

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5687811号

(P5687811)

(45) 発行日 平成27年3月25日(2015.3.25)

(24) 登録日 平成27年1月30日(2015.1.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 11 (全 27 頁)

|               |                              |           |                     |
|---------------|------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2014-552430 (P2014-552430) | (73) 特許権者 | 304050923           |
| (86) (22) 出願日 | 平成26年4月10日 (2014.4.10)       |           | 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/JP2014/060398            |           | 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号   |
| 審査請求日         | 平成26年10月28日 (2014.10.28)     | (74) 代理人  | 100076233           |
| (31) 優先権主張番号  | 特願2013-84918 (P2013-84918)   |           | 弁理士 伊藤 進            |
| (32) 優先日      | 平成25年4月15日 (2013.4.15)       | (74) 代理人  | 100101661           |
| (33) 優先権主張国   | 日本国(JP)                      |           | 弁理士 長谷川 靖           |
| 早期審査対象出願      |                              | (74) 代理人  | 100135932           |
|               |                              |           | 弁理士 篠浦 治            |
|               |                              | (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 |
|               |                              | (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】

被検体の管腔臓器の位置情報と対応付けられた形状情報を予め取得可能な内視鏡システムであって、

内視鏡挿入部の先端の位置及び当該内視鏡挿入部の先端部における長手方向を推定する位置姿勢算出部と、

前記位置姿勢算出部に推定された前記内視鏡挿入部の先端の位置における前記形状情報に基づいて、前記管腔臓器の略中心に位置する芯線方向と前記位置姿勢算出部により推定された前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向とのなす角が所定の閾値以下であるか否かを判定する条件判定部と、

前記芯線方向と前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向とのなす角が所定の閾値以下の場合、前記位置姿勢算出部により推定された前記内視鏡挿入部の先端の位置及び前記内視鏡挿入部の先端部における長手方向の情報を記録する位置姿勢情報記録部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記位置姿勢算出部は、さらに前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向を含む前記内視鏡挿入部の先端部の姿勢を推定し、

前記位置姿勢情報記録部は、前記芯線方向と前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向とのなす角が所定の閾値以下の場合、前記位置姿勢算出部により推定された前記内視鏡挿入部の先端の位置及び前記内視鏡挿入部の先端部の姿勢の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 3】

前記被検体の管腔臓器の前記芯線方向と前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向とを比較する方向比較部をさらに備え、

前記方向比較部は、前記位置姿勢情報記録部において過去に記録された前記長手方向の情報に基づく過去の長手方向と前記位置姿勢算出部により推定された現在の長手方向との比較を行い、

前記位置姿勢情報記録部は、前記方向比較部による過去の前記長手方向と前記位置姿勢算出部により推定された現在の長手方向とのなす角が第 2 の所定の閾値より大きい場合に前記内視鏡の挿入部の先端の位置及び姿勢の情報を記録することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 4】

前記方向比較部は、前記管腔臓器において、前記内視鏡挿入部の先端の移動距離が、所定の距離間隔以上の場合に前記芯線方向と前記長手方向との比較を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

内視鏡内に設けられ、前記管腔臓器内を撮像するよう構成された撮像部を備え、

前記撮像部によって取得された内視鏡画像の方向の変化を検出するよう構成された方向変化検出部を更に有し、

前記方向変化検出部により検出された前記内視鏡画像の方向と、前記位置姿勢情報記録部に記録されている内視鏡画像の方向とのなす角が、閾値以上の変化を検出した場合に、前記位置姿勢情報記録部は、前記内視鏡挿入部の先端の位置及び姿勢の情報を記録することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 6】

前記内視鏡システムは、前記形状情報に対応する画像情報を予め取得可能であり、

内視鏡内に設けられ、前記管腔臓器内を撮像するよう構成された撮像部と、

前記画像情報を基に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よう構成された仮想内視鏡画像生成部と、

前記撮像部により撮像された前記管腔臓器内の内視鏡画像と前記仮想内視鏡画像を比較するよう構成された画像比較部と、をさらに備え、

30

前記位置姿勢算出部は、前記画像比較部の比較結果に基づいて前記内視鏡挿入部の先端の位置及び姿勢の情報を推定す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】

