学中心 64 から被写体までの距離（物体距離）を求めることも可能となる。上記のステレオ計測を行うためには、内視鏡 3 B の先端部 13 と対物レンズ 15 a，15 b の特性を示す光学データを用いる。なお、図 3 B においては、2 つの撮像面を共に含む面を P L で示し、また、（図 3 B においては表示していない対物レンズ 15 a，15 b の光軸上となる）右の撮像面の中心を O_L，O_R で示している。

ステレオ画像から 3 次元座標を演算する方法としては、日本国特開 2011-027911 号公報に示される方法などがある。

本実施形態においては、後述する気管支径 D a を計測する場合には、図 3 B の撮像面上での気管支径の一方の計測点 60 に対応する点 61 および 62 と、他方の計測点に対応する点を指定することにより指定された 2 点間の気管支径 D a を算出する。

【0015】

この方法に関して図 3 C および図 3 D を用いて説明する。モニタ 9 B の表示画面 71 には内視鏡画像中の気管支 72 と、この気管支 72 の抹消側となる次の気管支分岐部 73 が表示されている様子を示している。この画面 71 の範囲に対して、メッシュ 74 で示すようなブロックで区切り、各ブロック内の平均輝度が所定値以下のエリアを抽出する。このようにして抽出された検出ブロック 75 を斜線をつけて示したのが図 3 D となる。

そして、検出ブロック 75 の一番直径の大きくなる 2 次元座標の 2 点を気管支径 D a として判定して、その 2 点を計測点 60 a および、計測点 60 b を設定する。なお、図 3 D

は、左画面および右画面における一方の画面を示し、他方の画面でも同様に計測点 60 a, 60 b を設定する。一般的に、管腔臓器を内視鏡で観察すると奥に行くほど暗い画像となるため、上記のように説明した方法で計測点を設定することが可能となる。計測点 60 a, 60 b を指定する場合、該計測点 60 a, 60 b 間が最も大きくなる方向に指定するようにしても良い。

【0016】

上記演算をステレオ画像を構成する左画面および右画面の両方で実施し、左画面および右画面においてそれぞれ 2 次元の計測点 60 a および計測点 60 b を求める。そして、左画面の計測点 60 a に相当する点を図 3 B の 2 次元の点 61、右画面の計測点 60 a に相当する点を 2 次元の点 62 として演算すると、計測点 60 の (3 次元座標) 位置を求めることができる。同様の演算を計測点 60 b に相当する左画面および、右画面に対して行うことで、気管支径両端の計測点 60 に相当する 3 次元座標を得ることができるため、この 2 点間の距離から (該 2 点を結ぶ計測方向の) 気管支径 D a を算出することができる。

以上の動作を内視鏡画像が更新される毎に行うことで、内視鏡画像から算出した計測方向の気管支径 D a の変化を監視することが可能となる。

また、図 3 A に示した対となる左右の撮像装置 16 a, 16 b を有するステレオ撮像装置 16' を備えたステレオ内視鏡 3 B を用いる代わりに、図 1 の単眼 (単一) の撮像装置 16 を備えた内視鏡 3 A を用いて、以下のようにステレオ計測を行うようにしても良い。

【0017】

図 3 E に示すように気管支 2 内に内視鏡 3 A を挿入した場合において、術者が挿入部 11 の先端側の湾曲部 19 を左右に湾曲させて図 3 B の左右の撮像装置で撮像する状態とほぼ等価な状態に設定して、ステレオ計測により気管支径を算出するようにしても良い。

例えば湾曲部 19 を湾曲しない状態において、挿入部 11 の先端を気管支 2 の中心線付近に設定し、術者は湾曲部 19 を例えば左側に湾曲させて、挿入部 11 の先端が気管支 2 の左側の内壁に接触させて、図 3 B の左の撮像装置 16 a で撮像する状態に相当する第 1 の撮像位置 16 a' に設定する。第 1 の撮像位置 16 a' における対物レンズ 15 と撮像素子 7 とをそれぞれ 15 a'、7 a' で示している。

【0018】

この第 1 の撮像位置 16 a' において撮像を行った後に、術者は湾曲部 19 を右側に湾曲させて、図 3 E において 2 点鎖線で示すように先端を気管支 2 の右側の内壁に接触させて図 3 B における右の撮像装置 16 b で撮像する状態に相当する第 2 の撮像位置 16 b' に設定する。第 2 の撮像位置 16 b' における対物レンズ 15 と撮像素子 7 とをそれぞれ 15 b'、7 b' で示している。この第 2 の撮像位置 16 b' において撮像を行う。

湾曲操作ノブ 20 の操作によって湾曲部 19 を左右にそれぞれ湾曲させた場合の先端部 13 の左右方向の移動量や、撮像装置 16 の対物レンズ 15 の焦点距離、撮像素子 7 の左右及び垂直方向の画素数、画素のピッチ等の情報を予め調べて情報記録部 27 等に格納しておく。

【0019】

このようにした場合、図 3 B の左右の光学中心 63, 64 に対応する図 3 E における光学中心 63', 64' や左右の光学中心間の距離 D に対応する距離 D' を湾曲部 19 の湾曲角 (又は湾曲操作ノブ 20 の操作量) 等から算出することができる。また図 3 B の計測点 60 の場合に対応する計測点 60' に対する撮像素子 7 a', 7 b' 上での計測点 61', 62' の情報から計測点 60' の 3 次元位置を算出できる。また、計測点 60' として気管支径の一方の位置と他方の位置との 2 点を指定することにより、気管支径を算出することが可能となる。このように、図 1 の内視鏡 3 A を用いて、気管支径を算出しても良い。なお、左右の方向に湾曲させた場合で説明したが、他の方向に湾曲させた場合にも、同様に該他の方向に沿った気管支径を算出することが可能となる。

図 1 に示すように上記挿入支援装置 5 は、内視鏡 3 A 又は 3 B による検査が行われる患者に対して、公知の CT (Computed Tomography) で生成された患者の 3 次元画像情報としての CT データを、DVD、ブルーレイディスク、フラッシュメモリ等の可搬型の記憶

10

20

30

40

50

媒体を介して取り込むＣＴデータ取込部２１と、このＣＴデータ取込部２１によって取り込まれたＣＴデータを記録する画像記録手段としてのＣＴ画像データ記録部２２とを有する。

【００２０】

なお、ＣＴ画像データ記録部２２は、ＣＴで生成された（被検体としての患者の３次元画像情報としての）ＣＴデータを通信回線、インターネット等を経由して記憶しても良い。このＣＴ画像データ記録部２２は、ハードディスク装置や、フラッシュメモリ、ＤＶＤ等により構成することができる。

また、画像記録手段を構成するＣＴ画像データ記録部２２は、ＣＴデータより画像データを分離したＣＴ画像データと、ＣＴデータより位置情報を分離した該ＣＴ画像データに
10 対応する第１の座標系（ＣＴ座標系）を用いた３次元の位置データとを対応付けた対応付け画像情報として記録する対応付け画像情報記録部２２ａを有する。

また、挿入支援装置５は、ＣＴ画像データ記録部２２のＣＴ画像データから所定の管腔臓器としての気管支２の３次元画像データを抽出する管腔臓器抽出手段としての管腔臓器抽出回路、中央演算処理装置（ＣＰＵ略記）等からなる気管支抽出部２３を有する。

【００２１】

この気管支抽出部２３は、抽出した気管支２の３次元データ（より具体的には３次元のボリュームデータ）から、気管支２の中空形状を表す３次元形状の情報（形状データ）と、３次元形状の画像情報（画像データ）を生成する。つまり、気管支抽出部２３は、抽出した気管支２の３次元データから中空の３次元形状の気管支形状の画像としての気管支形
20 状画像２ａを生成する気管支形状画像生成手段としての気管支形状画像生成部２３ａを有する。

また、この気管支抽出部２３は、気管支２の３次元データを抽出する際、３次元データに対応する第１の座標系（又はＣＴ座標系）での３次元の位置データと対応付けて抽出する。そして、この気管支抽出部２３は、気管支２の３次元形状のデータ（つまり気管支形状データ）と３次元の位置データとを対応付けした対応付け情報を記録するメモリなどからなる対応付け情報記録部２３ｂを有する。

【００２２】

また、挿入支援装置５は、内視鏡３Ａ又は３Ｂにおける挿入部１１の先端部１３に設けた撮像装置１６又は１６ａ、１６ｂの撮像により生成される内視鏡画像に対応する仮想的な内視鏡画像としての仮想内視鏡画像（ＶＢＳ画像と言う）を生成する仮想内視鏡画像生成手段としてのＶＢＳ画像生成部２４を有する。以下においては、内視鏡３Ａ又は３Ｂに
30 におけるいずれでも良い場合においては、内視鏡３Ａの場合で説明する。

ＶＢＳ画像生成部２４には、内視鏡３Ａの先端部１３の撮像装置１６に関する結像系を含む特性情報（対物レンズ１５の焦点距離、撮像素子７の画素数、画素サイズ等）が、例えば入力装置３１から制御部２６を経て入力される。なお、制御部２６を経由することなく、入力装置３１から撮像装置１６に関する特性情報をＶＢＳ画像生成部２４に入力するようにしても良い。

【００２３】

ＶＢＳ画像生成部２４は、実際に気管支２内に挿入された内視鏡３Ａの先端部１３内に
40 配置された撮像装置１６の３次元位置（挿入部１１の先端の３次元位置とも言える）の情報と、撮像装置１６による気管支２内の被写体を結像する特性情報と、前記気管支形状データに基づいて、前記３次元位置（単に位置ともいう）を視点位置として気管支２内を内視鏡的に撮像した内視鏡画像を仮想的に描画するＶＢＳ画像を生成する画像生成回路、又はＣＰＵ等により構成される。なお、ＶＢＳ画像生成部２４は、同じ視点位置においても先端の軸方向（撮像装置１６の光軸方向とほぼ一致）を変化した場合には、その変化に対応したＶＢＳ画像を生成することができる。

従って、例えば挿入部１１の先端の位置と、先端の（軸）方向とをＣＴ座標系により指定すると、ＶＢＳ画像生成部２４は、位置と方向の指定に対応したＶＢＳ画像を生成する。
50

【0024】

また、挿入支援装置5は、CCU8Aから入力される内視鏡画像と、VBS画像生成部24のVBS画像との位置合わせを画像マッチングで行うCPU、画像処理回路等で構成される画像処理部25と、画像処理部25等の制御を行う制御手段としてCPU等で構成される制御部26と、制御部26の制御下で挿入支援するためのVBS画像等の情報を候補情報又は位置及び画像情報として記録する情報記録手段を構成するメモリ等で構成される情報記録部27とを有する。

また、挿入支援装置5は、CT画像データ記録部22に記録されたCT画像データに基づき多断面再構築画像としてのCT断層画像(MPR画像という)を生成するMPR画像生成部28と、MPR画像生成部28が生成したMPR画像を有する挿入経路の設定画面としての経路設定画面を生成し、内視鏡3Aの気管支2内の目標部位側へ挿入する際の経路を設定するマウス等のポインティングデバイス等の経路設定手段としての経路設定部29とを有する。

【0025】

そして、例えばCT画像データから図2Aに示すように目標部位36を指定した場合、経路設定部29はCT画像データと気管支形状画像2aとから気管支2における(挿入部11の)挿入開始位置から目標部位36近傍となる目標位置までの経路データを生成する経路データ生成回路等の経路データ生成部29aの機能を有する。

また、内視鏡システム1は、経路設定部29に対して設定情報を入力するキーボードやポインティングデバイス等からなる入力装置31を有する。また、術者は、この入力装置31から画像処理部25に対して、画像処理を行う際のパラメータや、データを入力したり、制御部26に対して制御動作を選択、指示することができる。

また、術者が経路設定を行った場合、経路設定部29は設定された経路の情報をVBS画像生成部24、MPR画像生成部28、制御部26に送る。VBS画像生成部24及びMPR画像生成部28は、それぞれ経路に沿ったVBS画像、MPR画像を生成し、制御部26は経路に沿って各部の動作の制御を行う。

【0026】

上記画像処理部25には、CCU8Aにより生成された内視鏡画像(実画像又は単に画像とも言う)と、VBS画像生成部24により生成されたVBS画像とが入力される。また、気管支形状画像生成部23aにより生成された気管支形状画像2aも、画像処理部25に入力される。

本実施形態においては、撮像装置16が配置された挿入部11の先端部13に、挿入部11の先端の位置を検出するセンサを搭載していないため、画像処理部25による位置合わせ処理部25aにおける画像マッチングによって挿入部11の先端の3次元位置(単に位置とも言う)を推定(又は算出)する。

