

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/136576

発行日 平成29年2月9日 (2017.2.9)

(43) 国際公開日 平成26年9月12日 (2014.9.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 320Z	2H040
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 372	4C161
<b>G02B 23/24 (2006.01)</b>	G02B 23/24 B	

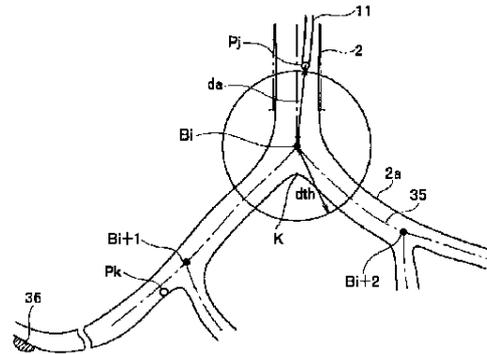
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 45 頁)

出願番号 特願2014-542603 (P2014-542603)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2014/053875	
(22) 国際出願日 平成26年2月19日 (2014.2.19)	
(11) 特許番号 特許第5715311号 (P5715311)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(45) 特許公報発行日 平成27年5月7日 (2015.5.7)	
(31) 優先権主張番号 特願2013-44601 (P2013-44601)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日 平成25年3月6日 (2013.3.6)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
	(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) 【要約】

内視鏡システムは、被検体における3次元画像情報を記録する画像記録部と、3次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、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部と、所定の管腔臓器内を撮像する撮像部と、挿入部の先端の位置情報を取得する位置情報取得部と、抽出された所定の管腔臓器における特徴領域と挿入部の先端の位置から特徴領域までの距離を設定距離と比較する距離比較部と、撮像された内視鏡画像内において、所定の管腔臓器に関する特徴部の変化量を検知する変化量検知部と、距離比較部の比較結果及び変化量検知部の検知結果に基づいて、挿入部の先端の位置と、位置に対応する仮想内視鏡画像とを含む情報を記録する情報記録部と、を備える。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

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部と、  
前記 3 次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、  
前記管腔臓器抽出部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部と、  
内視鏡内に設けられ、前記所定の管腔臓器内を撮像する撮像部と、  
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、  
前記管腔臓器抽出部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特徴領域までの距離を設定距離と比較する距離比較部と、  
前記撮像部により撮像された内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器に関する特徴部の変化量を検知する変化量検知部と、  
前記距離比較部の比較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と、該先端の位置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部と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記距離比較部は、前記内視鏡の挿入部の先端の位置から前記所定の管腔臓器における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所定の管腔臓器の中心を通る芯線との間の第 2 の距離を前記設定距離と比較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。

20

**【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、前記所定の管腔臓器における管腔が分岐する分岐領域における前記特徴部の形状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、内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器における管腔が分岐する分岐領域における前記特徴部の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。

30

**【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、前記位置及び画像情報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】**

前記撮像部により撮像された前記内視鏡画像及び前記仮想内視鏡画像生成部により生成された前記仮想内視鏡画像を比較する画像比較部を更に備え、

前記位置情報取得部は、前記画像比較部の比較結果に基づいて前記内視鏡の挿入部の先端の前記位置情報を取得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。

40

**【請求項 7】**

前記所定の管腔臓器の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及び画像情報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位置及び画像情報における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、

を更に備え、

50

前記位置情報取得部は、前記情報記録部から読み出された前記仮想内視鏡画像と、前記撮像部により撮像された現在の内視鏡画像との比較により、前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報を取得することを特徴とする請求項6に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

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9】

前記情報記録部に記録された前記位置及び画像情報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情報記録部に記録された前記位置及び画像情報を表示する表示装置と、

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10】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器における前記特徴部としての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に前記内径の変化量を検知した場合における前記位置及び画像情報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11】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器における前記特徴部としての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に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12】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器における前記特徴部としての管腔が分岐する分岐領域の明るさの変化量を検出する明るさ変化量検知部と、前記分岐領域の形状の変化量を検知する形状変化量検知部との少なくとも一方を有し、

前記条件判定部は、前記変化量検知部が設定値以上に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13】

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所定の管腔臓器における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所定の管腔臓器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所定の管腔臓器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14】

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、前記挿入部の先端の位置と、前記仮想内視鏡画像とを含む前記位置及び画像情報として、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13に記載の内視鏡

10

20

30

40

50

システム。

【請求項 15】

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、前記挿入部の先端の位置と、前記仮想内視鏡画像とを含む前記位置及び画像情報として、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。

【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。

10

【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ているようになっている。

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。

20

例えば、第1の従来例としてのW02007-129493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。

30

【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。

40

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】

50

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、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部と、前記3次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、前記管腔臓器抽出部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部と、内視鏡内に設けられ、前記所定の管腔臓器内を撮像する撮像部と、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、前記管腔臓器抽出部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特徴領域までの距離を設定距離と比較する距離比較部と、前記撮像部により撮像された画像内において、前記所定の管腔臓器に関する特徴部の変化量を検知する変化量検知部と、前記距離比較部の比較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情報と、該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2A】図2Aは気管支の一部と気管支形状画像を表す図。

【図2B】図2B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2C】図2C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2D】図2D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3A】図3A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3B】図3B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3C】図3C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。

【図3D】図3Dは図3Cの画像から気管支径を算出するための説明図。

【図3E】図3E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4A】図4A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4B】図4Bは図4A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。

【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9A】図9A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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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】

【0008】

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) 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた操作部 1 2 とを有し、挿入部 1 1 の先端部 1 3 には照明窓と観察窓とが設けられる。挿入部 1 1, 操作部 1 2 内には照明光を伝達するライトガイド 1 4 が挿通され、このライトガイド 1 4 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 1 4 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 1 5 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 1 5 と撮像素子 7 とにより、挿入部 1 1 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 1 6 が形成される。

【0010】

撮像素子 7 は、挿入部 1 1, 操作部 1 2 内を挿通された信号線を介して CCU 8 A に接

10

20

30

40

50

続される。CCU8A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9Aに出力する。モニター9A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3A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4Aの代わりに、図3Aに示す内視鏡装置4Bを採用しても良い。

#### 【0011】

内視鏡装置4Bは、立体計測（ステレオ計測）が可能なステレオ内視鏡3Bと、光源装置6と、ステレオ内視鏡3Bに設けた2つの撮像素子7a, 7bに対する信号処理を行うCCU8BとCCU8B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9Bを有する。

ステレオ内視鏡3B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15a, 15bが配置され、それぞれの結像位置に左右の撮像素子7a, 7bが配置されて、左右の撮像装置16a, 16b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15a, 15bと左右の撮像装置16a, 16b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7a, 7bは、光電変換した撮像信号をCCU8B内の撮像制御部18a, 18bに入力され、撮像制御部18a, 18bは、左右の画像信号を生成してステレオ画像信号生成部18cに出力する。

ステレオ画像信号生成部18c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ー9Bに出力する。そして、ステレオ表示用モニター9B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18a, 18bにより生成された左右の画像信号は、計測演算部18d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Daを計測（算出）することが可能となる。計測演算部18dにより算出された気管支径Da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Da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Daが計測（算出）される場合がある。図3Aにおいて、撮像制御部18a（又は18b）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3B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15a, 15bを用いて撮像素子7a, 7b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15a, 15b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。

10

20

30

40

50

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

$$Y = t \times Y_R \dots (2)$$

$$Z = t \times F \dots (3)$$

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 15a の光学中心 63、または右の対物レンズ 15b 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 3B の先端部 13 と対物レンズ 15a, 15b の特性を示す光学データを用いる。なお、図 3B においては、2 つの撮像面を共に含む面を PL で示し、また、（図 3B においては表示していない対物レンズ 15a, 15b 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。