前記内視鏡システムは、前記形状情報に対応する画像情報を予め取得可能であり、

内視鏡内に設けられ、前記管腔臓器内を撮像するよう構成された撮像部と、

前記画像情報を基に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よう構成された仮想内視鏡画像生成部と、

前記撮像部により撮像された前記所定の管腔臓器内の内視鏡画像と前記仮想内視鏡画像を比較するよう構成された画像比較部と、をさらに備え、

前記位置姿勢算出部は、前記画像比較部の比較結果に基づいて前記内視鏡挿入部の先端の位置及び姿勢の情報を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 8】

前記位置姿勢情報記録部は、前記内視鏡挿入部の先端の位置及び姿勢の情報と共に、当該内視鏡挿入部の先端の位置及び姿勢に対応する前記仮想内視鏡画像及び前記撮像部により撮像された内視鏡画像の方向の情報を記録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 9】

前記形状情報に基づいて、前記管腔臓器の管腔形状画像を生成するよう構成された管腔形状画像生成部と、

前記画像比較部を用いた前記内視鏡画像と前記仮想内視鏡画像との比較による画像マッ

50

チングが設定された精度内で行えない場合には、前記位置姿勢情報算出部に記録された前記内視鏡挿入部の先端の位置及び姿勢の情報を、前記管腔形状画像上に重畳して表示するよう構成された表示部と、

を更に有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 10】

前記被検体の形状情報に対して目標部位を指定した場合、前記形状情報及び前記管腔臓器抽出部により抽出された前記管腔臓器の管腔形状画像から、前記管腔臓器においての前記内視鏡挿入部の先端の挿入開始位置から前記目標部位近傍となる目標位置までの経路データを生成するよう構成された経路データ生成部と、

前記経路データの前記目標位置に至る途中においての前記管腔臓器が分岐する分岐点の 3 次元位置及び分岐角を含む分岐情報を記録するよう構成された分岐情報記録部と、を有し、前記分岐点の分岐情報に応じて、分岐情報記録部は、前記第 2 の所定の閾値を自動的に決定し、決定された前記第 2 の所定の閾値を用いて前記方向比較部は、比較を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記分岐情報記録部は、前記位置姿勢算出部により現在の長手方向が推定された際の前記内視鏡挿入部の先端の 3 次元位置に基づき、当該 3 次元位置よりも目標位置側に沿って存在する次の分岐点の分岐情報に基づいて、前記第 2 の所定の閾値を自動的に決定することを特徴とする請求項 10 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端側の目標部位（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作業を支援するための表示等を行うシステム又は装置が提案されている。

例えば、第 1 の従来例としての日本国特開 2011-189074 号公報は、気管支に挿入される挿入部と、挿入部に配設される複数の FBG センサ部と、予め取得した気管支の 3 次元画像データを記憶する記憶部と、FBG センサ部のデータから挿入部の形状を測定する形状測定部と、記憶部に記憶される 3 次元画像データから気管支の芯線を算出する芯線算出部と、形状測定部が測定する形状と芯線算出部が算出する芯線とをもとに、挿入部の位置を算出する位置算出部と、を具備する医療装置を開示している。そして、芯線を抽出することにより、挿入部の先端の位置と方向とを算出する。

【0003】

また、第 2 の従来例としての日本国特開 2012-24518 号公報は、予め取得した被検体の 3 次元画像から被検体の管状組織（管状臓器）の中心線を取得し、前記管状組織に挿入された内視鏡を前記管状組織の長手方向に沿って移動しつつ撮影された内視鏡画像を表示し、表示された前記内視鏡画像に前記管状組織の 1 つの特徴領域が表示されたときに、前記内視鏡の基準位置を入力するとともに前記中心線上に前記 1 つの特徴領域に対応する位置を設定し、前記基準位置からさらに移動された前記内視鏡の移動量及び進行方向を取得し、前記 1 つの特徴領域に対応する位置から、前記中心線に沿って、前記取得した進行方向に前記取得した移動量だけ離れた位置を現在位置として算出し、算出された現在位置を表す指標を前記中心線上に表示させる支援装置を開示している。そして、管状臓器