あらかじめ、気管支2の入口やカーリーナK(図2A参照)等、気管支形状画像2aからCT座標系により特定できる3次元位置(既知となる位置)又はその近傍位置を動画マッチングの開始位置として設定しておく、その位置情報を基にVBS画像生成部はVBS画像を生成する。画像処理部25の位置合わせ処理部25aは、気管支2の入口やカーリーナ等、気管支形状画像2aからCT座標系(第1の座標系)により特定できる3次元位置(既知となる位置)又はその近傍位置に挿入部11の先端を設定して、CT座標系により挿入部11の先端の位置を推定(又は算出)できる状態に設定する。

【0027】

そして、術者は内視鏡画像がVBS画像と同じように見えるように挿入部11の先端を挿入する。このような位置合わせを行うことにより、画像処理部25の位置合わせ処理部25aは、内視鏡画像とVBS画像とを比較し、比較結果が設定された条件(所定の精度を確保できる誤差)以内で一致するように画像マッチングを開始する。

このため、画像処理部25は、内視鏡画像とVBS画像とを比較する画像比較手段としての画像比較回路等により構成される画像比較部25bを有し、位置合わせ処理部25aは、画像比較部25bによる画像比較を利用して画像マッチングによる位置合わせの処理

を行う。

上記のような位置合わせを行うことにより、画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は、挿入部 1 1 の先端の位置と、先端の軸方向（撮像装置 1 6 の視点方向又は視線方向）とを C T 座標系（第 1 の座標系）での位置座標と軸方向（姿勢とも言う）を示す情報により特定できる状態にする。

【0028】

このようにして位置合わせした後は、該位置合わせした情報を用いて、画像比較部 2 5 b による画像比較結果により、以後の挿入部 1 1 の先端の位置を、C T 座標系（第 1 の座標系）での位置に対応付けた情報として取得することが可能になる。つまり、画像処理部 2 5 は、挿入部 1 1 の先端の位置（情報）を取得する位置情報取得手段として、挿入部 1 1 の先端の位置を推定により取得する位置推定部 2 5 c を有する。位置推定部 2 5 c も画像比較部 2 5 b による画像比較結果に基づいて挿入部 1 1 の先端の位置を取得する。更に説明すると、画像処理部 2 5 は、挿入部 1 1 が気管支 2 の深部側（末梢側）に挿入される操作において、位置合わせ処理部 2 5 a により位置合わせ後の状態における C T 座標系のもとで挿入部 1 1 の先端の移動した位置を、内視鏡画像と V B S 画像との両画像の比較結果により、推定する。

【0029】

つまり、位置合わせ処理した位置から、挿入部 1 1 の先端を芯線 3 5 にほぼ沿って（挿入のために）移動する操作に伴って、撮像装置 1 6 が移動するため、内視鏡画像が変化する。

この場合、位置推定部 2 5 c は、芯線 3 5 にほぼ沿った経路上で挿入部 1 1 の先端を移動した場合の（V B S 画像生成部 2 4 から出力される）V B S 画像を用いて現在の内視鏡画像と最も良くマッチングする V B S 画像を画像処理により選出し、選出した V B S 画像に対応する 3 次元位置を挿入部 1 1 の先端の位置として算出（推定）する。上記のように位置推定部 2 5 c は、挿入部 1 1 の先端の位置と共にその姿勢（挿入部 1 1 の先端付近の軸方向又は長手方向）も算出（推定）する。

挿入部 1 1 の先端は、芯線 3 5 上から外れた位置に移動される場合もあるため、芯線 3 5 から適宜の距離だけ偏心した位置においての V B S 画像を V B S 画像生成部 2 4 が生成し、生成した V B S 画像を位置合わせ処理部 2 5 a に出力するようにしても良い。このようにすると、画像マッチングによる位置推定の範囲を拡大できる。

【0030】

また、位置推定部 2 5 c により推定された 2 つの位置の差分量から挿入部 1 1 の先端の移動量及び移動した位置を算出（推定）する。また、位置推定部 2 5 c は、推定された 1 つの位置と、気管支 2 における特徴領域における分岐点（C T 座標系により特定できる位置）のような特定の位置との間の距離を算出（推定）することもできる。

このため、位置推定部 2 5 c は、この位置推定部 2 5 c により推定される挿入部 1 1 の先端の位置と、所定の管腔臓器としての気管支 2 内における分岐している分岐領域などの特徴領域までの距離を算出する距離算出手段としての距離算出部の機能を有する。上述したように、画像処理部 2 5 は、挿入部 1 1 の先端の位置の情報を推定により取得する位置情報取得手段としての位置推定部 2 5 c の機能を有する。この場合、位置合わせ処理部 2 5 a が位置推定部 2 5 c の機能を含む構成と定義しても良い。

なお、本明細書においては、挿入部 1 1 の先端は、内視鏡 3 A の先端と同じ意味で用いる。

【0031】

また、画像処理部 2 5 は、制御部 2 6 における表示を制御する表示制御部 2 6 a 等の制御の下で、画像表示手段としてのモニタ 3 2 に表示する画像を生成する。

表示制御部 2 6 a の制御下で、画像処理部 2 5 は、通常は、気管支形状画像生成部 2 3 a により生成された気管支形状画像 2 a の画像信号（映像信号）をモニタ 3 2 に出力する。そして、モニタ 3 2 には図 2 A に示すように気管支形状画像 2 a が例えば管腔の中心を通る方向に沿った断面で切り出した 2 次元断層画像として表示される。なお、2 次元断層

10

20

30

40

50

画像で表示する場合に限定されるものでなく、3次元画像で表示しても良い。3次元画像で表示する場合には、例えば平行投影法による投影図や、管腔内部が分かるように透視図で表示しても良い。

また、図2Aに示すように、モニタ32において表示される気管支形状画像2aには、気管支2の管腔の中心を通る芯線35も表示するようにしている。

【0032】

なお、芯線35は、例えば気管支形状画像生成部23aが生成するが、画像処理部25において芯線35を生成しても良い。また、画像処理部25は、気管支形状画像2a上に、芯線35と共に、位置推定部25cにより推定された挿入部11の先端の位置を重畳する画像等を生成する画像生成部25dの機能を有する。

10

術者等のユーザは、挿入部11をその先端から気管支2内に挿入する場合、気管支2の3次元形状を表す気管支形状画像2a上に芯線35と挿入部11の先端の位置とが表示されるため、その表示を参考にすることによって、挿入部11の挿入の操作が行い易くなる。また、芯線35に沿って挿入する操作を行うことにより、画像マッチングによる挿入部11の先端の位置の推定を短時間に行うことができる。

また、画像処理部25は、位置推定部25cにより推定される挿入部11の先端の位置と、所定の管腔臓器としての気管支2内における特徴領域までの距離を設定距離と比較する距離比較手段としての距離比較部25eを有する。

【0033】

なお、画像処理部25が距離比較部25eを有する構成とする代わりに、制御部26が距離比較手段としての距離比較部25eを有する構成にしても良い。上述したように画像処理部25における位置推定部25cが距離を算出（推定）すると説明したが、距離比較部25eが距離の算出（推定）と、距離の比較とを行うようにしても良い。

20

また、本実施形態においては、画像処理部25は、撮像装置16により撮像された内視鏡画像（単に画像とも言う）内における特徴部の変化量を検知する変化量検知手段としての変化量検知部25gを有する。変化量検知部25gは、特徴部としての気管支径（気管支2の内径）の変化量を検知する気管支径変化量検知部25h、特徴部としての分岐領域の明るさの変化量を検知する明るさ変化量検知部25i、分岐領域の形状の変化量を検知する形状変化量検知部25jを有する。

また、形状変化量検知部25jは、気管支2の管腔が分かれる（分岐する）スパー（分岐点又は分岐境界）の長さや角度の変化量を検知するスパー変化量検出部25kを有し、また明るさ変化量検知部25iは、後述する視野不良検知部25lの機能を有する。視野不良検知部25lの機能を明るさ変化量検知部25iが備える場合に限定されない。

30

【0034】

なお、上記制御部26は、位置推定部25cにより推定した挿入部11の先端の位置により経路データ生成部29aによって、（内視鏡3Aの挿入部11の挿入前に）生成された経路データを補正するようにしても良い。

また、制御部26は、距離比較部25eによる比較結果と、変化量検知部25gによる検知結果とが記録するための所定の条件を満たすか否かの判定を行う条件判定部26bの機能を有する。

40

制御部26における条件判定部26bは、所定の条件を満たすと判定した場合には、所定の条件を満たすと判定した場合の位置推定部25cにより推定した挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報と、該位置及び姿勢の情報に対応するVBS画像とを関連付けた情報を（位置及び画像情報又は再度の位置合わせの際に提示する候補情報として）情報記録部27に記録させる。

【0035】

このため、情報記録部27は、距離比較部25eによる比較結果と、変化量検知部25gによる検知結果とに基づいて、挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報と、該位置及び姿勢の情報に対応するVBS画像とを関連付けた候補情報となる位置及び画像情報（単に情報とも記す）を記録する情報記録手段の機能を有する。

50

また、制御部 2 6 の条件判定部 2 6 b は、情報記録部 2 7 に位置及び画像情報を記録する制御を行う情報記録制御部 2 6 c の機能を有する。

また、制御部 2 6 の例えば表示制御部 2 6 a は、例えば術者が現在の挿入部 1 1 の先端の推定された位置の精度が低いと思うような場合等、再度の位置合わせを行うために、入力装置 3 1 から、再度の位置合わせを行う指示信号が入力されたような場合には、情報記録部 2 7 に記録された情報を読み出し、画像処理部 2 5 を介してモニタ 3 2 に候補情報として表示するように制御する。

【0036】

この場合、画像処理部 2 5 は、気管支形状画像 2 a 上に情報記録部 2 7 から読み出した候補情報を、重畳して表示する画像を生成する画像生成部 2 5 d を有する。具体的には、
10 気管支形状画像 2 a 上に、挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢と、該位置及び姿勢に対応する V B S 画像とを重畳して表示する。なお、後述するように図 2 D は、モニタ 3 2 に表示される気管支形状画像 2 a 上に、挿入部 1 1 の先端の位置を該位置に対応した位置に表示すると共に、該位置に対応する V B S 画像を該位置に（線で）関連付けて重畳して表示した様子を示す。

術者は、候補情報を参考にして、再度の位置合わせを行い、位置合わせ処理部 2 5 a 又は位置推定部 2 5 b は挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢の情報を気管支 2 の座標系と対応付けた状態で取得することができる。そして、再度の位置合わせにより、位置推定部 2 5
20 b は、所定の精度を確保して、再度の位置合わせした位置から再び挿入部 1 1 の先端を気管支 2 の深部側に挿入する操作を行うことができる。

本実施形態においては、上述したように情報記録制御部 2 6 c 又は条件判定部 2 6 b は、距離比較部 2 5 e による比較結果が第 1 の条件を満たし、変化量検知部 2 5 g による検知結果第 2 の条件を満たす（つまり第 1 の条件と第 2 の条件からなる所定の条件を満たす）判定結果の場合に、その判定結果が得られた場合の（推定された）挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢と、該位置及び姿勢に対応する V B S 画像とを含む情報を候補情報として情報記録部 2 7 が記録するようにしている。なお、上記先端の位置及び姿勢における少なくとも位置を含む候補情報を形成する情報を情報記録部 2 7 に記録するようにしても良い。

【0037】

本実施形態においては、上記のように互いに異なる複数の条件を満たす場合に情報を記録することにより、再度の位置合わせを行う場合、適度の情報量（又は適度の数）の候補
30 情報を表示手段（又は表示装置）としてのモニタ 3 2 において表示（又は提示）することができるようにしている。

本実施形態においては、撮像装置 1 6 により撮像された内視鏡画像における所定の管腔臓器としての気管支 2 に関する気管支径等の特徴部の変化量を変化量検知部 2 5 g により検知し、少なくとも該変化量検知部 2 5 g による検知結果に基づいて、前記検知結果の際の挿入部 1 1 の先端に位置及び姿勢（の情報）と、該位置及び姿勢に対応する V B S 画像とを含む情報を（再度の位置合わせを行う際に提示する場合の候補情報として）情報記録部 2 7 に記録する。