10

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 3B 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。

20

#### 【0015】

この方法に関して図 3C および図 3D を用いて説明する。モニタ 9B 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 3D 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 60a および、計測点 60b を設定する。なお、図 3D 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 60a, 60b 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 60a, 60b を指定する場合、該計測点 60a, 60b 間が最も大きくなる方向に指定するようにしても良い。

30

#### 【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 60a および計測点 60b を求める。そして、左画面の計測点 60a に相当する点を図 3B の 2 次元の点 61、右画面の計測点 60a 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 60b 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。

40

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 3A に示した対となる左右の撮像装置 16a, 16b を有するステレオ撮像装置 16 を備えたステレオ内視鏡 3B 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 3A 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 3E に示すように気管支 2 内に内視鏡 3A 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 3B 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。

50

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いても良い。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 22 a 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状画像 2 a 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 23 a を有する。

10

20

30

40

50

また、この気管支抽出部 2 3 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 C T 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 2 3 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 2 3 b を有する。

#### 【 0 0 2 2 】

また、挿入支援装置 5 は、内視鏡 3 A 又は 3 B における挿入部 1 1 の先端部 1 3 に設けた撮像装置 1 6 又は 1 6 a , 1 6 b 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（V B S 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 V B S 画像生成部 2 4 を有する。以下においては、内視鏡 3 A 又は 3 B におけるいずれでも良い場合においては、内視鏡 3 A の場合で説明する。

V B S 画像生成部 2 4 には、内視鏡 3 A の先端部 1 3 の撮像装置 1 6 に関する結像系を含む特性情報（対物レンズ 1 5 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 3 1 から制御部 2 6 を経て入力される。なお、制御部 2 6 を経由することなく、入力装置 3 1 から撮像装置 1 6 に関する特性情報を V B S 画像生成部 2 4 に入力するようにしても良い。

#### 【 0 0 2 3 】

V B S 画像生成部 2 4 は、実際に気管支 2 内に挿入された内視鏡 3 A の先端部 1 3 内に配置された撮像装置 1 6 の 3 次元位置（挿入部 1 1 の先端の 3 次元位置とも言える）の情報と、撮像装置 1 6 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 V B S 画像を生成する画像生成回路、又は C P U 等により構成される。なお、V B S 画像生成部 2 4 は、同じ視点位置においても先端の軸方向（撮像装置 1 6 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 V B S 画像を生成することができる。

従って、例えば挿入部 1 1 の先端の位置と、先端の（軸）方向とを C T 座標系により指定すると、V B S 画像生成部 2 4 は、位置と方向の指定に対応した V B S 画像を生成する。

#### 【 0 0 2 4 】

また、挿入支援装置 5 は、C C U 8 A から入力される内視鏡画像と、V B S 画像生成部 2 4 の V B S 画像との位置合わせを画像マッチングで行う C P U 、画像処理回路等で構成される画像処理部 2 5 と、画像処理部 2 5 等の制御を行う制御手段として C P U 等で構成される制御部 2 6 と、制御部 2 6 の制御下で挿入支援するための V B S 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 2 7 とを有する。

また、挿入支援装置 5 は、C T 画像データ記録部 2 2 に記録された C T 画像データに基づき多断面再構築画像としての C T 断面画像（M P R 画像という）を生成する M P R 画像生成部 2 8 と、M P R 画像生成部 2 8 が生成した M P R 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 3 A 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 2 9 とを有する。

#### 【 0 0 2 5 】

そして、例えば C T 画像データから図 2 A に示すように目標部位 3 6 を指定した場合、経路設定部 2 9 は C T 画像データと気管支形状画像 2 a とから気管支 2 における（挿入部 1 1 の）挿入開始位置から目標部位 3 6 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 2 9 a の機能を有する。

また、内視鏡システム 1 は、経路設定部 2 9 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 3 1 を有する。また、術者は、この入力装置 3 1 から画像処理部 2 5 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 2 6 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 25 の位置合わせ処理部 25a は、挿入部 11 の先端の位置と、先端の軸方向（撮像装置 16 の視点方向又は視線方向）とを CT 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 25b による画像比較結果により、以後の挿入部 11 の先端の位置を、CT 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 25 は、挿入部 11 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 11 の先端の位置を推定により取得する位置推定部 25c を有する。位置推定部 25c も画像比較部 25b による画像比較結果に基づいて挿入部 11 の先端の位置を取得する。更に説明すると、画像処理部 25 は、挿入部 11 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 25a により位置合わせ後の状態における CT 座標系のもとで挿入部 11 の先端の移動した位置を、内視鏡画像と VBS 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 11 の先端を芯線 35 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 16 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 25c は、芯線 35 にほぼ沿った経路上で挿入部 11 の先端を移動した場合の（VBS 画像生成部 24 から出力される）VBS 画像を用いて現在の内視鏡

10

20

30

40

50

画像と最も良くマッチングするVBS画像を画像処理により選出し、選出したVBS画像に対応する3次元位置を挿入部11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25cは、挿入部11の先端の位置と共にその姿勢(挿入部11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11の先端は、芯線35上から外れた位置に移動される場合もあるため、芯線35から適宜の距離だけ偏心した位置においてのVBS画像をVBS画像生成部24が生成し、生成したVBS画像を位置合わせ処理部25a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25cにより推定された2つの位置の差分量から挿入部11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25c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(CT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25cは、この位置推定部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25は、挿入部11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25cの機能を有する。この場合、位置合わせ処理部25aが位置推定部25c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11の先端は、内視鏡3Aの先端と同じ意味で用いる。

#### 【0031】

また、画像処理部25は、制御部26における表示を制御する表示制御部26a等の制御の下で、画像表示手段としてのモニタ32に表示する画像を生成する。

表示制御部26aの制御下で、画像処理部25は、通常は、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の画像信号(映像信号)をモニタ32に出力する。そして、モニタ32には図1に示すように気管支形状画像2a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の先端の位置を重ねる画像等を生成する画像生成部25dの機能を有する。

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

10

20

30

40

50

部 2 5 e 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。

また、本実施形態においては、画像処理部 2 5 は、撮像装置 1 6 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 2 5 g を有する。変化量検知部 2 5 g 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 2 5 h、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 2 5 i、分岐領域の形状の変化量を検知する形状変化量検知部 2 5 j を有する。

また、形状変化量検知部 2 5 j 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 2 5 k を有し、また明るさ変化量検知部 2 5 i は、後述する視野不良検知部 2 5 l の機能を有する。視野不良検知部 2 5 l の機能を明るさ変化量検知部 2 5 i が備える場合に限定されない。

#### 【 0 0 3 4 】

なお、上記制御部 2 6 は、位置推定部 2 5 c により推定した挿入部 1 1 の先端の位置により経路データ生成部 2 9 a によって、（内視鏡 3 A の挿入部 1 1 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 2 6 は、距離比較部 2 5 e による比較結果と、変化量検知部 2 5 g 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 2 6 b の機能を有する。

制御部 2 6 における条件判定部 2 6 b 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 2 5 c により推定した挿入部 1 1 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 V B S 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 2 7 に記録させる。

#### 【 0 0 3 5 】

このため、情報記録部 2 7 は、距離比較部 2 5 e による比較結果と、変化量検知部 2 5 g による検知結果とに基づいて、挿入部 1 1 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 V B S 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。

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。

#### 【 0 0 3 6 】

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、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 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

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 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 3 1 は、距離比較部 2 5 e が比較する挿入部 1 1 の先端と特徴領域に関する第 1 の条件と、変化量検知部 2 5 g 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 3 1 a を有する様な構成にしても良い。