の芯線と、撮像手段の移動量及び進行方向により撮像手段の位置を算出する。

【0004】

上記第1の従来例は、芯線を抽出することにより、挿入部の先端の位置を算出する観点を開示し、第2の従来例は、管腔臓器の芯線と撮像手段（内視鏡先端）の移動量及び進行方向によって、撮像手段（内視鏡先端）の位置を算出することを開示しているが、挿入部の先端の位置の算出（推定）に失敗した場合に必要な再度の位置合わせを行うのに適した情報を記録することを開示していない。

再度の位置合わせを行うような場合には、単に芯線の情報のみだけを挿入部の先端の位置に関する情報として記録するよりも、対物光学系を介して撮像手段により撮像する場合の視線方向等の姿勢情報も記録して、再度の位置合わせを行い易くすることが望まれる。

10

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、再度の位置合わせ等を行い易くするように内視鏡の先端の位置の情報と共に姿勢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】

【0005】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被検体の管腔臓器の位置情報と対応付けられた形状情報を予め取得可能な内視鏡システムであって、内視鏡挿入部の先端の位置及び当該内視鏡挿入部の先端部における長手方向を推定する位置姿勢算出部と、前記位置姿勢算出部に推定された前記内視鏡挿入部の先端の位置における前記形状情報に基づいて、前記管腔臓器の略中心に位置する芯線方向と前記位置姿勢算出部により推定された前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向とのなす角が所定の閾値以下であるか否かを判定する条件判定部と、前記芯線方向と前記内視鏡挿入部の先端部の長手方向とのなす角が所定の閾値以下の場合、前記位置姿勢算出部により推定された前記内視鏡挿入部の先端の位置及び前記内視鏡挿入部の先端部における前記長手方向の情報を記録する位置姿勢情報記録部と、を備える。

20

【図面の簡単な説明】

【0006】

【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。

30

【図2A】図2Aは気管支の形状画像としての気管支形状画像を示す図。

【図2B】図2Bは図2Aに示す気管支形状画像上に内視鏡の挿入部の先端の位置と方向とを重畳して表示した様子を示す図。

【図2C】図2Cは視線方向と芯線方向とのなす角を比較する様子の説明図。

【図2D】図2Dは再度の位置合わせを行う際にモニタに表示する情報の表示例を示す図。

【図3】図3は第1の実施形態の代表的な処理例を示すフローチャート。

【図4】図4は位置センサを備えた第1の実施形態の第1変形例の内視鏡システムの全体構成を示す図。

【図5】図5は第1変形例における2つの座標系の位置合わせの説明図。

40

【図6】図6は第2変形例における処理の一部を示すフローチャート。

【図7】図7は本発明の第2の実施形態における処理の一部を示すフローチャート。

【図8】図8は本発明の第3の実施形態における処理の一部を示すフローチャート。

【図9】図9は本発明の第4の実施形態における処理の一部を示すフローチャート。

【図10】図10は本発明の第5の実施形態における動作の説明図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

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

50

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 を備えた内視鏡装置 4 と、この内視鏡装置 4 と共に使用され、内視鏡 3 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 は、内視鏡 3 と、この内視鏡 3 に照明光を供給する光源装置 6 と、内視鏡 3 に搭載された撮像手段（撮像部）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 と、CCU 8 により生成された内視鏡画像を表示する表示装置（表示部）としてのモニター 9 と、を有する。

#### 【0008】

内視鏡 3 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 の先端付近に設けた先端部 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 の後端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、その結像位置に電荷結合素子（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 内部を被写体として撮像する撮像手段（撮像部）としての撮像装置 16 が形成される。

#### 【0009】

なお、本実施形態においては、対物レンズ 15 の光軸方向は、挿入部 11 の先端部 13（又は先端）の軸方向又は長手方向と平行である。従って、撮像装置 16 により被写体を撮像する撮像方向（又は撮像装置 16 を介してユーザが見る視線方向）は、対物レンズ 15 の光軸方向に沿った対物レンズ 15 の前方側（撮像素子 7 と反対側）の方向となる。また、対物レンズ 15 の光軸方向と、挿入部 11 の先端部 13 の軸方向又は長手方向は一致すると近似できる。

このため、本実施形態においては、対物レンズ 15 を介しての撮像素子 7 の撮像方向又は視線方向は、挿入部 11 の先端の軸方向又は長手方向と一致すると近似できる。そして、少なくとも挿入部 11 の先端に配置された対物レンズ 15 の撮像方向又は視線方向の情報によって挿入部 11 の先端の位置と姿勢が決定し、逆に挿入部 11 の先端の位置と姿勢の情報から対物レンズ 15 の撮像方向又は視線方向が決定する。