術者等のユーザは、撮像装置 1 6 により撮像した内視鏡画像を観察しながら挿入部 1 1 を挿入する操作を行うために、情報を記録する条件または状況を把握し易い。また、再度
40 の位置合わせを行う際に提示される候補情報は、内視鏡画像中における特徴部の変化量が挿入部 1 1 の先端の位置の移動に対して敏感に変化するようなものに対応させることができるため、画像比較による位置合わせも行い易いものとなる。

【0038】

なお、情報記録部 2 7 に記録する情報は、挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢と、対応する V B S 画像とを含むが、前記位置及び姿勢の情報に対応する内視鏡画像も含むように記録しても良い。

また、画像処理部 2 5 は、内視鏡画像と V B S 画像との両画像を比較して画像マッチングを行う際に、内視鏡画像や V B S 画像を一時的に記憶したり、画像処理のワークエリアとして用いる画像メモリ 2 6 f を有する。なお、画像処理部 2 5 の外部に画像メモリ 2 5
50

fを設けるようにしても良い。

また、本実施形態において、例えば入力装置31は、距離比較部25eが比較する挿入部11の先端と特徴領域に関する第1の条件と、変化量検知部25gが検知する特徴部の変化量に関する第2の条件とのそれぞれを選択的に指定（又は設定）する指定部31aを有する様な構成にしても良い。

【0039】

また、例えば情報記録部27は、上述した候補情報となる情報を記録する他に、第1の条件に関する第1の条件の候補情報と、第2の条件に関する第2の条件の候補情報とを予め記録する条件情報記録手段としての条件情報記録部27aを有するようにしても良い。なお、情報記録部27と別体で条件情報記録部27aを備える構成にしても良い。

第1の条件の候補情報は、(a)挿入部11の先端と、芯線35が分かれる分岐点B_i（ $i = 1, 2, \dots$ ）との距離 d_a 、(b)挿入部11の先端と、気管支2が分かれるスパーS_{p_i}（ $i = 1, 2, \dots$ ）との距離 d_b 、(c)挿入部11の先端と、芯線35又は気管支壁との距離 d_c 、(d)挿入部11の先端と、予め設定された領域との距離 d_d 等である。そして、術者等のユーザが、(a)～(d)の第1の条件の候補情報の中から第1の条件（の情報）として使用することができるように指定部31aから選択的に指定することができるようにしても良い。この他に、第1の条件の候補情報として、(e)挿入部11の先端と、目標部位までの距離、(f)挿入部11の先端と、挿入開始位置までの距離等を含めるようにしても良い。

【0040】

また、第2の条件の候補情報は、(a)気管支径 D_a の変化、(b)画像（内視鏡画像）又は内視鏡画像を表示する表示画面の明るさ変化、(c)分岐の形状の変化、(d)スパーS_pの長さの変化、(e)スパーS_pの角度の変化、(f)視野の不良、(g)内視鏡画像の大きなぶれ、(h)内視鏡画像に気管支以外が映ったような変化等である。そして、術者等のユーザが、(a)～(h)の第2の条件の候補情報の中から第2の条件（の情報）として使用することができるように指定手段としてのマウスやキーボード等からなる指定部31aから選択的に指定することができるようにしても良い。

この場合、制御部26は、指定部31aによる指定に対応して、第1の条件と第2の条件の設定を行う条件設定部26dの機能を有する。条件設定部26dは、第1の条件と第2の条件の設定を行う際に、条件判定部26bが判定する際に用いる閾値情報の設定も行う。なお、閾値情報も情報記録部27に、第1の条件の候補情報と対応付けて記録するようにしても良い。

なお、図1において、例えば画像処理装置25は、CPU（中央演算処理装置）により構成することができるが、画像処理部25内部の位置合わせ処理部25a－変化量検知部25gをそれぞれCPU以外の専用のハードウェアを用いて構成しても良い。また、図1における制御部26に関しても、CPUにより構成しても良いし、CPU以外の専用のハードウェアを用いて構成しても良い。

【0041】

このような構成の内視鏡システム1は、予め取得した被検体における3次元画像情報を記録する画像記録手段としてのCT画像データ記録部22と、前記3次元画像情報から所定の管腔臓器としての気管支2を抽出する管腔臓器抽出手段としての気管支抽出部23と、前記管腔臓器抽出手段により抽出された前記所定の管腔臓器の情報に対して所定の視点位置から内視鏡的に描画した仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段としてのVBS画像生成部24と、内視鏡3A又は3B内に設けられ、前記所定の管腔臓器内を撮像する撮像手段としての撮像装置16又は16'と、前記所定の管腔臓器内における前記内視鏡3Aの挿入部11の先端の位置の情報を位置情報として取得する位置情報取得手段としての位置推定部25cと、前記管腔臓器抽出手段により抽出された前記所定の管腔臓器における特徴領域と前記位置情報取得手段により取得される前記内視鏡3A又は3Bの挿入部11の先端の位置から前記特徴領域までの距離を設定距離と比較する距離比較手段としての距離比較部25eと、前記撮像手段により撮像された画像としての内視鏡画像内

において、前記所定の管腔臓器における特徴部の変化量を検知する変化量検知手段としての変化量検知部 25g と、前記距離比較手段の比較結果及び前記変化量検知手段の検知結果に基づいて、前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報に対応する前記仮想内視鏡画像とを含む位置及び画像情報を記録する情報記録手段としての情報記録部 27 と、を備えることを特徴とする。

【0042】

次に本実施形態の動作を説明する。

図 4A は、本実施形態における代表的な処理を示し、図 4B は図 4A における一部の処理部分、つまり所定の条件を満たす場合に候補情報となる（位置及び画像）情報を記録する処理部分を示す。

10

図 1 の内視鏡システム 1 の電源が投入され、内視鏡装置 4A（又は 4B）と、挿入支援装置 5 とが動作状態になると、図 4A における処理がスタートする。図 4A における最初のステップ S1 において初期設定処理が行われる。この初期設定処理として、術者は、入力装置 31 から本実施形態において挿入支援に用いる情報の入力を行う。この場合、術者は指定部 31a から第 1 の条件と第 2 の条件との指定を行う。また、条件判定部 26b は、指定された第 1 の条件と第 2 の条件に対応した判定を行う状態になる。

【0043】

術者が、第 1 の条件として、挿入部 11 の先端と、芯線 35 が分かれる分岐点 Bi との距離 da を指定し、第 2 の条件として気管支径 Da の変化を指定した場合を（A）として、以下に説明する。

20

（A）第 1 の条件と第 2 の条件として挿入部 11 の先端（の位置）と分岐点 Bi 間の距離 da と、気管支径 Da の変化が指定された場合

気管支形状画像生成部 23a は、図 2A に示すように気管支 2 の形状画像としての気管支形状画像 2a を生成し、画像処理部 25 を経てモニタ 32 には、気管支形状画像 2a が表示される。また、上述したように気管支形状画像 2a 上に、気管支 2 の管腔の中心を通る芯線 35 が表示される。また、芯線 35 が分岐する分岐点 Bi もモニタ 32 上に表示される。芯線 35 と、分岐点 Bi の各位置は、CT 座標系において特定される既知の 3 次元位置となる。

【0044】

次のステップ S2 において術者は、挿入部 11 の先端を気管支 2 内に挿入する。この時、術者は、画像マッチング開始位置としてあらかじめ設定された気管支 2 の入口やカーリーナ K（図 2A 参照）等の VBS 画像と、撮像装置 16（又は 16'）による内視鏡画像が同じに見えるように挿入部 11 の先端を挿入する。このような位置合わせを行うことにより、画像処理部 25 の位置合わせ処理部 25a は、内視鏡画像と VBS 画像とが設定された条件（所定の精度を確保できる誤差以内）で一致するように画像マッチングを開始する。なお、撮像装置 16' を用いる場合には、撮像装置 16' における一方の撮像装置 16a 又は 16b による内視鏡画像を採用すれば良い。

30

ステップ S2 の位置合わせ処理後に、術者は挿入部 11 の先端を位置合わせした位置よりも気管支 2 の深部側に挿入する。挿入部 11 が挿入された場合、ステップ S3 に示すように画像処理部 25 の位置推定部 25c は、挿入部 11 の先端の位置及び姿勢を画像比較部 25b を用いた画像マッチングにより推定する。画像マッチングにより推定できた場合には、図 2A に示すように推定した位置を気管支形状画像 2a 上における該当する位置に表示する。また、この情報を例えば画像メモリ 25f に記憶する。

40

また、次のステップ S4 に示すように制御部 26 は、術者等から再度の位置合わせを行う指示信号が入力されたか否かをモニタしている。

【0045】

上述したようにステップ S2 において位置合わせした状態の位置からの移動距離が大きいような場合には、術者は再度の位置合わせの指示を行う必要がない。なお、画像処理部 25 の画像比較部 25b が、内視鏡画像と VBS 画像との画像を比較し、画像比較により両画像のマッチングの程度が予め設定された閾値以上にずれた場合、換言すると、挿

50

入部 1 1 の先端の位置を推定することに失敗した場合には再度の位置合わせの指示信号を発生し、この指示信号を制御部 2 6 に入力する構成にしても良い。この場合においても、位置合わせした状態の位置からの移動距離が大きくないような場合には、指示信号が制御部 2 6 に入力されない。

制御部 2 6 に指示信号が入力されない場合には、ステップ S 5 において制御部 2 6 の条件判定部 2 6 b は、距離比較部 2 5 e による比較結果及び変化量検知部 2 5 g による検知結果が所定の条件を満たすか否かの判定を行う。

【0046】

ステップ S 5 において、所定の条件を満たさない判定結果の場合には、ステップ S 3 の処理に戻る。一方、所定の条件を満たす判定結果になると、ステップ S 6 に進み、例えば

10

条件判定部 2 6 b は、所定の条件を満たす判定結果の場合においての挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢と、対応する V B S 画像の情報を情報記録部 2 7 に記録するように制御する。

なお、所定の条件を満たす判定結果は、後述するように少なくとも時間的に異なる 2 つ以上のタイミングにおいての比較結果となるため、比較を行った 2 つ以上の時間における 1 つの時間での挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢と、該位置及び姿勢に対応する V B S 画像の情報が情報記録部 2 7 に記録されることになる。ステップ S 6 の処理後にステップ S 3 の処理に戻る。このようにして、最初に位置合わせした位置から、挿入部 1 1 の先端がかなり移動したような場合においては、画像比較部 2 5 b によるマッチングの精度が低下し易くなる。

20

【0047】

マッチングの精度が低下したような場合には、再度の位置合わせを行うための指示信号が制御部 2 6 に入力され、制御部 2 6 は指示信号の入力を検知する。そして、ステップ S 7 に示すように制御部 2 6 の表示制御部 2 6 a は、情報記録部 2 7 に記録された情報を候補情報として読み出し、モニタ 3 2 において候補情報を提示又は表示するように制御する。

次のステップ S 8 において術者は、モニタ 3 2 に表示された候補情報を参考にして、再度の位置合わせを行った後、ステップ S 3 に戻り、ステップ S 2 においての古い位置合わせの情報を更新する。なお、ステップ S 7 の処理の後、（ステップ S 3 でなく）ステップ S 2 に戻り、候補情報を参照して再度の位置合わせを行うようにしても良い。このようにして、図 4 A の処理を繰り返し行い、挿入部 1 1 を気管支 2 の末梢側（深部側）に挿入する操作を円滑に行うことが可能になる。

30

【0048】

次に図 4 A におけるステップ S 5, S 6 の処理を図 4 B を参照してより詳細に説明する。なお、図 4 B における気管支径に関する処理に関しては、図 3 A において説明した内視鏡装置 4 B によるステレオ計測、又は図 3 E によるステレオ計測を用いるとして説明する。

図 4 A におけるステップ S 4 において制御部 2 6 に再度の位置合わせの指示信号が入力されない場合には、図 4 B のステップ S 1 1 において画像処理部 2 5 の位置推定部 2 5 c は、ステップ S 3 において取得した挿入部 1 1 の先端の位置（の情報）と気管支抽出部 2 3 が抽出した気管支 2 の 3 次元データにおける分岐点 B i （の位置情報）とから両者間の距離 d a を算出する。この場合の気管支 2 （とその気管支形状画像 2 a）と、気管支 2 内に挿入された挿入部 1 1 を図 2 A に示す。

40

【0049】

図 2 A に示すように挿入部 1 1 の先端が、分岐点 B i よりも挿入口側の位置 P j にあると、この挿入部 1 1 の先端の位置 P j よりも前方側に位置する分岐点 B i との距離 d a に対して、（該分岐点 B i において予め）設定された閾値距離としての設定距離 d t h が（第 1 の条件の指定に伴って）設定されている。