【 0 0 3 9 】

また、例えば情報記録部 2 7 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 2 7 a を有するようにしても良い。なお、情報記録部 2 7 と別体で条件情報記録部 2 7 a 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 1 1 の先端と、芯線 3 5 が分かれる分岐点 B i （ i = 1 , 2 , ... ）との距離 d a 、（ b ）挿入部 1 1 の先端と、気管支 2 が分かれるスパー S p i （ i = 1 , 2 , ... ）との距離 d b 、（ c ）挿入部 1 1 の先端と、芯線 3 5 又は気管支壁との距離 d c 、（ d ）挿入部 1 1 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 3 1 a 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 1 1 の先端と、目標部位までの距離、（ f ）挿入部 1 1 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。

【 0 0 4 0 】

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

10

20

30

40

50

パーSpの長さの変化、(e)スパーSp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。

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。

(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

10

20

30

40

50

気管支形状画像生成部 23 a は、図 2 A 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 2 a 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 2 a が表示される。また、上述したように気管支形状画像 2 a 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 B i もモニタ 32 上に表示される。芯線 35 と、分岐点 B i の各位置は、C T 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 S 2 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 の入口やカーナ K (図 2 A 参照) 等の V B S 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 25 a は、内視鏡画像と V B S 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 16 a 又は 16 b による内視鏡画像を採用すれば良い。

ステップ S 2 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 S 3 に示すように画像処理部 25 の位置推定部 25 c は、挿入部 11 の先端の位置及び姿勢を画像比較部 25 b 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 2 A に示すように推定した位置を気管支形状画像 2 a 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 25 f に記憶する。

また、次のステップ S 4 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 S 2 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くないような場合には、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 25 b が、内視鏡画像と V B S 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した場合、換言すると、挿入部 11 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 26 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 26 に入力されない。

制御部 26 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 26 の条件判定部 26 b は、距離比較部 25 e による比較結果及び変化量検知部 25 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、例えば条件判定部 26 b は、所定の条件を満たす判定結果の場合における挿入部 11 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 27 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ける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 11 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 27 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 11 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 25 b によるマッチングの精度が低下し易くなる。

#### 【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 26 に入力され、制御部 26 は指示信号の入力を検知する。そして、ステップ S7 に示すように制御部 26 の表示制御部 26a は、情報記録部 27 に記録された情報を候補情報として読み出し、モニタ 32 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 S8 において術者は、モニタ 32 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 S3 に戻り、ステップ S2 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 S7 の処理の後、(ステップ S3 でなく)ステップ S2 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 4A の処理を繰り返し行い、挿入部 11 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。

#### 【0048】

次に図 4A におけるステップ S5, S6 の処理を図 4B を参照してより詳細に説明する。なお、図 4B における気管支径に関する処理に関しては、図 3A において説明した内視鏡装置 4B によるステレオ計測、又は図 3E によるステレオ計測を用いるとして説明する。

図 4A におけるステップ S4 において制御部 26 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 4B のステップ S11 において画像処理部 25 の位置推定部 25c は、ステップ S3 において取得した挿入部 11 の先端の位置(の情報)と気管支抽出部 23 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 2a)と、気管支 2 内に挿入された挿入部 11 を図 2A に示す。

#### 【0049】

図 2A に示すように挿入部 11 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 11 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  $d_{th}$  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 S12 において距離比較部 25e は、算出された挿入部 11 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  $d_{th}$  以内か否かの第 1 の条件を満たすか否かを判定する。

ステップ S12 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 S3 の処理に戻る。一方、ステップ S12 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 S13 において内視鏡装置 4B (の計測演算部 18d)または内視鏡 3A による湾曲部 19 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 25 の変化量検知部 25g に送る。

#### 【0050】

次のステップ S14 において変化量検知部 25g (の気管支径変化量検知部 25h)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  $D_{th}$  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 2B は、図 2A に示したように挿入部 11 の先端が第 1 の条件を満たす状態の位置から挿入部 11 を気管支 2 の末梢側に挿入した場合の様子を示す。

図 2B に示すように挿入部 11 の先端の位置  $P_j$  は、位置推定部 25c 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  $P_1, P_2, \dots, P_6, P_7$  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 11 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】

また、図 2B において白丸で示す各位置  $P_j$  (図 2B においては、 $j = 1, 2, \dots, 6$ )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

10

20

30

40

50

、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 18d 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 2B のようになり、図 2C は第 1 の条件を満たす状態における挿入部 11 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  $P_1 \sim P_6$  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  $P_1 \sim P_6$  での情報は、画像メモリ 25f 等に一時的に記憶される。

図 2B 及び図 2C 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  $D_{th}$  より小さい状態から設定値  $D_{th}$  を超える大きな値に変化する。

10

#### 【0052】

このため、制御部 26 の条件判定部 26b 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 27 に記録する。つまり、図 4B におけるステップ S15 に示すように気管支径  $D_a$  が設定値  $D_{th}$  以上変化する前後の挿入部 11 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 27 に記録される。

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  $D_{th}$  以内であるので記録しない。上記のように情報記録部 27 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 27 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。

20

#### 【0053】

このようにステップ S15 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 S3 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 2B のように減算の位置が  $P_8$  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 11 は、気管支 2 の抹消側の位置に挿入され、挿入部 11 の先端が目標部位近傍まで挿入されると図 4A 又は図 4B 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する。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。

30

このため、例えば図 2A 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 2A 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 26 に入力された場合には、分岐点  $B_i$  付近で情報記録部 27 に記録された情報と、分岐点  $B_{i+1}$  付近で情報記録部 27 に記録された情報とが候補情報としてモニタ 32 に表示される。

#### 【0054】

図 2D は、この場合の候補情報の表示例を示す。図 2D 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 27 に記録された挿入部 11 の先端の位置（図 2D では分岐点  $B_i$  と  $B_{i+1}$  と、それぞれに対応する VBS 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。

40

図 2D 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ので、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。

50

## 【 0 0 5 5 】

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。

10

## 【 0 0 5 6 】

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行い易くなる。

20

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。

30

## 【 0 0 5 7 】

また、モニタ 3 2 において、図 2 D 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 2 7 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 2 a 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 2 5 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。

40

## 【 0 0 5 8 】

また、図 2 D 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 2 D 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 1 1 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 1 1 の先端の位置  $P_j$  との距離  $d_a$  は、

50

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 $S_{pi}$ 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 $S_{pi}$ と先端 $P_j$ 間の距離 $d_b$ がスパース $S_{pi}$ 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 $S_{pi}$ 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 $S_{pi}$ 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 $S_{11}$ 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 $S_{12}$ は、図4Bにおける(挿入部11の先端位置と分岐点間の距離) $d_a$ が(挿入部11の先端位置とスパース間の距離) $d_b$ 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11の先端位置 $P_j$ とスパース $S_{pi}$ 間の距離 $d_b$ は、図9Aに示すように挿入部11の先端の位置 $P_j$ とスパース $S_{pi}$ 間の最短距離 $d_{b1}$ を距離 $d_b$ として良い。また、図9Bに示すように挿入部11の先端位置 $P_j$ から最短距離となる芯線35上の位置 $P_{j1}$ とスパース $S_{pi}$ 間の最短距離 $d_{b2}$ を距離 $d_b$ として良い。

また、図9C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 $d_{a3}$ を距離 $d_b$ として採用するようにしても良い。

【0062】

(C)第1の条件と第2の条件として、挿入部11の先端(の位置)と芯線35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4A, 図4Bにおいて分岐点 $B_i$ を芯線35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25cが挿入部11の先端の位置 $P_j$ を推定した場合、距離比較部25eは先端の位置 $P_j$ と芯線35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10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35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。