#### 【0010】

本実施形態においては、挿入部 11 の先端の位置と姿勢を、挿入部 11 の先端の位置と先端の軸方向又は長手方向又は対物レンズ 15 の視線方向と言い換えることもできる。

なお、本発明は、図 1 に示すように先端部 13 に撮像装置 16 を設けた構成の内視鏡 3 に限らず、先端部 13 に設けた対物レンズ 15 の結像位置にファイババンドルで構成したイメージガイドの先端面を配置したファイバスコープと、該イメージガイドの接眼部に TV カメラを装着したカメラ装着内視鏡の場合にも適用できる。いずれの内視鏡の場合にも先端部 13 には、少なくとも対物レンズ 15 が配置されている。このため、撮像装置 16 の視線方向よりも対物レンズ 15 の視線方向または対物レンズ 15 による視線方向を主に用いる。

#### 【0011】

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 に接続される。CCU 8 は、その内部の画像信号生成回路 8a 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 に出力する。モニター 9 は、画像信号の画像（動画）を、内視鏡画像として表示する。

内視鏡 3 の挿入部 11 における先端部 13 の後端には湾曲自在の湾曲部 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、図示しないワイヤを介して湾曲部 19 を上下、左右の任意の方向に湾曲することができる。

上記挿入支援装置 5 は、内視鏡 3 による検査が行われる患者に対して、公知の CT 装置

10

20

30

40

50

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データを記憶するＣＴ画像データ記憶部２２とを有する。

#### 【００１２】

なお、ＣＴ画像データ記憶部２２は、ＣＴ装置で生成された（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画像データ記憶部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、画像記憶手段を構成するＣＴ画像データ記憶部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憶する対応付け画像情報記憶部２２ａを有する。

10

また、挿入支援装置５は、ＣＴ画像データ記憶部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等からなる気管支抽出部２３を有する。

#### 【００１３】

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。なお、気管支抽出部２３は、中央処理装置（ＣＰＵと略記）等のソフトウェアで構成しても良いし、或いはＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）等や、電子回路素子を用いてハードウェアで構成しても良い。なお、後述する画像処理部２５、制御部２６も同様にＣＰＵ等のソフトウェアで構成しても良いし、ＦＰＧＡ、電子回路素子を用いてハードウェアで構成しても良い。

20

#### 【００１４】

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憶するメモリなどからなる対応付け情報記憶部２３ｂを有する。

30

#### 【００１５】

また、挿入支援装置５は、内視鏡３における挿入部１１の先端部１３に設けた対物レンズ１５を介して撮像素子７により撮像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を形成するＶＢＳ画像生成回路からなるＶＢＳ画像生成部２４を有する。

ＶＢＳ画像生成部２４には、内視鏡３の先端部１３に搭載された対物レンズ１５と、撮像素子７に関する情報（対物レンズ１５の焦点距離、撮像素子７の画素数、画素サイズ等の情報）が、例えば入力装置３１から入力される。

40

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３の先端に配置された対物レンズ１５により気管支２内の被写体を撮像素子７の撮像面に結像する結像系の特性情報と、撮像面に結像された光学像を内視鏡画像に変換する撮像素子７の画素サイズ、画素数などの情報と、気管支形状データに基づいて、気管支２内に挿入された前記内視鏡３の挿入部１１の先端のＣＴ座標系での３次元位置（単に位置とも言う）を視点位置として、対物レンズ１５の視線方向に沿った気管支２内を内視鏡的に撮像した内視鏡画像を仮想的に描画してＶＢＳ画像を生成する。

#### 【００１６】

つまり、ＶＢＳ画像生成部２４は、ＣＴ座標系において挿入部１１の先端（の対物レン

50

ズ15)の位置を視点位置として、該視点位置に対物レンズ15を、その光軸が視線方向に沿うように仮想的に配置してその結像位置に撮像素子7の撮像面が仮想的に配置されているとして、その撮像面に結像される気管支2内の画像をVBS画像として生成する。