次のステップ S 1 2 において距離比較部 2 5 e は、算出された挿入部 1 1 の先端の位置 P j と分岐点 B i との間の距離 d a が、設定距離 d t h 以内か否かの第 1 の条件を満たす

50

か否かを判定する。

ステップS 1 2の判定処理において、第1の条件を満たさない判定結果の場合には、ステップS 3の処理に戻る。一方、ステップS 1 2の判定処理において、第1の条件を満たす判定結果の場合には、次のステップS 1 3において内視鏡装置4 B（の計測演算部1 8 d）または内視鏡3 Aによる湾曲部1 9の湾曲を利用したステレオ計測によって、上述したように内視鏡画像の情報から気管支径D aを算出する。そして、算出した気管支径D aの情報を画像処理部2 5の変化量検知部2 5 gに送る。

【0050】

次のステップS 1 4において変化量検知部2 5 g（の気管支径変化量検知部2 5 h）は、算出された気管支径D aが、該気管支径D aに対して予め設定された閾値情報としての設定値D t h以上変化したか否かの第2の条件を満たすか否かを判定する。図2 Bは、図2 Aに示したように挿入部1 1の先端が第1の条件を満たす状態の位置から挿入部1 1を気管支2の末梢側に挿入した場合の様子を示す。

10

図2 Bに示すように挿入部1 1の先端の位置P jは、位置推定部2 5 cにより例えば一定の時間間隔毎に推定されて取得され、推定された位置P jは、位置P 1, P 2, ..., P 6, P 7を経て現在の先端の位置P 8のように移動する。なお、一定の時間間隔毎の場合に限定されるものでなく、一定の距離毎でも良いし、挿入部1 1の先端位置を演算した場合の所定の演算回数毎や、気管支径を算出する演算を行った場合における所定の演算回数毎等でも良い。

【0051】

20

また、図2 Bにおいて白丸で示す各位置P j（図2 Bにおいては、j = 1, 2, ..., 6）は、分岐点B iにおける第1の条件を満たす位置であり、黒丸で示す位置P 7, P 8は、分岐点B iにおける第1の条件から外れる位置となる。但し、次の分岐点B i + 1において分岐点iの場合と同様の処理が行われることになる。

また、上述の各位置P jにおいて、計測演算部1 8 dにより算出された気管支径D aの変化の様子の概略は図2 Bのようになり、図2 Cは第1の条件を満たす状態における挿入部1 1の先端の移動中において、気管支径を算出した各気管支径算出時の位置P 1 ~ P 6と、算出された気管支径D aの変化の様子を示す。なお、第1の条件を満たす各位置P 1 ~ P 6での情報は、画像メモリ2 5 f等に一時的に記憶される。

図2 B及び図2 Cに示すように気管支径D aは、分岐点B i付近においてピークとなるように気管支径D aが大きく変化する。この場合、位置P 3から位置P 4に移動した場合に、気管支径D aは設定値D t hより小さい状態から設定値D t hを超える大きな値に変化する。

30

【0052】

このため、制御部2 6の条件判定部2 6 bは、位置P 3から位置P 4に変化した場合における位置P 3及び姿勢又は位置P 4及び姿勢と共に、位置P 3及び姿勢又は位置P 4及び姿勢における対応するVBS画像との情報を（候補情報として）情報記録部2 7に記録する。つまり、図4 BにおけるステップS 1 5に示すように気管支径D aが設定値D t h以上変化する前後の挿入部1 1の先端の位置（P 3又はP 4）及び姿勢と、対応するVBS画像との情報が（候補情報として）情報記録部2 7に記録される。

40

なお、位置P 4から位置P 5に変化した場合にも気管支径D aは大きい値から小さい値に変化するが第1の条件を満たす状態になった位置P 1の場合からの変化は設定値D t h以内であるので記録しない。上記のように情報記録部2 7に位置P 3及び姿勢又は位置P 4及び姿勢と共に、位置P 3及び姿勢又は位置P 4及び姿勢における対応するVBS画像との情報を（候補情報として）情報記録部2 7に記録する代わりに、位置P 3とP 4との間の位置及び姿勢の情報と共に、対応するVBS画像との情報を記録するようにしても良い。

【0053】

このようにステップS 1 5での分岐点B i付近での情報の記録が行われた後、ステップS 3の処理に戻る。そして、同様の処理が繰り返される。例えば、図2 Bのように減算の

50

位置が P 8 となった場合には、次の分岐点 B $i + 1$ において分岐点 B i の場合と同様の処理が繰り返される。このようにして、挿入部 1 1 は、気管支 2 の抹消側の位置に挿入され、挿入部 1 1 の先端が目標部位近傍まで挿入されると図 4 A 又は図 4 B の処理が終了する。上記の説明から分かるように気管支 2 における各分岐点 B i 付近において気管支径が大きく変化し、本実施形態においては、各分岐点 B i 付近において情報を記録する。

このため、例えば図 2 A における分岐点 B $i + 1$ よりも抹消側に挿入された状態（例えば図 2 A における位置 P k ）で、再度の位置合わせの指示信号が制御部 2 6 に入力された場合には、分岐点 B i 付近で情報記録部 2 7 に記録された情報と、分岐点 B $i + 1$ 付近で情報記録部 2 7 に記録された情報とが候補情報としてモニタ 3 2 に表示される。

【0054】

図 2 D は、この場合の候補情報の表示例を示す。図 2 D の候補情報の表示例においては、位置 P k に至るまでに情報記録部 2 7 に記録された挿入部 1 1 の先端の位置（図 2 D では分岐点 B i と B $i + 1$ と、それぞれに対応する V B S 画像とが例えば線で結ぶようにして表示される。なお、分岐点 B i よりも基幹側（挿入口側）の分岐点 B $i - 1$ 等も同様に表示しても良い。

図 2 D に示すように気管支 2 における特徴的な領域となる管腔が分岐する分岐点 B i 、B $i + 1$ 付近でそれぞれ記録した情報を、再度の位置合わせする場合の候補情報として表示する。このように再度の位置合わせに適した各分岐点付近における必要最小限に絞った候補情報を表示する。従って、術者は、再度の位置合わせを円滑かつ短時間に行い易くなる。換言すると、第 1 の条件と第 2 の条件とにより、記録する情報を絞り込むようにしているため、再度の位置合わせを行うのに適した（多すぎない）情報量の情報を記録することができる。

【0055】

なお、図 2 D においては、分岐点 B i と B $i + 1$ とにおける候補画像の提示例を示したが、挿入部 1 1 の先端の位置 P k に対して、推定された位置 P k に最も近い状態において情報記録部 2 7 に記録された情報を候補情報として提示するようにしても良い。図 2 D に適用した場合には、分岐点 B $i + 1$ 付近で記録された情報のみを候補情報として提示するようにしても良い。

これに対して、従来例においては、本実施形態における挿入部 1 1 の先端と特徴領域としての分岐点 B i との距離に対する第 1 の条件と、内視鏡画像における特徴部としての管腔の内径の変化量（より具体的には気管支径の変化量）に対する第 2 の条件とにより、（情報記録部 2 7 に）記録する情報を絞り込むようにしていないので、再度の位置合わせの際に表示される候補情報が多すぎてしまい、適切なもので再度の位置合わせを行うまでに時間がかかってしまう。

【0056】

また、本実施形態においては、挿入部 1 1 の先端の位置の移動に対して、内視鏡画像における特徴部が大きく変化した場合において、情報を記録するようにしているので、術者等のユーザは、情報を記録する条件を視覚的に把握し易い。従って、本実施形態は、ユーザが視覚的に把握し易い条件で再度の位置合わせを行うのに適した情報量の情報を記録することができる。

また、本実施形態においては、記録された情報を候補情報として表示（提示）して再度の位置合わせを行う場合、挿入部 1 1 の先端の位置の移動に対して、内視鏡画像における特徴部が大きく変化する特性を反映しているので、ユーザは、画像マッチングによる再度の位置合わせを視覚的にやり易くなる。

なお、図 2 C に示すように気管支径 D a が変化した場合、気管支径 D a が先端の位置の移動の軌跡に対して最大（ピーク）となる位置 P 4 の状態での情報を情報記録部 2 7 に記録するようにしても良い。

このように記録すると、再度の位置合わせを行うための候補情報として提示した場合、この候補情報に近い位置付近で、挿入部 1 1 の先端の位置を動かした場合、内視鏡画像中の気管支径が挿入部 1 1 の位置の変化に対して大きく変化するため、再度の位置合わせの

10

20

30

40

50

際の画像比較に対する変化の割合を増大できる。また、内視鏡画像中の気管支径が最大となるような位置付近であるので、特定し易い状態の位置ともなる。

【0057】

また、モニタ32において、図2Dにおいて更に2点鎖線で示すように現在の内視鏡画像を、情報記録部27から読み出して表示する候補情報としてのVBS画像（及び内視鏡画像）と共に、気管支形状画像2a上に重畳した合成画像として表示するようにしても良い。このように現在の内視鏡画像を候補情報に隣接して表示すると、候補情報との画像比較による位置合わせを行い易くできる。

また、この場合、候補情報側のVBS画像を現在の内視鏡画像の表示位置に重ねるように表示位置を移動可能にしたり、候補情報側の内視鏡画像を現在の内視鏡画像の表示位置に重ねるように表示位置を移動可能にする画像移動部を画像処理部25に設けた構成にしても良い。或いは現在の内視鏡画像の表示位置を候補情報側のVBS画像の表示位置や、候補情報側の内視鏡画像の表示位置に移動可能にすることができる画像移動部を備えた構成にしても良い。

【0058】

また、図2Dにおいては、2つの分岐点 B_i 、 B_{i+1} 付近の候補情報を表示（提示）した例を示しているが、最後に記録した情報のみを候補情報として表示（提示）するようにしても良い。図2Dに適用すると、分岐点 B_{i+1} 付近の情報のみを候補情報として表示（提示）することになる。

なお、分岐点 B_i と挿入部11の先端の位置 P_j との距離 d_a を算出（計測）する場合、以下に説明する図5（A）～図5（C）のいずれかで算出するようにしても良い。

図5（A）に示す例では、分岐点 B_i と挿入部11の先端の位置 P_j との距離 d_a は、両者を結ぶ最短距離で算出される。図5（B）においては、挿入部11の先端の位置 P_j から芯線35上における最短距離となる位置 P_{j1} が設定され、該位置 P_{j1} と分岐点 B_i 間の距離 d_{a1} を距離 d_a の代わりに採用するようにしても良い。

【0059】

また、図5（B）においては、挿入部11の先端の位置 P_j から芯線35上における最短距離となる位置 P_{j1} を設定したが、その代わりに図5（C）に示すように気管支2の3次元データに対応するCT座標系の座標面と平行な面で挿入部11の先端の位置 P_j を芯線35上に移した位置 P_{j2} と分岐点 B_i 間の距離 d_{a2} を距離 d_a として採用する

ようにしても良い。

また、気管支径 D_a を算出（計測）する場合、図6に示すように挿入部11の先端（の軸方向）と垂直な面において算出した気管支径 D_{a1} を採用しても良いし、先端と、該先端から最短距離となる芯線35上の点を通り、芯線35と垂直な面に沿って算出した気管支径 D_{a2} を採用しても良い。

【0060】

上述においては、第1の条件として図2Aに示したように分岐点 B_i と挿入部11の先端間の距離 d_a の場合で説明したが、分岐点 B_i の代わりに気管支2が分岐するスパース p_i を採用しても良い。

（B）第1の条件と第2の条件として、挿入部11の先端（の位置）とスパース間の距離と、気管支径の変化が指定された場合

この場合には図2Aの代わりに図7に示すようにスパース S_{p_i} と先端 P_j 間の距離 d_b がスパース S_{p_i} を中心とした半径 d_{th} の設定距離 d_{th} 以内か否かの判定が行われる。なお、スパース S_{p_i} の場合の設定距離 d_{th} を分岐点 B_i の場合の設定距離 d_{th} と異なる値に設定しても良い。

この場合には、図4A、図4Bにおける分岐点 B_i をスパース S_{p_i} に読み替えた内容になる。このため、図4Bのフローチャートは、図8に示すようになる。

【0061】

図8におけるステップS11は、図4Bにおける分岐点間の距離 d_a がスパース間の距離 d_b に変更した内容となる。また、図8におけるステップS12は、図4Bにおける（挿