10

20

30

40

50

## 【0063】

この場合には、位置 P 1 ~ 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。

10

## 【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。

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。

20

## 【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。

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。

30

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

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。

40

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  $R_i$  内となる距離が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】

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

50

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、内視鏡画像の明るさの変化が指定された場合

この場合には図13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25gの明るさ変化量検知部25iは、内視鏡画像における明るさの変化量を検知する。

#### 【0068】

具体的には、図13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）明るさ変化量検知部25i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13においては各位置Pj（j = 1, 2, ..., 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13においては、気管支2内における挿入部11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P1から位置P2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と比較して暗部の面積が大きく変化している。明るさ変化量検知部25i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27にVBS画像を含む情報を記録する。

#### 【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27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Bi間の距離daが設定距離dth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db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da、db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い易い。

(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25gの形状変化量検知部25j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25j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】

図14においては各位置Pj（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。

10

20

30

40

50

具体的には、位置 P 1 から位置 P 2 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 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 2 5 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 2 7 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 1 1 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 1 3 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。

10

#### 【 0 0 7 2 】

( 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い易い。

( G ) 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 1 5 ( A ) 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 のスパー変化量検知部 2 5 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 1 5 ( A ) 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、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。

20

#### 【 0 0 7 3 】

図 1 5 ( 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 2 5 における ) スパー変化量検知部 2 5 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 1 5 ( B ) は挿入部 1 1 の先端の位置 P j と、スパーの長さの関係を示す。図 1 5 ( A ) , 図 1 5 ( 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長さの変化は小さいが、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、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 2 5 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 2 7 に V B S 画像を含む情報を記録する。

30

#### 【 0 0 7 4 】

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 1 1 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 1 5 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。

40

#### 【 0 0 7 5 】

( H ) 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 1 6 ( A ) 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 のスパー変化量検知部 2 5 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 1 6 ( A ) 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、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 1 6 ( 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

50

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 を捻るために、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 VBS 画像を含む情報を記録する。

10

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。

【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

20

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。

30

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。

40

【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ため、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

50

部 2 5 g の形状変化量検知部 2 5 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 1 1 の湾曲部 1 9 が湾曲されたり、挿入部 1 1 が捩られたりして、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 V B S 画像を含む情報を情報記録部 2 7 に記録する。

【 0 0 8 0 】

図 1 8 に示すように位置 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 2 5 における ) 形状変化量検知部 2 5 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 1 8 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 2 7 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 1 1 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 1 6 ( 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。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。

【 0 0 8 1 】

( 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 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 1 9 に示すように画像処理部 2 5 は、 C C U 8 A から順次所定の時間間隔 ( 例えば 1 / 3 0 s 又は 1 / 6 0 s ) で入力される画像信号を画像メモリ 2 5 f における第 1 メモリ 8 1 a と第 2 メモリ 8 1 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 8 1 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 8 1 b に記憶されている。

【 0 0 8 2 】

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 8 2 に入力され、ぶれ量演算処理部 8 2 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 8 2 により算出された動きベクトル量は、ぶれ量判定部 8 3 に入力され、ぶれ量判定部 8 3 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 V B S 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 2 6 b がぶれ量判定部 8 3 の機能を備える構成にしても良い。

【 0 0 8 3 】

ぶれ量演算処理部 8 2 は、画像 I n の中心点を中心とした W x 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 S A D ( 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 S A D 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、 $i, j$  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、 $-W/2 \leq i \leq W/2, -H/2 \leq j \leq H/2$  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、 $O x - W/2 \leq u \leq O x + W$

10

20

30

40

50

$/2, O_y - H/2 \sim O_y + H/2$  の範囲で  $F(u, v)$  が算出される。 $F(u, v)$  が最小となる時の座標  $(E_x, E_y)$  が対応点となる。

【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。

10

【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つた場合あるいは、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。

20

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だけでなく、予め機器内の例えば条件設定部 26d や、情報記録制御部 26c 等へ記憶させ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。

30

また、条件情報記録手段としての条件情報記録部 27a 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。