従って、内視鏡画像とVBS画像との両画像を十分に一致するように画像マッチングさせた状態においては、CT座標系でのVBS画像の視点位置と視線方向の情報から内視鏡3の挿入部11の先端の位置と、先端に配置された対物レンズ15の視線方向と殆ど一致する先端の長手方向の姿勢の情報を取得することができる。後述する位置姿勢算出部25bは、このようにして位置姿勢情報を算出(推定)する。

なお、内視鏡3が各内視鏡3に固有の識別情報を発生するROM等から構成される識別情報発生部を有する場合には、挿入支援装置5に接続された内視鏡3の識別情報に基づいて、VBS画像生成部24が、自動的にその内視鏡3に搭載された対物レンズ15と撮像素子7の情報を取得して、対応するVBS画像を生成するようにしても良い。

#### 【0017】

また、挿入支援装置5は、CCU8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よう構成された位置合わせ処理部25a等の画像処理を行うよう構成された画像処理部25と、画像処理部25等の制御を行うよう構成された制御手段としての制御部26と、制御部26の制御下で挿入支援するための情報として利用される挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報を記憶するよう構成された位置姿勢情報記録手段としての位置姿勢情報記録部27とを有する。なお、挿入部11の先端の姿勢は、本実施形態においては、(先端に配置された対物レンズ15の視線方向と殆ど一致する)先端の長手方向又は軸方向で決定する。

また、挿入支援装置5は、CT画像データ記憶部22に記憶された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)を生成するよう構成された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3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よう構成された経路設定部29とを有する。

#### 【0018】

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部(又は経路データ生成回路)29aの機能を有する。なお、図2Aにおいては、気管支2における管腔が気管支枝に分岐する境界のスパース $Sp_i$ ( $i=1, 2, 3, 4, 5$ )や、管腔の中心線としての芯線35が分岐する分岐点 $B_i$ を示している。

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や、指示することができる。

#### 【0019】

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。

上記画像処理部25には、CCU8により生成された内視鏡画像と、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の位置合わせ処理部25aは、画像マッチングによって挿入部11の先端の位置と、その姿勢としての先端の長手方向又は軸方向を推定(又は算出)する。つまり、位置合わせ処理部25aは、画像マッチングによって挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報を算出する位置姿勢算

10

20

30

40

50

出手段としての位置姿勢算出部（位置姿勢算出回路）25bの機能を有する。

【0020】

補足説明すると、予め、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画像マッチングの開始位置として設定すると共に、対物レンズ15の視線方向及び光学特性を考慮して設定したその位置姿勢情報を基にVBS画像生成部24はVBS画像を生成する。

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画像とが設定された条件（所定の精度を確保できる誤差以

10

内）で一致するように画像マッチングの処理を開始する。このような処理を行うことにより、位置合わせ処理部25aは、挿入部11の先端の位置と対物レンズ15の視線方向（又は先端の長手方向）で決定する姿勢とを推定により検出又は算出する位置姿勢算出手段としての位置姿勢算出部（位置姿勢算出回路）25bの機能を有する。

【0021】

後述する図4に示す変形例のように先端部13に位置検出の位置センサ41を設け、該位置センサ41を用いて挿入部11の先端の3次元位置を検出（算出）する位置算出部42bを構成し、画像マッチングにより姿勢を算出しても良い。なお、本明細書においては、挿入部11の先端は、内視鏡3の先端と同じ意味で用いる。

20

また、画像処理部25は、対物レンズ15を介して撮像素子7により取得される内視鏡画像と、VBS画像とを比較する画像比較手段としての画像比較部（画像比較回路）25dと、対物レンズ15による視線方向を検出する視線方向検出手段としての視線方向検出部（視線方向検出回路）25eと、気管支2の管腔の中心線方向としての芯線方向と、視線方向とを比較する方向比較手段としての方向比較部（方向比較回路）25fとを有する。