入部 1 1 の先端位置と分岐点間の距離) d_a が (挿入部 1 1 の先端位置とスパー間の距離) d_b に変更した内容となる。

そして、この場合の作用効果は、分岐点 B_i の場合で説明したものと殆ど同じとなる。なお、挿入部 1 1 の先端位置 P_j とスパー S_{pi} 間の距離 d_b は、図 9 A に示すように挿入部 1 1 の先端の位置 P_j とスパー S_{pi} 間の最短距離 d_{b1} を距離 d_b として良い。また、図 9 B に示すように挿入部 1 1 の先端位置 P_j から最短距離となる芯線 3 5 上の位置 P_{j1} とスパー S_{pi} 間の最短距離 d_{b2} を距離 d_b として良い。

また、図 9 C に示すように気管支 2 の 3 次元データに対応する CT 座標系の座標面と平行な面で挿入部 1 1 の先端位置 P_j を芯線 3 5 上に移した位置 P_{j2} と分岐点 B_i 間の距離 d_{a3} を距離 d_b として採用するようにしても良い。

10

【0062】

(C) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 1 1 の先端 (の位置) と芯線 3 5 間の距離 d_c と、気管支径 D_a の変化が指定された場合

この場合には、図 4 A, 図 4 B において分岐点 B_i を芯線 3 5 に読み替えた処理を行うことになる。この場合には、位置推定部 2 5 c が挿入部 1 1 の先端の位置 P_j を推定した場合、距離比較部 2 5 e は先端の位置 P_j と芯線 3 5 からの距離 d_c を算出し、該距離 d_c の値の変化を監視する動作を継続して行う。

図 1 0 は気管支 2 内に挿入して先端の位置 P_j の位置推定と共に、先端の位置 P_j と芯線 3 5 からの距離 d_c が設定値 d_{ct} 以内となる第 1 の条件を満たすか否かを判定した場合の様子を示す。また、この場合においても気管支径 D_a の変化も監視している。位置 P_j が時間的に位置 $P_1, P_2, \dots, P_7$ を経て P_8 の現在の位置 P_j のように移動した場合、距離 d_c は位置 P_7 においてのみ $d_c > d_{ct}$ となっている。

20

【0063】

この場合には、位置 $P_1 \sim P_6$ においては第 1 の条件を満たすため、(A) において説明した場合と同様に図 1 0 における位置 P_3 から位置 P_4 に移動した場合の気管支径 D_a が設定値 D_{th} 以上に変化するため、分岐点 B_i 付近の位置 P_4 (又は P_3) において情報を記録する。この場合においても、(A) において説明した場合と同様の作用効果を有する。

なお、上述した説明においては、第 1 の条件を満たす状態において、内視鏡画像中における気管支径 D_a が設定値 D_{th} 以上変化した場合に、情報を記録する場合を説明したが、さらに第 1 の条件が変化した場合、つまり距離 d_c が設定値 d_{ct} 以下から d_{ct} 以上に変化した場合に対しても、変化した場合の前の位置 P_j において情報を記録するようにしても良い。

30

【0064】

このように記録した場合には、必要最小限に近い情報を記録することができると共に、再度の位置合わせを行う直前の位置での情報を記録することができる。具体的には、図 1 0 の場合においては、位置 P_4 (又は P_3) での情報の他に、位置 P_7 のように芯線 3 5 から外れた位置となる直前の位置 P_6 での情報を記録することができる。この場合には、位置 P_6 での情報も候補情報として表示して、再度の打ち合わせを行うことができる。そして、この場合には、位置 P_4 まで戻すことなく、再度の打ち合わせを行うことができる。

40

なお、芯線 3 5 と先端の位置 P_j の距離 d_c を監視する代わりに、位置 P_j と気管支壁との距離 d_d を監視するようにしても良い。またこの場合、距離 d_d が予め設定された距離 d_{dt} より小さい (短い) か否かを判定するようにしても良い。

【0065】

図 1 1 A と図 1 1 B は、先端の位置 P_j と芯線 3 5 間の距離 d_c 、又は先端の位置 P_j と気管支壁間の距離 d_d を算出 (計測) する様子を示す。

図 1 1 A において示すように先端の位置 P_j から垂線により芯線 3 5 に至る距離 d_{c1} や、先端の位置 P_j から該先端の軸に対する垂線で芯線 3 5 に至る距離 d_{c2} を距離 d_c として採用しても良い。

50

また、図 1 1 A において示すように先端の位置 P_j から垂線により気管支壁に至る距離 d_{d1} や、先端の位置 P_j から該先端の軸に対する垂線で気管支壁に至る距離 d_{d2} を距離 d_d として採用しても良い。

また、図 1 1 B に示すように先端の位置 P_j から 3 次元データのある座標面と平行な面上で先端の位置 P_j と芯線 3 5 間の距離 d_{c3} を距離 d_c としたり、先端の位置 P_j から 3 次元データのある座標面と平行な面上で先端の位置 P_j と気管支壁間の距離 d_{d3} を距離 d_d として採用しても良い。

【0066】

(D) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 1 1 の先端 (の位置) に対してユーザ (術者) により予め設定された領域の中心までの距離 d_e と、気管支径 D_a の変化が指定された場合

10

この場合には、ユーザとしての術者は、入力装置 3 1 から気管支 2 内に挿入部 1 1 を挿入しようとする場合、図 1 2 に示すように挿入の経路に沿って、所定の設定領域 R_i 、 R_{i+1} 等を予め設定する。

そして、距離比較部 2 5 e は、挿入部 1 1 の先端の位置 P_j と設定領域 R_i の中心 R_{ic} との距離が設定領域 R_i 内となる距離か否かを監視する動作を継続して行う。

この場合、上述した (A) において分岐点 B_i を中心として設定距離 d_{th} が設定された場合と同様の動作となる。なお、球形の設定領域 R_i でなく、設定領域 R_{i+1} のように非球形の形状に設定することもできる。

【0067】

20

また、図 1 2 に示す形状の設定領域の場合に限らず、直方体などの形状で設定領域を設定しても良い。また、例えば芯線上の分岐点等を中心にして、予め設定した半径の球形の初期領域を設定し、設定後にユーザが所望の大きさ、形状に変更したり、削除等の修正を行えるようにしても良い。

この場合には、ユーザの要望に対応した情報の記録や、候補情報の表示 (提示) が可能になる。

(E) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 1 1 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像の明るさの変化が指定された場合

この場合には図 1 3 に示すように挿入部 1 1 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 2 5 g の明るさ変化量検知部 2 5 i は、内視鏡画像における明るさの変化量を検知する。

30

【0068】

具体的には、図 1 3 に示す位置 P_1 、 P_2 、 $\dots$ 、 P_5 で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で (画像処理部 2 5 における) 明るさ変化量検知部 2 5 i は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で暗部の面積を監視する動作を継続して行う。図 1 3 においては各位置 P_j ($j = 1, 2, \dots, 5$) で取得した内視鏡画像と共に、既定値以下となる暗部を抽出した状態で示す。

暗部の面積とは、内視鏡画像における明るさが、既定値以下となる画像部分の合計面積を指す。図 1 3 においては、気管支 2 内における挿入部 1 1 の先端前方側の管腔部分における分岐部分が暗部として認識される。例えば、位置 P_1 から位置 P_2 に移動した場合における暗部の面積変化は小さいが、位置 P_3 においては分岐している分岐領域に近づくために、位置 P_2 と比較して暗部の面積が大きく変化している。明るさ変化量検知部 2 5 i は、暗部の面積が大きく変化したことを検知した場合、変化の前後において、情報記録部 2 7 に VBS 画像を含む情報を記録する。

40

【0069】

なお、暗部として検出される分岐部分の数の変化 (例えば 2 個から 1 個、又は 1 個から 2 個の変化) に基づいて、暗部の面積の大きな変化量として検知することにより、その際に情報記録部 2 7 に VBS 画像を含む情報を記録するようにしても良い。

また、明るさの変化量として、暗部の面積の変化量から検出する場合に限定されるものでなく、内視鏡画像の明るさの平均値を算出し、平均値が閾値以上の変化量となった場合

50

に、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録するようにしても良い。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。さらに、第 1 の条件として図 13 に示すように先端位置と分岐点 B_i 間の距離 d_a が設定距離 d_{t h} 以内とする場合に限定されるものでなく先端位置とスパー間の距離 d_b が設定距離以内に設定しても良い。

また、第 1 の条件として、距離 d_a、d_b 以外を用いて設定しても良い。

【0070】

(E) の場合には、画像中の特徴部の変化量として暗部の面積等、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているため、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行き易い。

10

(F) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 11 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像における分岐形状の変化が指定された場合

図 14 においては気管支 2 の分岐形状の部分を抽出した状態で示している。この場合には図 14 に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 25 g の形状変化量検知部 25 j は、内視鏡画像における特徴部の形状の変化量を検知する。

より具体的には、図 14 に示す位置 P₁、P₂、…、P₅ で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像処理部 25 における）形状変化量検知部 25 j は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば気管支 2 の分岐形状を監視する動作を継続して行う。

【0071】

20

図 14 においては各位置 P_j（j = 1, 2, …, 5）で取得した内視鏡画像と共に、気管支 2 の分岐形状を抽出した状態で示す。

具体的には、位置 P₁ から位置 P₂ に移動した場合における気管支分岐形状の変化は小さいが、位置 P₃ においては分岐している分岐領域に近づくために、位置 P₂ と比較して気管支分岐形状が大きく変化している。形状変化量検知部 25 j は、気管支分岐形状が大きく変化したことを検知した場合、変化の前後において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。さらに、第 1 の条件として図 13 に示すように先端位置と分岐点 B_i 間の距離 d_a が設定距離 d_{t h} 以内とする場合に限定されるものでなく先端位置とスパー間の距離 d_b が設定距離以内に設定しても良い。

30

また、第 1 の条件として、距離 d_a、d_b 以外を用いて設定しても良い。

【0072】

(F) の場合には、画像中の特徴部の変化量として気管支分岐形状の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているため、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行き易い。

(G) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 11 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像におけるスパーの長さの変化が指定された場合

この場合には図 15 (A) に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 25 g のスパー変化量検知部 25 k は、内視鏡画像におけるスパーの長さの変化量を検知する。図 15 (A) においては各位置 P_j（j = 1, 2, …, 5）で取得した内視鏡画像と共に、スパーの長さを抽出した状態で示す。なお、スパーの長さとは、気管支 2 の管腔が二股に分岐している分岐部における境界の長さである。

40

【0073】

図 15 (A) に示す位置 P₁、P₂、…、P₅ で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像処理部 25 における）スパー変化量検知部 25 k は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば気管支 2 のスパーの長さを監視する動作を継続して行う。図 15 (B) は挿入部 11 の先端の位置 P_j と、スパーの長さの関係を示す。図 15 (A)、図 15 (B) から分かるように例えば、位置 P₁ から位置 P₂ に移動した場合におけるスパーの長さの変化は小さいが、位置 P₃ においては分岐している分岐領域に近づく

50

ために、位置 P 2 と比較してスパーの長さが大きく変化している。スパー変化量検知部 25 k は、スパーの長さが大きく変化したことを検知した場合、変化の前後において、情報記録部 27 に V B S 画像を含む情報を記録する。

【0074】

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。さらに、第 1 の条件として図 15 に示すように先端位置と分岐点 B i 間の距離 d a が設定距離 d t h 以内とする場合に限定されるものでなく先端位置とスパー間の距離 d b が設定距離以内に設定しても良い。

また、第 1 の条件として、距離 d a、d b 以外を用いて設定しても良い。

(G) の場合には、画像中の特徴部の変化量として気管支分岐形状の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているため、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行い易い。

【0075】

(H) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 11 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像におけるスパーの角度の変化が指定された場合

この場合には図 16 (A) に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 25 g のスパー変化量検知部 25 k は、内視鏡画像におけるスパーの角度（向き）の変化量を検知する。図 16 (A) においては各位置 P j (j = 1, 2, ..., 5) で取得した内視鏡画像と共に、スパーの角度を抽出した状態で示す。なお、スパーの角度とは、気管支 2 の管腔が二股に分岐している分岐部における境界部分の長手方向の向き又は、基準方向となす角度である。

図 16 (A) に示す位置 P 1, P 2, ..., P 5 で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像処理部 25 における）スパー変化量検知部 25 k は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば気管支 2 のスパーの角度を監視する動作を継続して行う。