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

40

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。

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

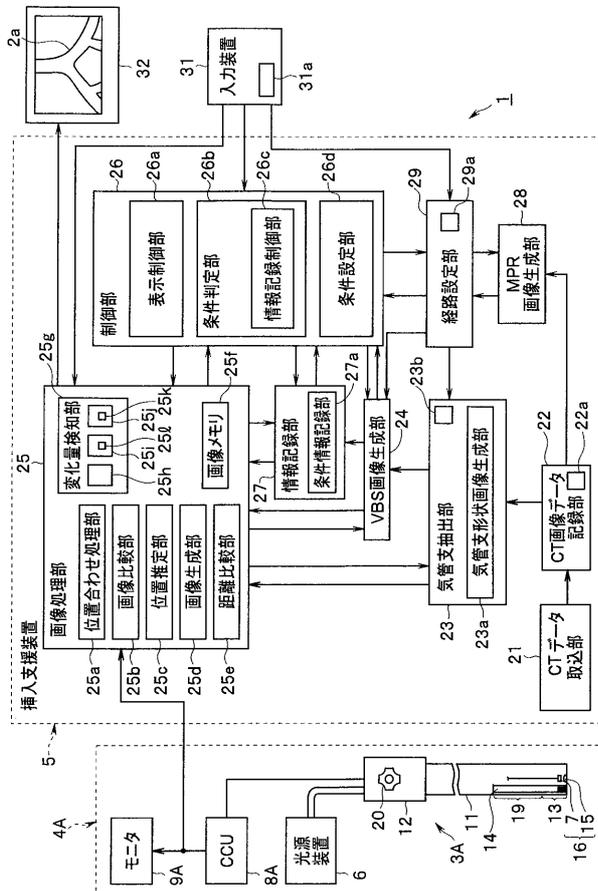
50

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。

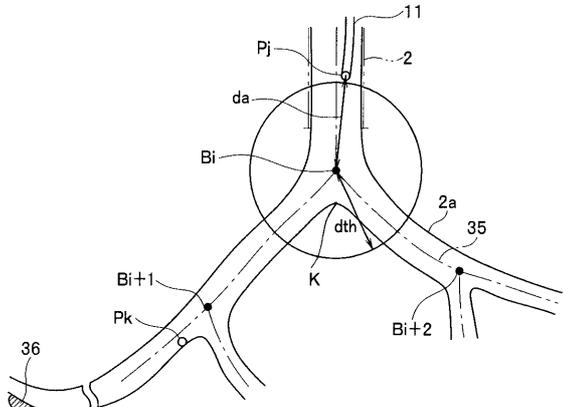
【0087】

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。

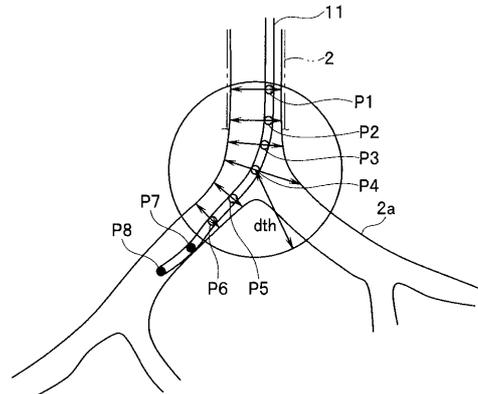
【図1】



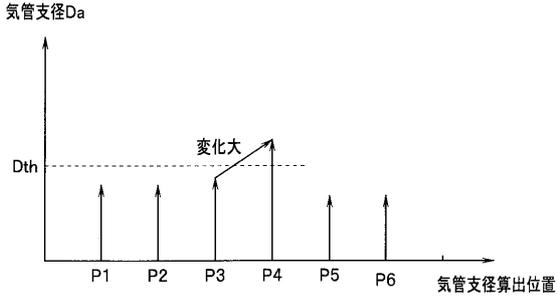
【図2A】



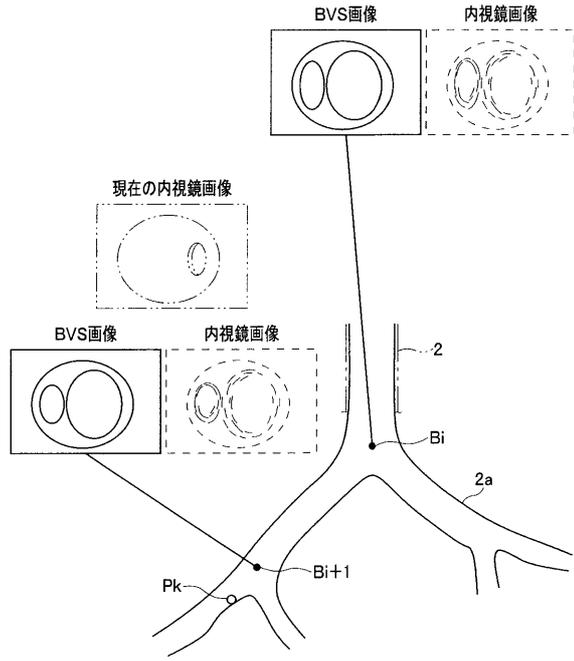
【図2B】



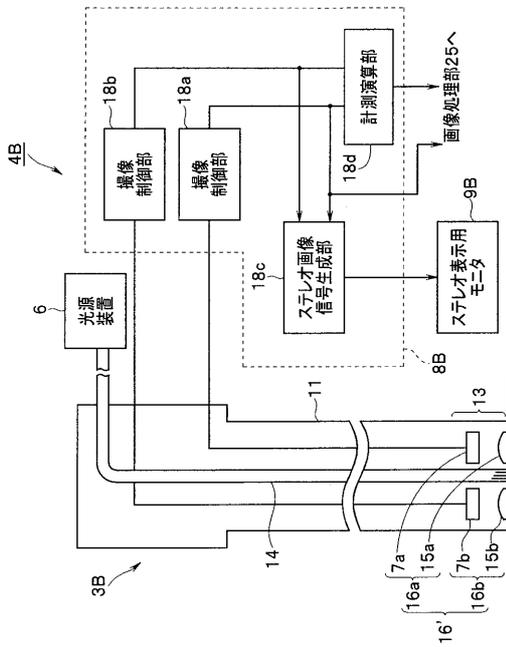
【図 2 C】



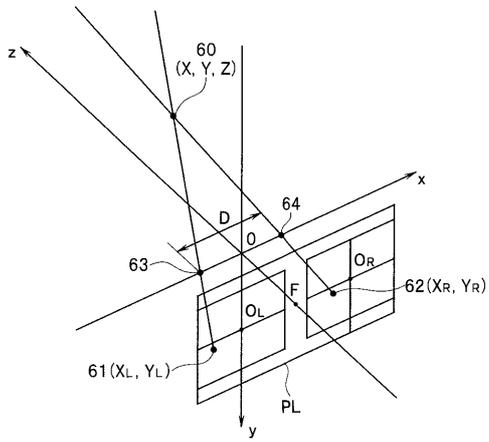
【図 2 D】



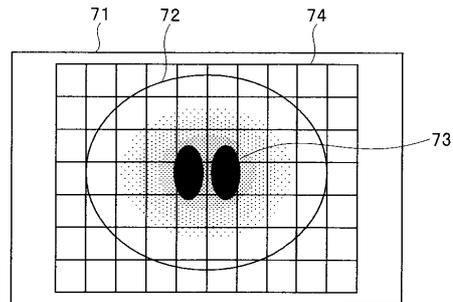
【図 3 A】



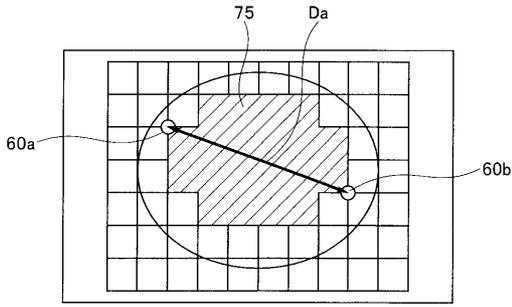
【図 3 B】



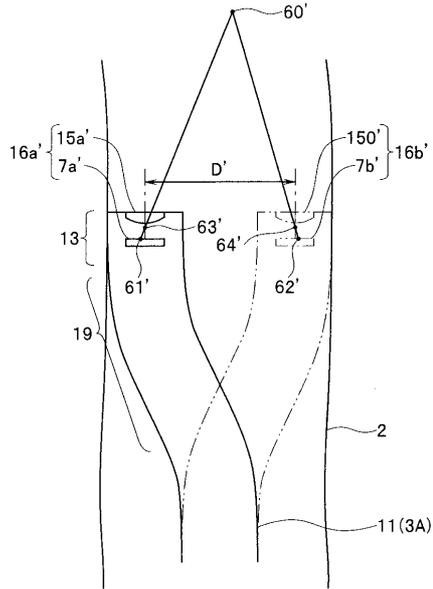
【図 3 C】



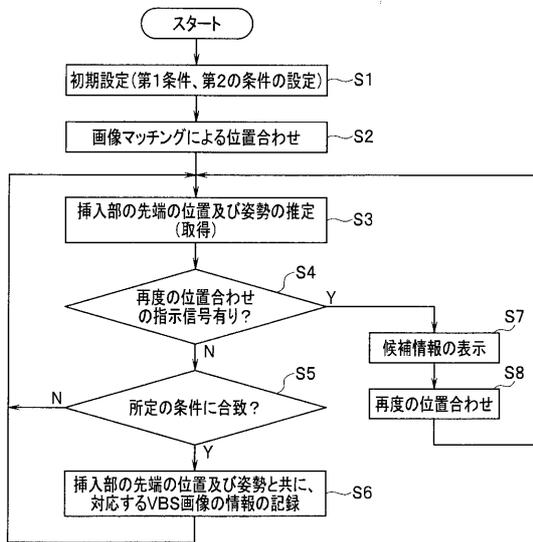
【図3D】



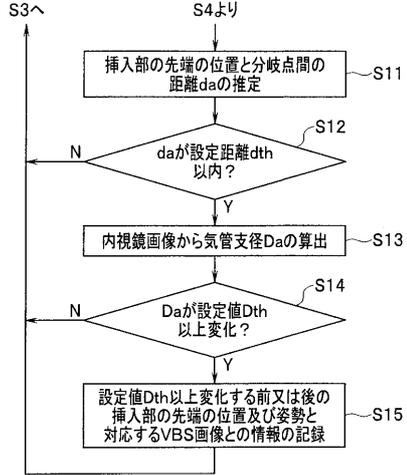
【図3E】



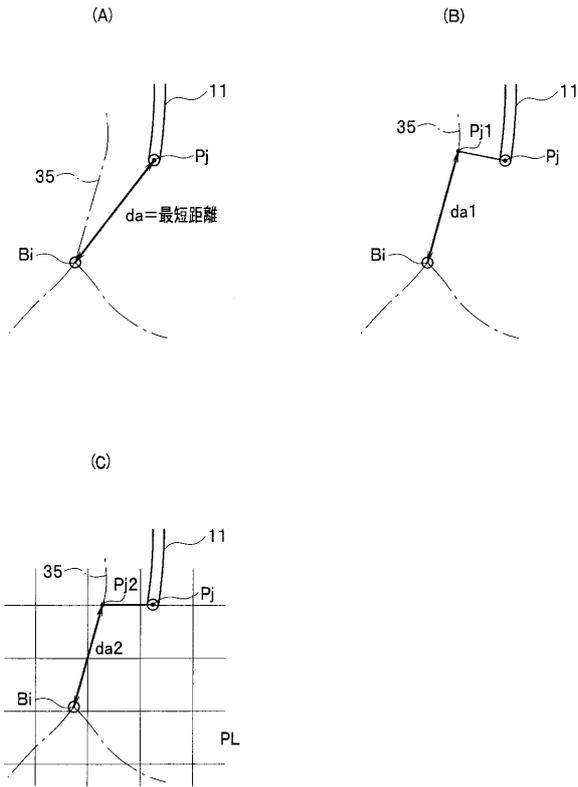
【図4A】



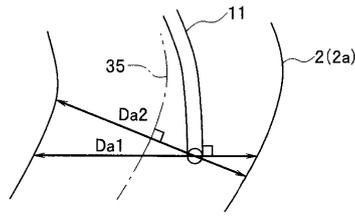
【図4B】



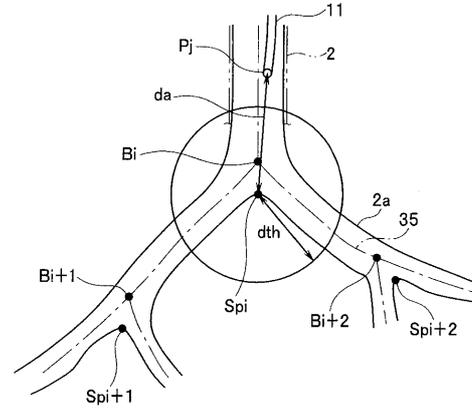
【 図 5 】



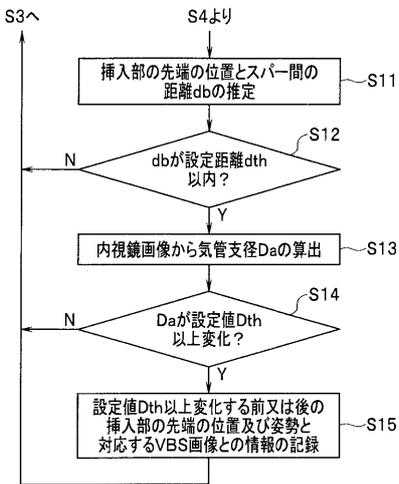
【 図 6 】



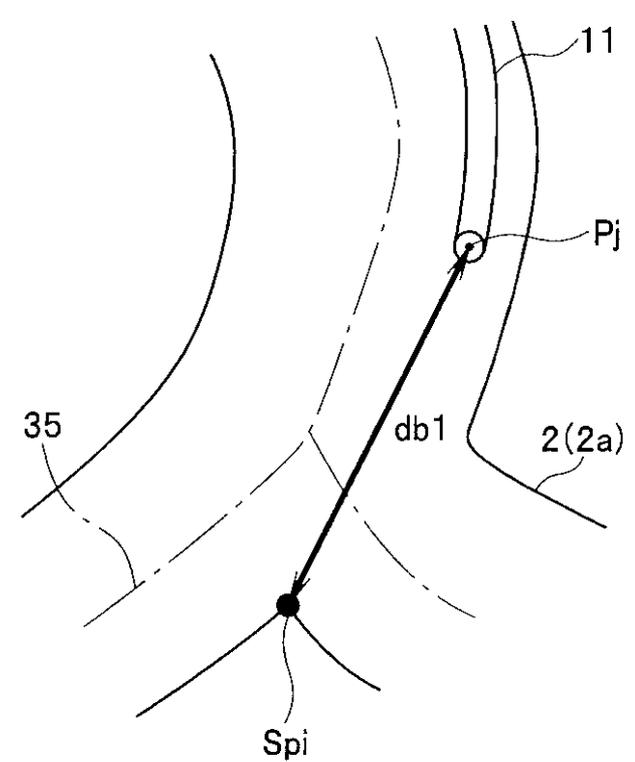
【 図 7 】



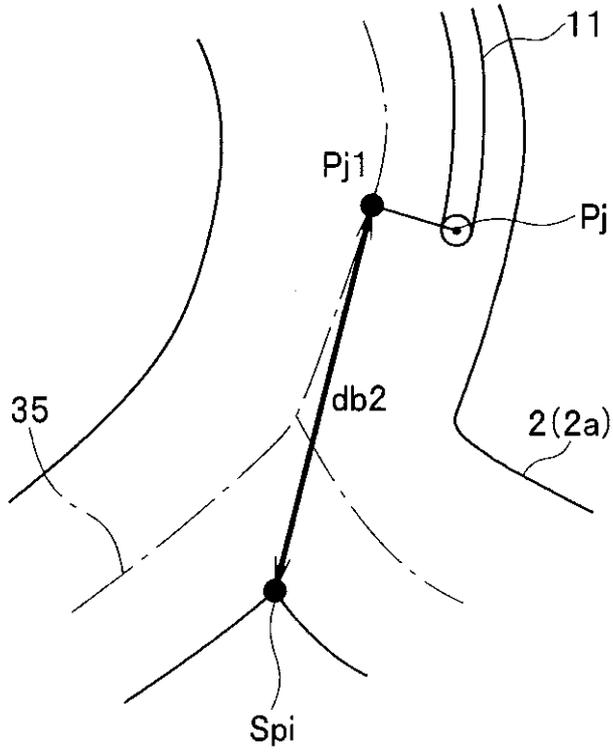
【 図 8 】



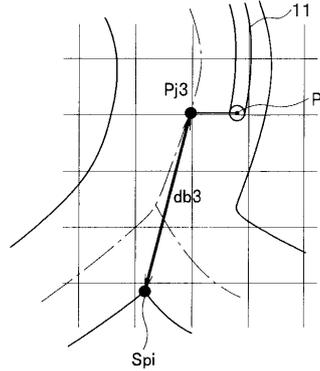
【 図 9 A 】



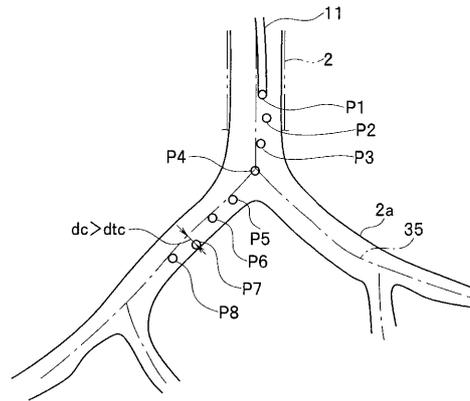
【 図 9 B 】



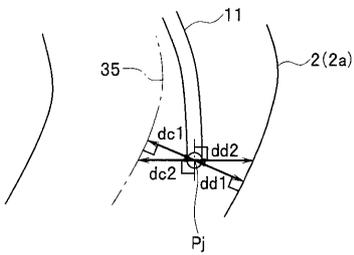
【 図 9 C 】



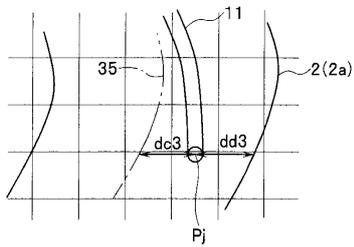
【 図 1 0 】



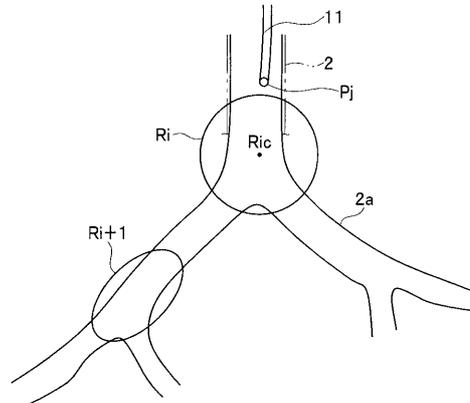
【 図 1 1 A 】



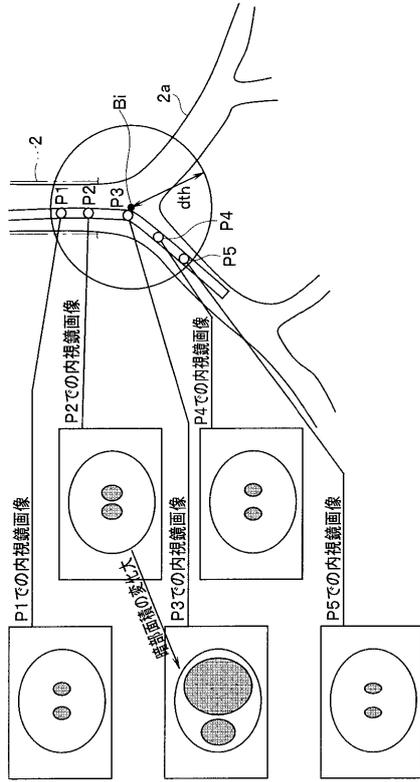
【 図 1 1 B 】



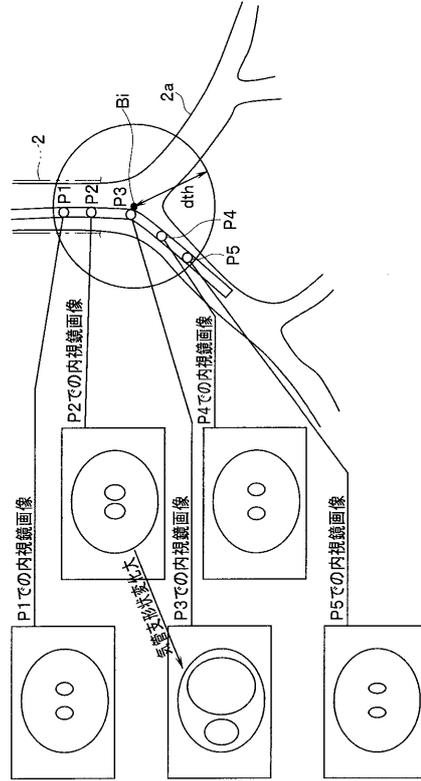
【 図 1 2 】



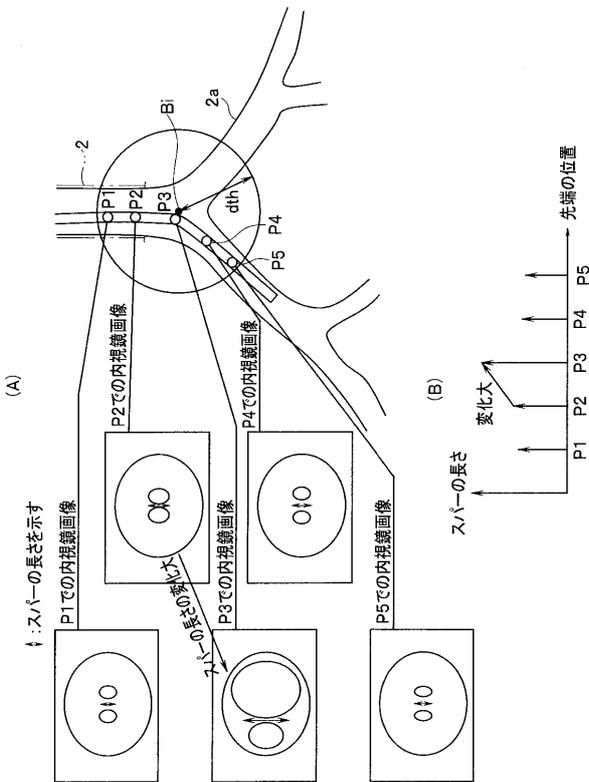
【 図 1 3 】



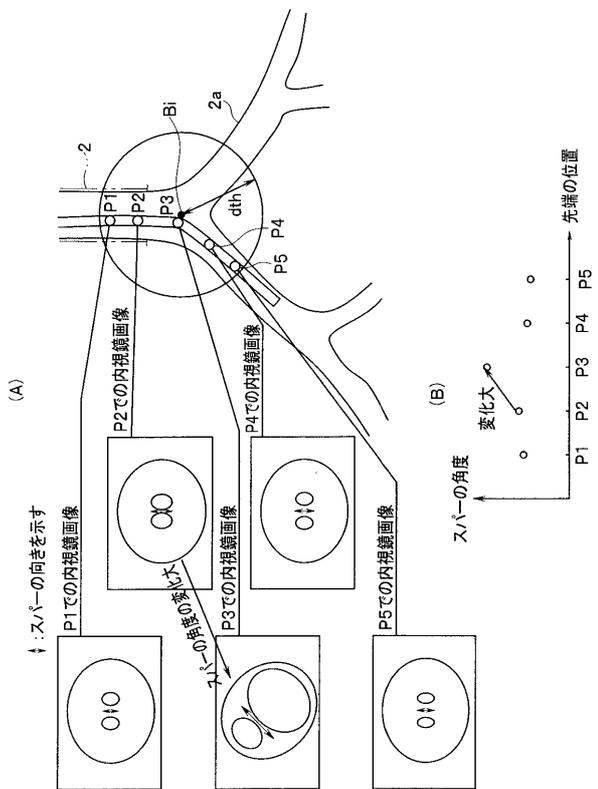
【 図 1 4 】



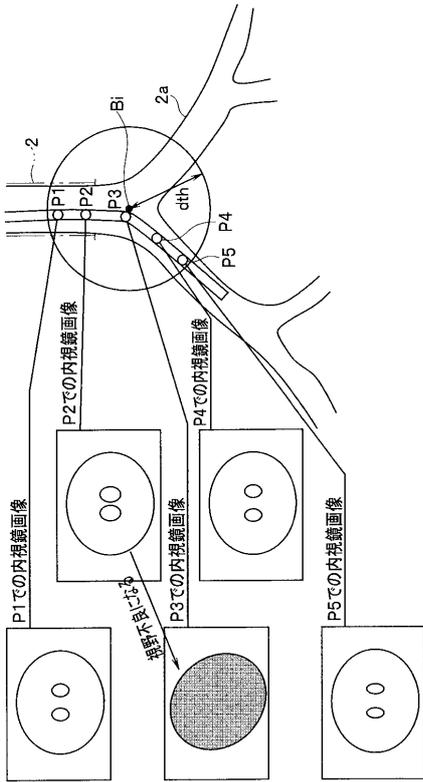
【 図 1 5 】



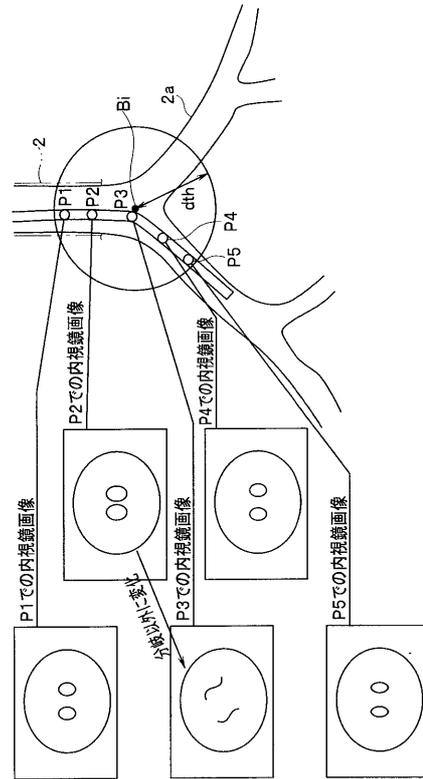
【 図 1 6 】



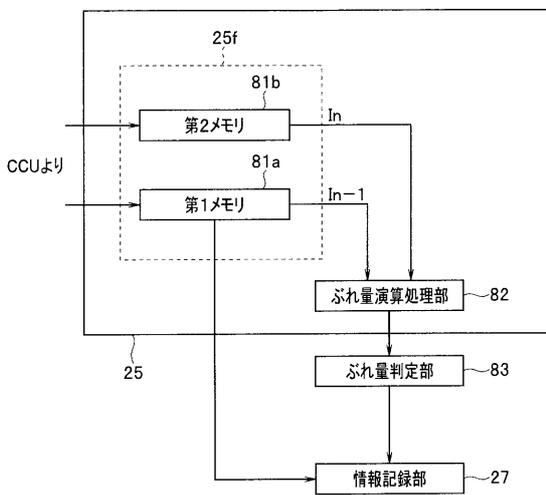
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



## 【手続補正書】

【提出日】平成26年8月29日(2014.8.29)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、前記管腔内を撮像する撮像部と、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、前記臓器の構造に関する特徴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。