【0022】

また、画像処理部25は、視線方向検出部25eが視線方向を検出した挿入部11の先端の位置付近での芯線方向を算出（取得）する芯線方向算出部（芯線方向算出回路）25gを有する。芯線方向算出部25gは、例えば視線方向検出部25eが視線方向を検出した挿入部11の先端の位置付近に対応するCT座標系での芯線35の接線又はこれに近い方向を（視線方向と比較する際の）芯線方向として算出する。そして、方向比較部25fは、上記視線方向と芯線方向算出部25gにより算出された芯線方向とを比較する。視線方向検出部25e又は方向比較部25fが、芯線方向算出部25gの機能を備える構成にしても良い。方向比較部25fが芯線方向算出部25gの機能を備える構成の場合には、方向比較部25fは、管腔臓器抽出部を構成する気管支抽出部23により抽出された所定の管腔臓器としての気管支の芯線方向を算出し、算出した芯線方向と視線方向検出部25eにより検出された視線方向とを比較する。

30

上記位置姿勢算出部25bは、画像比較部25dにより内視鏡画像と、VBS画像とが予め設定された条件以内で一致した場合の比較結果の場合に、挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報（換言すると、挿入部11の先端の位置及び対物レンズ15の視線方向の情報）を算出（取得）する。

40

【0023】

上記視線方向検出部25eは、挿入部11の先端の長手方向を検出する先端方向検出手段と殆ど等価であり、上記位置姿勢算出部25bが挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報を算出した際の姿勢の情報から視線方向を算出（検出）する。このため、位置姿勢算出部25bが視線方向検出部25eの機能を備える構成にしても良い。

また、画像処理部25は、制御部26における表示を制御するよう構成された表示制御部26a等の制御の下で、モニタ32に表示する画像を生成するよう構成された画像生成

50



部の機能を有する。

また、画像処理部 25 は、画像比較部 25 d が画像の比較を行う場合の内視鏡画像と、VBS 画像との画像データ等を一時的に記憶したり、位置や姿勢や視線方向等のデータを一時的に記憶する画像メモリ 25 h と、後述するように内視鏡画像の回転的な変化の有無をモニタすることにより、内視鏡画像の回転的な変化の有無の検出結果に基づいて挿入部 11 の回転的な方向変化を検出する方向変化検出手段を構成するよう構成された方向変化検出部（方向変化検出回路）25 i（図 1 において点線で示している）とを有する。

#### 【0024】

表示制御部 26 a 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 23 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 32 に出力し、モニタ 32 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。

10

また、図 2 A 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 2 a 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。芯線 35 は、例えば気管支形状画像生成部 23 a 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。

#### 【0025】

20

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、芯線 35 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 の先端の位置及び姿勢を算出（推定）する処理を短時間に行うことができる。

画像処理部 25 は、気管支 2 の深部側（末端側）に挿入する操作において、内視鏡画像と VBS 画像との両画像のマッチング（画像マッチング）を利用して、CT 座標系のもとで挿入部 11 の先端の移動した位置及び姿勢の他に、移動距離を算出する処理を行うこともできる。

つまり、ある位置において両画像がマッチングしている場合、挿入部 11 の先端を芯線 35 に沿って（挿入のために）移動する操作に伴って、内視鏡画像が変化する。

30

#### 【0026】

この場合、位置合わせ処理部 25 a 又は位置姿勢算出部 25 b は、芯線 35 に沿った経路上で移動した場合の（VBS 画像生成部 24 から出力される）VBS 画像を用いて前記内視鏡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。従って、位置姿勢算出部 25 b や位置算出部 25 c は、移動した移動距離も 2 つの位置の差分量から算出（推定）することができる。

なお、挿入部 11 の先端は、芯線 35 上から外れた位置において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 25 a に出力することができるようにしている。このようにして、画像マッチングによる位置算出の範囲を拡大できるようにしている。上記制御部 26 は、位置合わせ処理部 25 a により算出した挿入部 11 の先端の位置により経路データ生成部 29 a によって、（内視鏡 3 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。

40

#### 【0027】

また、制御部 26 は、画像処理部 25（の位置姿勢算出部 25 b）により算出された挿入部 11 の先端が所定の条件を満たすか否かの判定を行う条件判定部（条件判定回路）26 b の機能を有する。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、該当する挿入部 11 の先端の位置及び（対物レンズ 15 の視線方向に対応する）姿勢の情報、

50

つまり位置姿勢情報をメモリ等により構成される位置姿勢情報記録部 27 に記録させる。

このため、条件判定部 26 b は、位置姿勢情報を位置姿勢情報記録部 27 に記録させる記録制御手段としての記録制御部（記録制御回路）の機能を有する。なお、位置姿勢情報を位置姿勢情報記録部 27 に記録させる場合、位置姿勢情報の他に、該位置姿勢情報に対応する VBS 画像と、その記録の時間とを位置姿勢情報に関連付けて位置姿勢情報記録部 27 に記録させるようにしても良い。