【0076】

図 16 (B) は挿入部 11 の先端の位置 P j と、スパーの角度の関係を示す。図 16 (A), 図 16 (B) から分かるように例えば、位置 P 1 から位置 P 2 に移動した場合におけるスパーの角度の変化は小さいが、位置 P 3 においては分岐している分岐領域に近づくために術者は挿入部 11 を振るために、位置 P 2 と比較してスパーの角度が大きく変化している。スパー変化量検知部 25 k は、スパーの角度が大きく変化したことを検知した場合、変化の前後において、情報記録部 27 に V B S 画像を含む情報を記録する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。さらに、第 1 の条件として図 16 (A) に示すように先端位置と分岐点 B i 間の距離 d a が設定距離 d t h 以内とする場合に限定されるものでなく先端の位置とスパー間の距離 d b が設定距離以内に設定しても良い。

【0077】

また、第 1 の条件として、距離 d a、d b 以外を用いて設定しても良い。

(H) の場合には、画像中の特徴部の変化量として気管支分岐形状の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているため、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行い易い。

(I) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 11 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像における視野不良の変化が指定された場合

この場合には図 17 に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 25 g の視野不良検知部 25 l は、内視鏡画像における視野不良の発生を検知する。視野不良（の発生）は、気管支内で撮像した内視鏡画像において、管腔の先端側の分岐や暗部が識別できる程度に映っているか否かで判定し、汚れが視野全体を覆ってしまうことを想定して、視野不良検知部 25 l は、内視鏡画像の明るさが所定の明るさよりも暗くなり、暗い領域がほぼ内視鏡画像の全体に及ぶ場合に視野不良と判定する。

【0078】

このため、例えば明るさ変化量検知部 25 i が視野不良検知部 25 l の機能を備える。

図 17 においては各位置 P_j ($j = 1, 2, \dots, 5$) で取得した内視鏡画像の概略を示す。位置 $P_1, P_2, \dots, P_5$ で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像処理部 25 における）視野不良検知部 25 l は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で視野不良を監視する動作を継続して行う。図 17 に示す例では、位置 P_2 から位置 P_3 に移動した場合に視野不良の発生を検知して、変化の直前の位置 P_2 において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。さらに、第 1 の条件として図 16 (A) に示すように先端位置と分岐点 B_i 間の距離 d_a が設定距離 d_{th} 以内とする場合に限定されるものでなく先端の位置とスパー間の距離 d_b が設定距離以内に設定しても良い。また、第 1 の条件として、距離 d_a, d_b 以外を用いて設定しても良い。

【0079】

(I) の場合には、画像中の特徴部の変化量として視野不良のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているので、情報を記録した状態を把握し易い。

なお、上述した形状変化量検知部 25 j は、気管支内の分岐形状の変化量を検知していたが、以下のように分岐形状から分岐形状以外の構造、形状に変化した場合、換言すると、分岐形状以外に変化したことを検知した場合に情報を記録するようにしても良い。

(J) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 11 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像における気管支分岐形状からの変化が指定された場合

この場合には図 18 に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 25 g の形状変化量検知部 25 j は、気管支 2 内を撮像した内視鏡画像における気管支 2 の分岐が内視鏡画像内に存在しているか否かを監視する動作を継続して行う。そして、術者により挿入部 11 の湾曲部 19 が湾曲されたり、挿入部 11 が振られたりして、分岐が内視鏡画像内に存在していないと判定した場合には、その直前の位置での VBS 画像を含む情報を情報記録部 27 に記録する。

【0080】

図 18 に示すように位置 $P_1, P_2, \dots, P_5$ で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像処理部 25 における）形状変化量検知部 25 j は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば分岐形状部分を抽出し、分岐の有無を監視する動作を継続して行う。そして、図 18 において位置 P_2 から位置 P_3 に移動した場合分岐が存在しない状態に変化したことを判定し、その変化の直前の位置 P_2 において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。さらに、第 1 の条件として図 16 (A) に示すように先端位置と分岐点 B_i 間の距離 d_a が設定距離 d_{th} 以内とする場合に限定されるものでなく先端の位置とスパー間の距離 d_b が設定距離以内に設定しても良い。また、第 1 の条件として、距離 d_a, d_b 以外を用いて設定しても良い。

【0081】

(J) の場合には、画像中の特徴部の変化量として分岐形状の有無の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているので、情報を記録した状態を把握し易い。

(K) 第 1 の条件と第 2 の条件として、挿入部 11 の先端位置と分岐点又はスパー間の距離と、内視鏡画像における特徴部のぶれの変化が指定された場合

この場合には図 19 に示すように画像処理部 25 は、CCU 8 A から順次所定の時間間隔（例えば $1/30\text{ s}$ 又は $1/60\text{ s}$ ）で入力される画像信号を画像メモリ 25 f における第 1 メモリ 81 a と第 2 メモリ 81 b に交互に記憶する。例えば、最新となる n 番目の画像 I_n は、第 2 メモリ 81 b に記憶され、その 1 フレーム又は 1 フィールド前の $n-1$ 番目の画像 I_{n-1} は第 2 メモリ 81 b に記憶されている。

【0082】

隣接するフレーム又はフィールドで撮像された $n-1$ 番目の画像 I_{n-1} と、 n 番目の画像 I_n とはぶれ量演算処理部82に入力され、ぶれ量演算処理部82は、一方の画像（例えば画像 I_n ）中において設定した点に対して、他方の画像における対応点をぶれ量を表す動きベクトル量として算出する演算を行う。

ぶれ量演算処理部82により算出された動きベクトル量は、ぶれ量判定部83に入力され、ぶれ量判定部83は、算出された動きベクトル量をぶれ量と見なして、動きベクトル量の大きさ（絶対値）が規定値を超えるか否かを判定し、判定結果に応じてVBS画像を含む情報を候補情報として記録したりする。なお、図1に示す条件判定部26bがぶれ量判定部83の機能を備える構成にしても良い。

10

【0083】

ぶれ量演算処理部82は、画像 I_n の中心点を中心とした $W \times H$ ピクセルの範囲をテンプレートに設定し、その中心点に対応する画像 I_{n-1} 上の対応点を探索する。対応点の探索は、例えば輝度のSAD（Sum of Absolute Differences）を算出することにより行われる。テンプレートの画素値を $t(x, y)$ 、探索対象の画像の画素値を $g(x, y)$ とすると、座標 (u, v) におけるSADである $F(u, v)$ は一般に(4)式で算出される。

$$F(u, v) = \sum_i \sum_j |g(i+u, j+v) - t(i, j)| \quad (4)$$

なお、 $\sum_i$ 、 $\sum_j$ は、それぞれ i が N_W 以内、 N_H 以内のテンプレートの幅 W 、高さ H において $|g-t|$ を加算する演算を行うことを表し、またテンプレートの幅を W 、高さを H とし、 $-W/2 \leq N_W \leq W/2$ 、 $-H/2 \leq N_H \leq H/2$ とする。また、画像 I_n に相当する画像 I_{n-1} の中心座標を (O_x, O_y) とし、 $O_x - W/2 \leq u \leq O_x + W/2$ 、 $O_y - H/2 \leq v \leq O_y + H/2$ の範囲で $F(u, v)$ が算出される。 $F(u, v)$ が最小となるときの座標 (E_x, E_y) が対応点となる。

20

【0084】

画像 I_n の中心座標 (O_x, O_y) に対する対応点の座標 (E_x, E_y) から、動きベクトル m は(5)式で算出される。

$$m = (E_x - O_x, E_y - O_y) \cdots (5)$$

以上が動きベクトル m の算出方法である。

動きベクトル m の算出により、該動きベクトル m をぶれ量として算出する処理が終了すると、ぶれ量判定部83にて動きベクトル m の大きさを規定値と比較を行い、ぶれ量判定部83は、動きベクトル m の大きさが規定値より大きいと判定した場合は、ぶれ量判定部83は、情報記録部27に対して規定値を超えるぶれ変化が発生したと判定して、情報記録部27に対して、VBS画像を記録する記録指示信号（又は保存指示信号）を出力する。この記録指示信号を受けた情報記録部27は、規定値を超えるぶれが発生前の、画像メモリ25fの第1メモリ81aの画像を候補画像として記録する。この候補画像を記録する動作は、記録指示信号が入力される度に行われ、情報記録部27には候補画像が蓄積されていく。

30

【0085】

以上の動作を繰り返すことで、内視鏡画像のぶれが規定値より大きくなった場合の直前の内視鏡画像を候補画像として蓄積していくことが可能となる。尚、内視鏡画像のぶれを検出する方法としては、SHIFT（Scale-Invariant Feature Transform）による演算や、各画像に対応する特徴点を演算することができなかった場合あるいは、画像の周波数解析で高周波成分が規定値以上に減少した場合に、同様に記録するようにしても良い。そのような場合にも同様の効果が得られる。

40

なお、上述した実施形態において、第1の条件と第2の条件に関して代表的な組み合わせの場合を説明したが、上述した組み合わせ以外の組み合わせにより、情報を記録するようにしても良い。

つまり、本発明は上述した実施形態における第1の条件と第2の条件に関する組み合わせが異なる構成、方法の場合も含む。更に、第1の条件と第2の条件はユーザが設定する

50

だけでなく、予め機器内の例えば条件設定部 26 d や、情報記録制御部 26 c 等へ記憶しておくことでユーザが設定を行わなくても設定されるようにしても良い。

また、条件情報記録手段としての条件情報記録部 27 a は、第 1 の条件と第 2 の条件として設定可能な複数の候補条件の情報や候補情報をそれぞれ記録すると説明したが、候補条件の情報や候補情報を用いることなく、第 1 の条件と第 2 の条件として設定可能な複数の条件情報（又は情報）をそれぞれ記録すると述べても良い。

【0086】

なお、上述の説明においては、入力装置 31 等から再度の位置合わせを行う指示信号が制御部 26 に入力された場合に、情報記録部 27 に記録された情報を候補情報として表示手段としてのモニタ 32 に表示（提示）することを説明した。

10

本発明はこの場合に限定されるものでなく、例えば、所定のタイミングで情報記録部 27 に記録された情報を候補情報として表示手段としてのモニタ 32 で表示（提示）するようにしても良い。

例えば入力装置 31 等からユーザが制御部 26 に対して、候補情報を表示する時間間隔や条件を設定するための入力を行い、制御部 26 は、設定された時間間隔又は条件に合致する場合に、情報記録部 27 から情報を読み出す制御を行い、画像処理部 25 を経てモニタ 32 に VBS 画像を含む候補情報を表示するようにしても良い。

また、撮像手段により撮像された画像情報及び仮想内視鏡画像を比較する画像比較手段と、情報取得手段に記録された仮想内視鏡画像を所定のタイミングで表示する表示手段と、備えた構成において、情報取得手段が、画像比較手段の比較結果に基づいて撮像手段の少なくとも位置情報を取得する構成にしても良い。

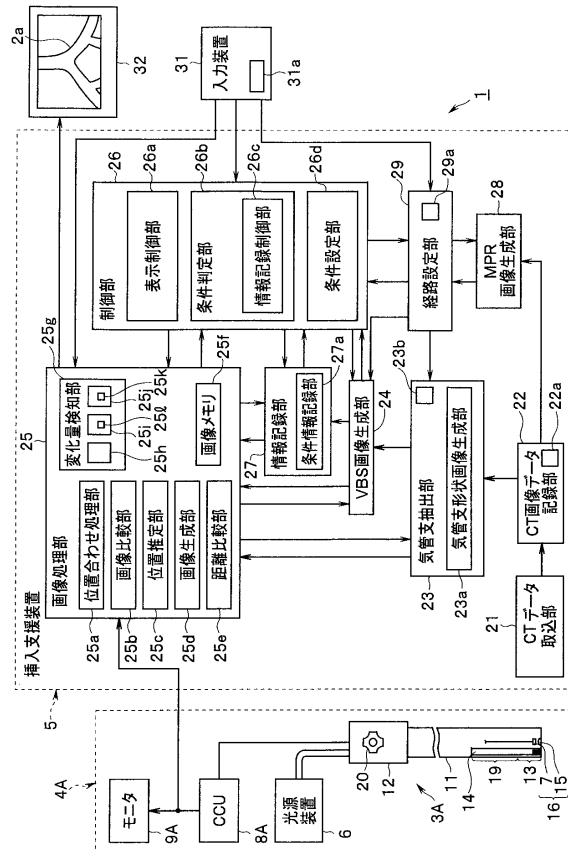
20

また、本発明は、上述した例えば図 1 に示した構成に限定されるものでなく、請求項 1 に記載した基本的な構成のみにしても良いし、この基本的な構成において、単数又は複数の構成要素を選択的に追加した構成にしても良い。