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、前記管腔内を撮像する撮像部と、

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、前記臓器の構造に関する特徴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】

さらに、前記仮想内視鏡画像生成部において生成される前記仮想内視鏡画像と前記撮像部において撮像された前記内視鏡画像とを比較する画像比較部、を有し、

前記位置情報取得部は、前記画像比較部による比較結果に基づき前記挿入部の先端の位置の情報を算出し、

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、前記特徴の変化量が、予め定めら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特徴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、前記臓器の構造に関する特徴の変化量として、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、前記臓器の構造に関する特徴の変化量として、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、前記臓器の構造に関する特徴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、前記臓器の構造に関する特徴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 1 1】

前記変化量検知部は、前記内視鏡画像内において、前記臓器の構造に関する特徴として前記管腔が分岐する分岐領域の明るさの変化量を検出する明るさ変化量検知部と、前記分岐領域の形状の変化量を検知する形状変化量検知部との少なくとも一方を有し、

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 1 2】

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 1 3】

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 1 2 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 1 4】

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 1 1 に記載の内視鏡システム。

## 【手続補正書】

【提出日】平成27年1月7日(2015.1.7)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 6】

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。

## 【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 1

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【0011】

内視鏡装置4Bは、立体計測（ステレオ計測）が可能なステレオ内視鏡3Bと、光源装置6と、ステレオ内視鏡3Bに設けた2つの撮像素子7a, 7bに対する信号処理を行うCCU8BとCCU8B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9Bを有する。

ステレオ内視鏡3B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15a, 15bが配置され、それぞれの結像位置に左右の撮像素子7a, 7bが配置されて、左右の撮像装置16a, 16b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15a, 15bと左右の撮像装置16a, 16b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。