#### 【0028】

このようにすると、再度の位置合わせを行うために提示する情報（候補情報とも言う）を提示する場合、位置姿勢情報に対応する VBS 画像を取得して表示することを短時間に表示できる。また、記録する時の時間を記録しておくことにより、例えば再度の位置合わせを行う時間に近い過去の情報を選択的に表示したり、所定の時間間隔内における複数の情報を表示するように制御することが可能になる。また、情報を表示（提示）する際に、時間を表示することにより、術者が、情報の時間的変化などを把握し易くなる。

10

なお、VBS 画像を記録しない場合においても、記録した位置姿勢情報から、該位置姿勢情報に対応する VBS 画像を取得して表示することも可能になる。しかし、挿入部 11 を気管支 2 の深部側の目標とする目標位置まで挿入する過程において、再度の位置合わせ等を行い、以前の位置合わせの際の座標系を補正したような場合には、該補正等を考慮して VBS 画像を取得して表示することが必要となる。上記のように VBS 画像も記録しておく、再度の位置合わせの有無に関係なく、各位置姿勢情報に対応する VBS 画像を短時間に表示することができる。

20

#### 【0029】

本実施形態においては、方向比較部 25 f により比較された気管支 2 の芯線方向と、視線方向検出部 25 e により検出された視線方向とのなす角  $\theta$  が所定の閾値以下となる場合を、上記所定の条件を満たす場合に設定している。なお、所定の閾値の情報は、例えばメモリ等から構成される位置姿勢情報記録部 27 に記録されているが、位置姿勢情報記録部 27 以外のメモリ等の記録装置に記録しても良い。

上記方向比較部 25 f は、気管支 2 の芯線方向と、視線方向とのなす角  $\theta$  が所定の閾値以下となる場合に、この場合の挿入部 11 の先端の位置及び姿勢の情報を位置姿勢情報記録部 27 に記録させるように制御する。なお、図 1 では条件判定部 26 b を制御部 26 内部に設けた構成で示しているが、画像処理部 25 内に条件判定部 26 b を設けた構成にしても良い。

30

また、方向比較部 25 f が、条件判定部 26 b の機能を備えた構成にしても良い。なお、上記両方向のなす角  $\theta$  を用いて、上記所定の条件を設定する代わりに、以下の内積を利用しても良い。上記芯線方向と、視線方向の各単位ベクトルを算出（設定）し、両ベクトルの内積を算出して、算出された内積の値が閾値以上となる場合を、上記所定の条件を満たす場合に設定しても良い。

#### 【0030】

両方向のなす角  $\theta$  が所定の閾値以下となる条件は、挿入部 11 の先端の視線方向が芯線方向と概略同じとなるため、その場合には、気管支 2 の末梢側が見える状態となり、その状態では近くに分岐部が存在すると、挿入する場合の特徴領域となる分岐部を視野内に捕らえられ、位置合わせも行い易くなる。これに対して、所定の条件を満たすか否かに無関係に、位置姿勢情報を記録すると、位置合わせに不適切な情報も含まれてしまい、再度の位置合わせを円滑に行い難くなる。

40

#### 【0031】

位置姿勢情報記録部 27 に位置姿勢情報を記録する場合、挿入部 11 の先端の位置及び姿勢と、該先端の位置及び姿勢に対応する VBS 画像を（その視線方向又は姿勢の情報と共に）記録し、提示が必要な場合に提示する候補情報として記録するようにしても良い。

つまり、位置姿勢情報記録部 27 は、挿入部 11 の先端の位置姿勢情報と、該位置姿勢

50

情報に対応するVBS画像及びVBS画像の生成に用いるCT座標系の位置及び視線方向の情報等のVBS画像生成情報とを記録する位置姿勢情報&VBS画像生成情報記録部27aを備えた構成にしても良い。

#### 【0032】

また、位置姿勢情報記録部27等に記録された情報は、読み出すことにより、モニタ32に位置合わせの候補となる候補情報として提示(表示)が可能な情報であるので、候補情報として記録する候補情報記録部の機能を有するとも言える。