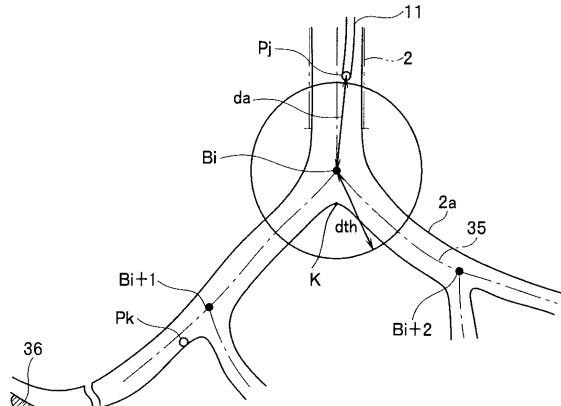
【0087】

本出願は、2013 年 3 月 6 日に日本国に出願された特願 2013-44601 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

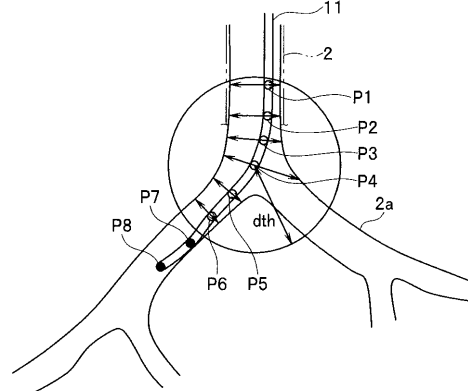
【図 1】



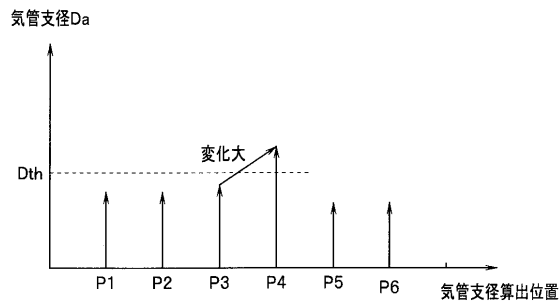
【図 2 A】



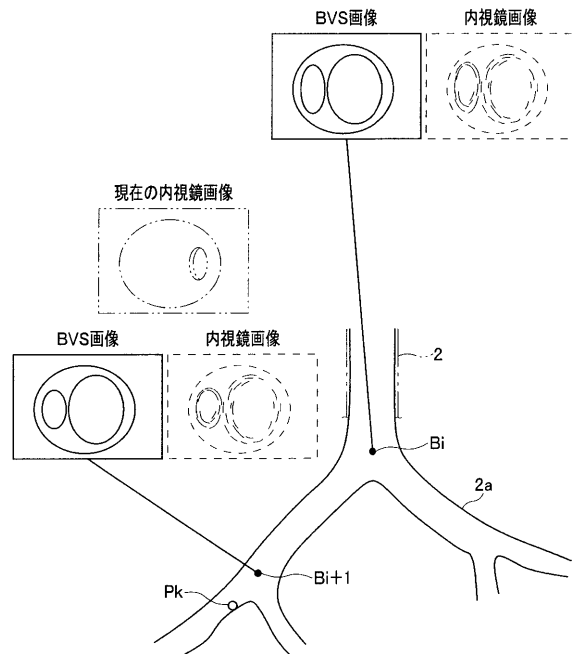
【図 2 B】



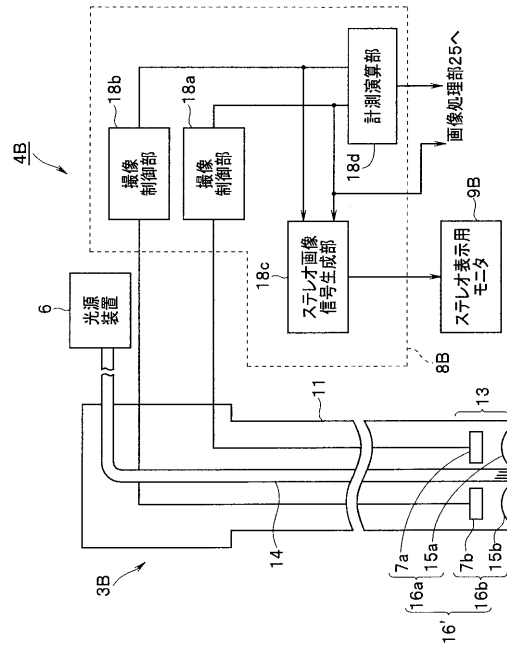
【図 2 C】



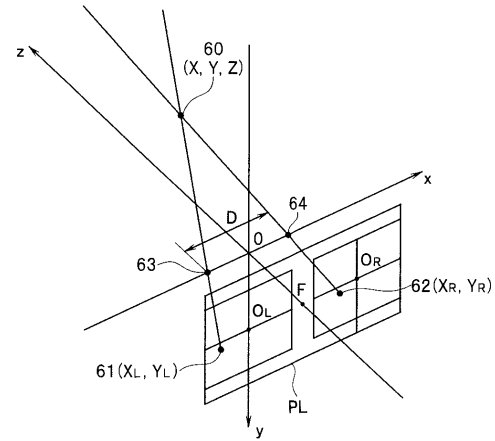
【図 2 D】



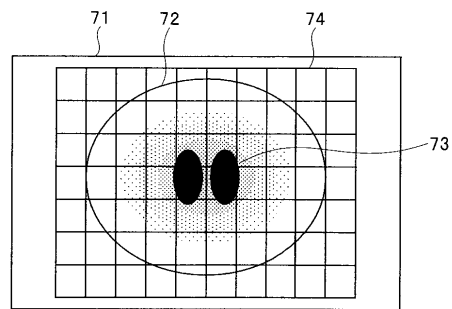
【図 3 A】



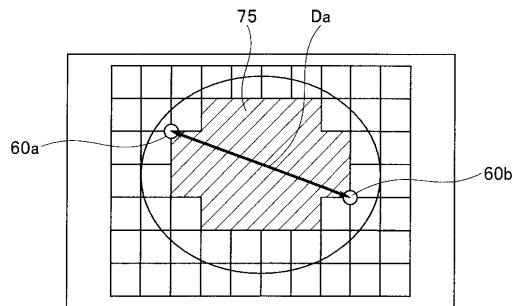
【図 3 B】



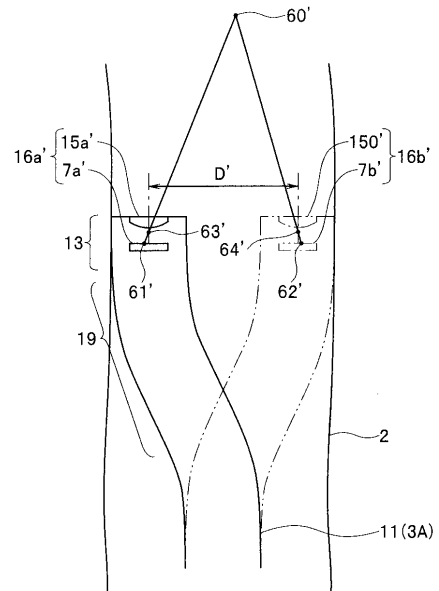
【図 3 C】



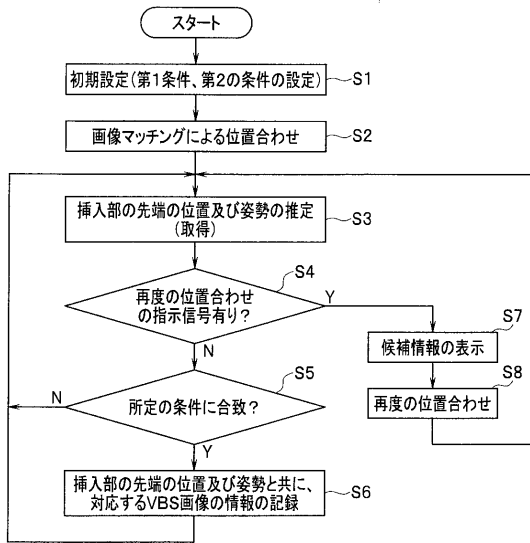
【図 3 D】



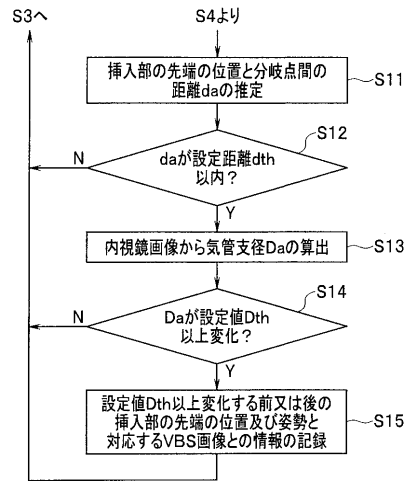
【図 3 E】



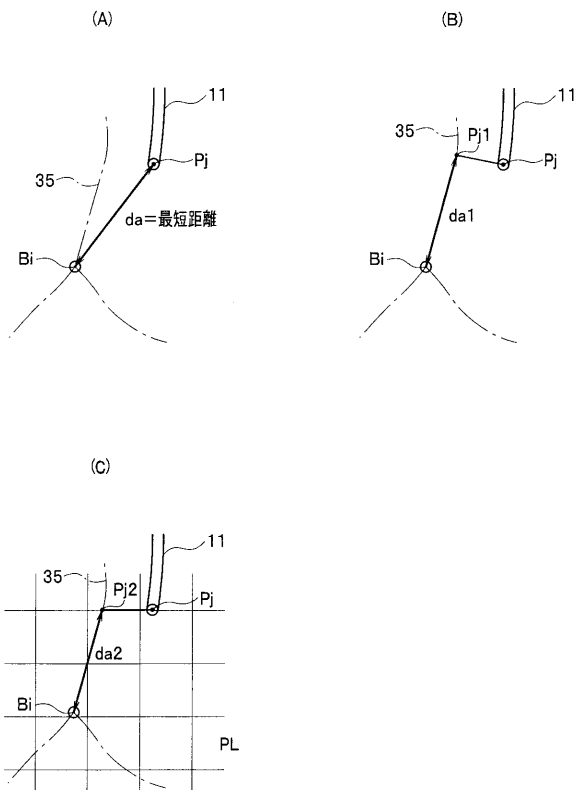
【図 4 A】



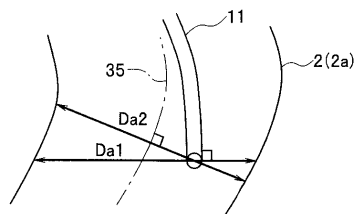
【図 4 B】



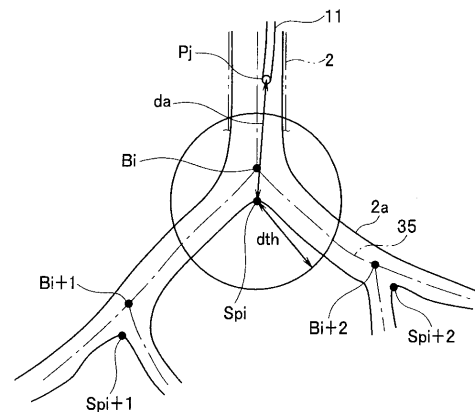
【図 5】



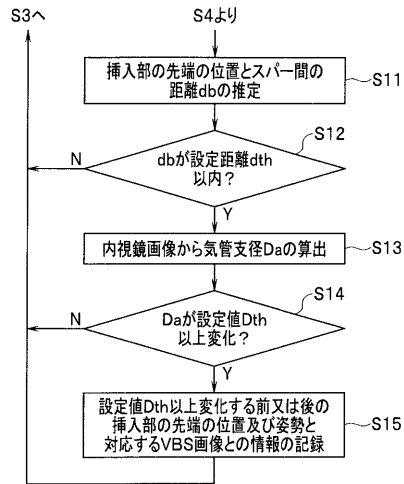
【図 6】



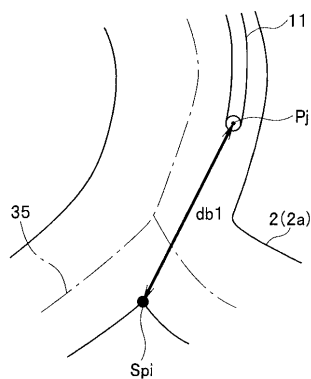
【図 7】



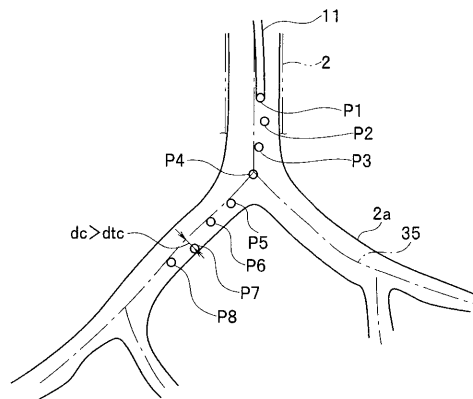
【図 8】



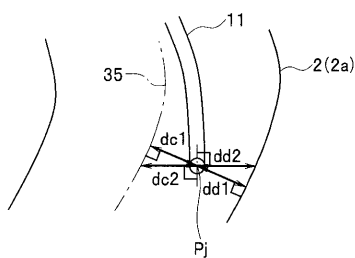
【図 9 A】



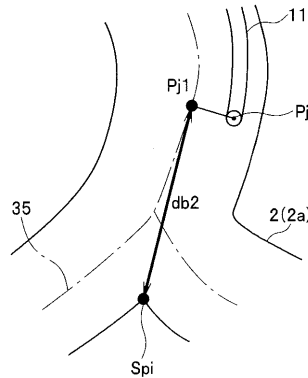
【図 10】



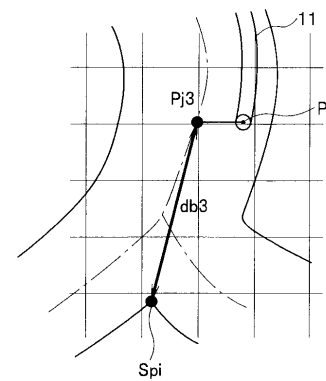
【図 11 A】



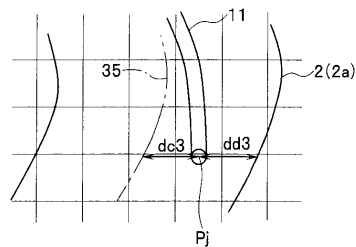
【図 9 B】



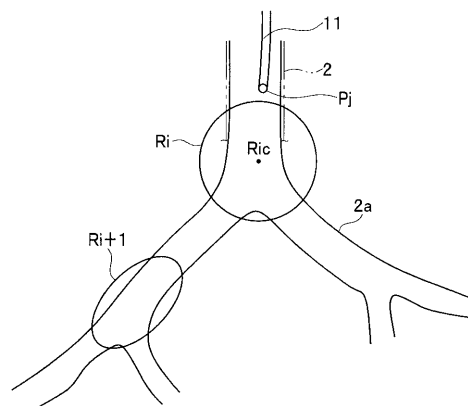
【図 9 C】



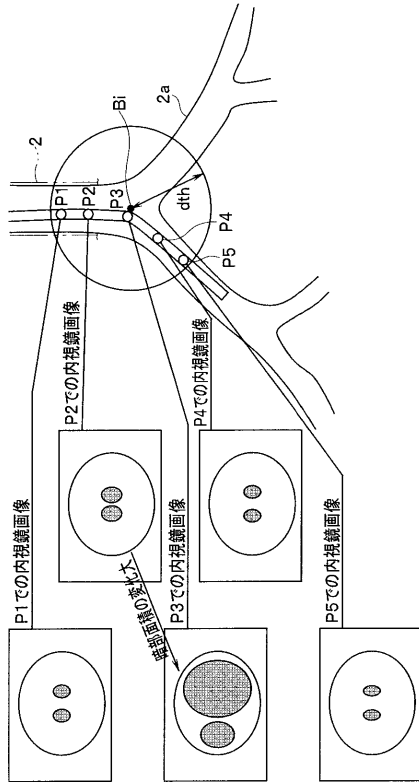
【図 11 B】



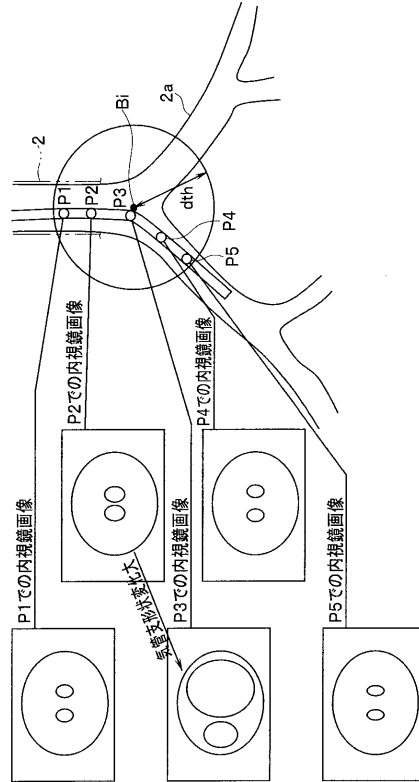
【図 12】