## 【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【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25の位置合わせ処理部25aは、挿入部11の先端の位置と、先端の軸方向（撮像装置16の視点方向又は視線方向）とをCT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。

## 【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0031

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【0031】

また、画像処理部25は、制御部26における表示を制御する表示制御部26a等の制御の下で、画像表示手段としてのモニター32に表示する画像を生成する。

表示制御部26aの制御下で、画像処理部25は、通常は、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の画像信号（映像信号）をモニター32に出力する。そして、モニター32には図2Aに示すように気管支形状画像2a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、モニター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。

## 【手続補正5】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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】

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。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/053875
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/00(2006.01)i, A61B1/267(2006.01)i, A61B1/273(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/267, A61B1/273  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-212244 A (Fujifilm Corp.), 27 October 2011 (27.10.2011), paragraphs [0017], [0023], [0039]; 7th carrying-out mode & US 2013/23730 A1 & EP 2554103 A1 & CN 102821671 A	1-15
A	WO 2011/94518 A2 (THE PENN STATE RESEARCH FOUNDATION), 04 August 2011 (04.08.2011), & JP 2013-517909 A & EP 2528496 A1 & CN 102883651 A	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 April, 2014 (15.04.14)		Date of mailing of the international search report 28 April, 2014 (28.04.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2014/053875

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-505695 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 08 March 2012 (08.03.2012), abstract; paragraph [0004] & US 2011/282151 A1 & EP 2348954 A1 & CN 102186404 A	1-15
A	WO 2011/101754 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 25 August 2011 (25.08.2011), fig. 1 & JP 2013-519486 A & US 2012/302878 A1 & CN 102858229 A	1-15