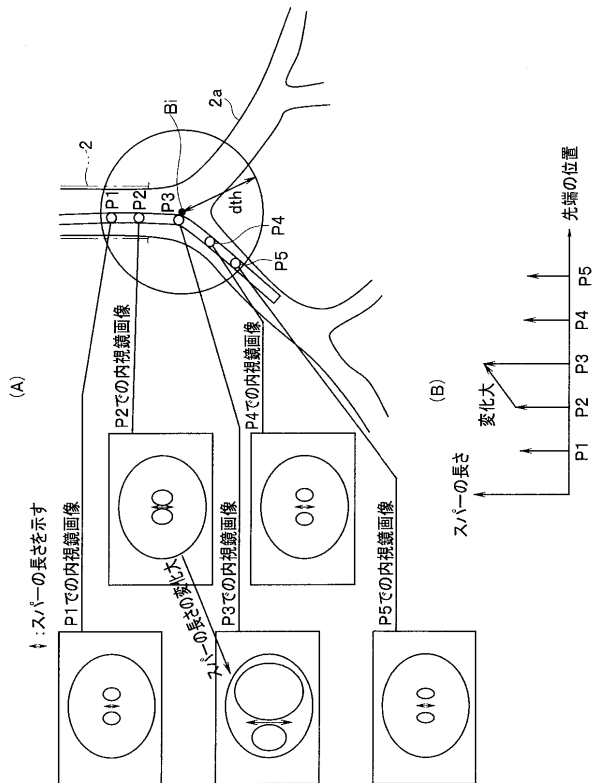
【图 1 3】



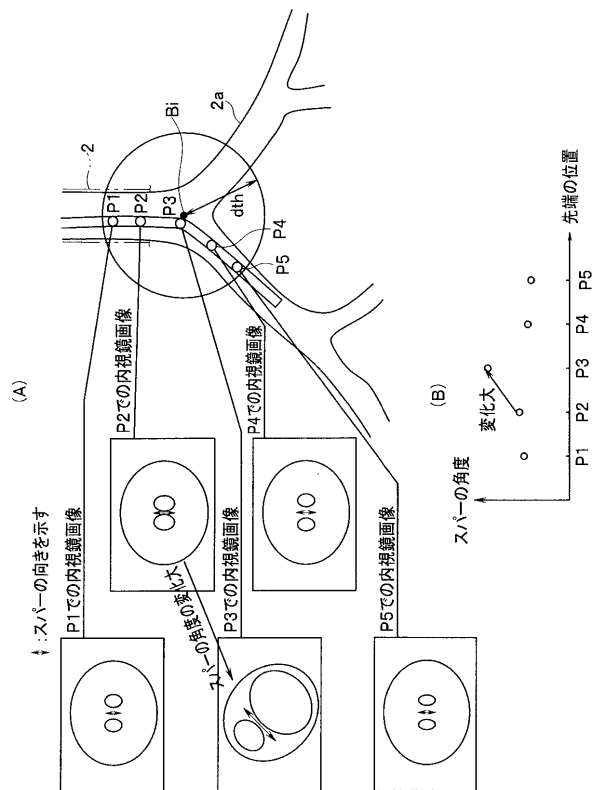
【図 14】



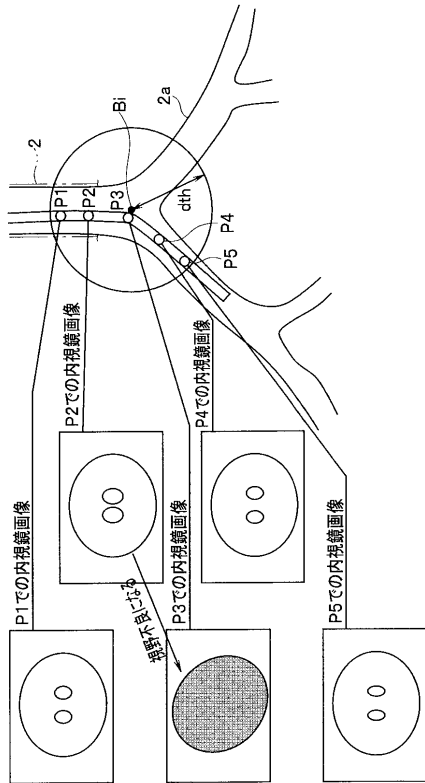
【図 15】



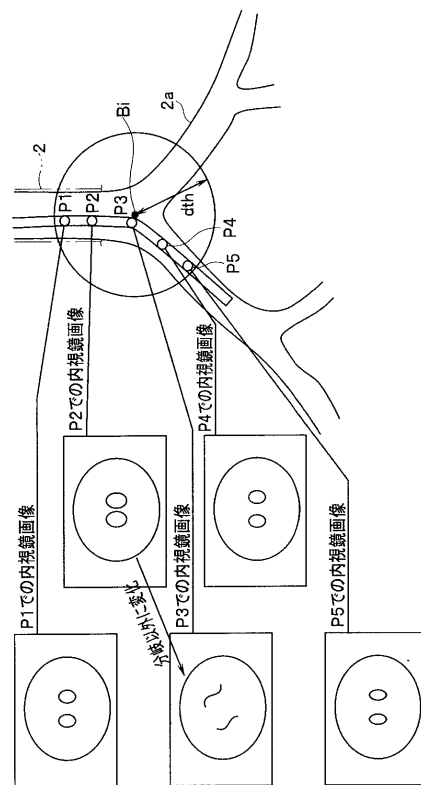
【図 16】



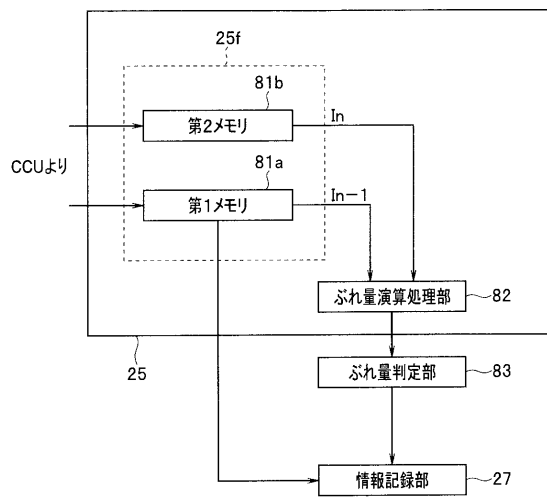
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

(72)発明者 大西 順一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開2011-212244 (JP, A)

国際公開第2011/94518 (WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/04

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5715311B2	公开(公告)日	2015-05-07
申请号	JP2014542603	申请日	2014-02-19
[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	伊藤満祐 秋本俊也 大西順一		
发明人	伊藤 満祐 秋本 俊也 大西 順一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/04 A61B1/2676 A61B1/273 A61B5/066 A61B6/032 A61B6/12 A61B6/466 A61B6/488 A61B6/5247 A61B2034/2065		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.372		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013044601 2013-03-06 JP		
其他公开文献	JPWO2014136576A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：图像记录部分，其记录对象的三维图像信息；管腔器官提取部分，从三维图像信息中提取预定的管腔器官；虚拟内窥镜图像生成部，生成虚拟内窥镜图像，该虚拟内窥镜图像相对于预定的管腔器官的信息从预定的视点位置内窥镜地绘制；拾取预定管腔器官内部图像的图像拾取部分；位置信息获取部分，获得插入部分的远端的位置信息；距离比较部分，其将从所提取的预定管腔器官中的特征区域到所述插入部分的远端的位置的距离与设定距离进行比较；变化量检测部分，其检测所拾取的内窥镜图像中的预定管腔器官的特征部分的变化量；信息记录部分，其记录包括插入部分的远端的位置的信息和基于距离比较部分的比较结果的位置对应的虚拟内窥镜图像和通过变化量的检测结果检测部分。

【图 1】