A	JP 2005-338551 A (Olympus Corp.), 08 December 2005 (08.12.2005), abstract; paragraphs [0035], [0081], [0093] (Family: none)	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2014/053875	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/267(2006.01)i, A61B1/273(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/267, A61B1/273			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2011-212244 A (富士フイルム株式会社) 2011.10.27, 段落【0017】、【0023】、【0039】、 第7の実施形態 & US 2013/23730 A1 & EP 2554103 A1 & CN 102821671 A	1-15	
A	WO 2011/94518 A2 (THE PENN STATE RESEAR CH FOUNDATION) 2011.08.04, & JP 2013-517909 A & EP 2528496 A1 & CN 102883651 A	1-15	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 15.04.2014		国際調査報告の発送日 28.04.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 3 8 7 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-505695 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2012.03.08, 【要約】、段落【0004】 & US 2011/282151 A1 & EP 2348954 A1 & CN 102186404 A	1-15
A	WO 2011/101754 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS E LECTRONICS N. V.) 2011.08.25, FIG. 1 & JP 2013-519486 A & US 2012/302878 A1 & CN 102858229 A	1-15
A	JP 2005-338551 A (オリンパス株式会社) 2005.12.08, 【要約】、段落【0035】、【0081】、【0093】 (ファミリーなし)	1-15

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 大西 順一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA15 BA22 CA04 CA11 CA23 DA03 DA12 DA14 DA15 DA21

GA02 GA10 GA11

4C161 BB06 CC06 HH55 JJ10 LL02 NN01 NN05

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2014136576A1</a>	公开(公告)日	2017-02-09
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		
[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 G02B23/24		
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 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA22 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05		
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	JP5715311B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜系统是记录对象的三维图像信息的图像记录单元，从三维图像信息中提取预定腔器官的腔器官提取单元，以及关于预定腔器官的信息。虚拟内窥镜图像生成单元，其生成从预定视点位置在内窥镜下绘制的虚拟内窥镜图像，对预定腔内器官的内部成像的成像单元以及插入单元的尖端的位置信息。位置信息获取单元，其获取位置信息获取单元；距离比较单元，其将从所提取的预定管腔器官中的特征区域的位置和插入单元的尖端到具有设定距离的特征区域的距离进行比较；以及成像内窥镜在图像中，变化量检测单元基于距离比较单元的比较结果和变化量检测单元的检测结果，检测与预定腔内器官有关的特征部位的变化量以及插入单元的尖端位置，记录信息，包括对应于该位置的虚拟内窥镜图像 它包括一个广播记录单元，所述。