なお、上記位置姿勢情報、該位置姿勢情報に対応するVBS画像、その記録の時間と共に、該位置姿勢情報に対応する内視鏡画像も位置姿勢情報記録部27に記録するようにしても良い。そして、位置姿勢情報記録部27に記録されたVBS画像と共に記録された内視鏡画像を、再度の位置合わせを行う場合に利用することができるようにしても良い。

本実施形態においては、挿入部11を気管支2内の目標位置まで挿入する操作の過程において、上述した視線方向と芯線方向とのなす角 $\theta$ が所定の閾値以下の条件を満たす場合には、挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報等を位置姿勢情報記録部27に記録する。

#### 【0033】

また、挿入部11の先端の位置姿勢情報の代わりに芯線方向算出部25gが算出した芯線上の点と芯線方向を記録するようにしても良い。この場合、VBS画像は記録した位置姿勢情報から取得して表示することになる。

#### 【0034】

これにより、画像マッチングによる最初の位置合わせ後から挿入部11の移動操作により挿入部11の先端の(画像マッチングを利用した)位置推定の精度が低下して、再度の位置合わせ(又は再位置合わせ)を行うことが必要になった場合等においては、その再位置合わせのための情報を候補情報として提示することができるようにしている。

再位置合わせを行う指示を術者が入力装置31を構成するキーボード、マウス等から画像処理部25又は制御部26に指示入力しても良い。

再位置合わせの指示等がされる(又はトリガ入力される)と、制御部26の表示制御部26aは、現在の挿入部11の先端の位置付近における候補情報を位置姿勢情報記録部27から読み出し、画像処理部25を経てモニタ32において候補情報を提示する制御を行う。

#### 【0035】

モニタ32において候補情報を提示する制御を行う表示制御部26aは、候補情報提示の制御を行うよう構成された候補情報提示制御部の機能を有する。また、画像処理部25は、表示制御部26aの候補情報提示の制御を受けて、候補情報をモニタ32に表示するよう構成された候補情報生成部の機能を有する。

なお、表示制御部26aが、位置姿勢情報記録部27から情報を読み出し、画像処理部25を経ることなくモニタ32において候補情報を提示するように制御しても良い。モニタ32において候補情報を提示する場合、例えば2次元断層画像として図2Dに示す気管支形状画像2a上に、画像比較に関する(又は画像比較により)候補情報における挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報と、該候補情報に対応するVBS画像を表示する。

上述したように、画像処理部25の位置合わせ処理部25aは、挿入部11の先端が移動された場合、画像マッチングを利用して挿入部11の先端及び姿勢を推定(算出)するが、設定された精度以内で画像マッチングすることができなくなる画像マッチングエラーが発生する場合がある。

#### 【0036】

この場合には、画像処理部25の位置合わせ処理部25aは、画像マッチングエラーの信号を発生し、モニタ32において画像マッチングエラーが発生したことを表示する。また、位置合わせ処理部25aは、画像マッチングエラーの信号を制御部26に送り、制御部26の表示制御部26aは、モニタ32において候補情報を提示する制御を行う。そして、上記モニタ32は、術者に対して候補情報を提示するよう構成された候補情報提示手段(候補情報提示部)を形成する。

術者は、候補情報を用いて再度の位置合わせ処理を行う。再度の位置合わせ処理を行うことにより、術者はこの再度の位置合わせ処理を行った位置付近から挿入部 1 1 の挿入操作を続行することができるようになる。

また、術者が画像マッチングの精度が悪化したと判断した場合は、再位置合わせの指示をして上記の処理をさせてもよい。

#### 【0037】

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 次元画像情報を記憶する画像記憶手段を形成するよう構成された C T 画像データ記憶部 2 2 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を形成するよう構成された気管支抽出部 2 3 と、内視鏡 3 の挿入部 1 1 の先端に設けられた対物光学系としての対物レンズ 1 5 と、対物レンズ 1 5 による視線方向を検出する視線方向検出手段を形成するよう構成された視線方向検出部 2 5 e 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芯線方向と前記視線方向とを比較する方向比較手段を形成するよう構成された方向比較部 2 5 f と、前記芯線方向と前記視線方向とのなす角が所定の閾値以下の場合に前記内視鏡 3 の挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢の情報を記録する位置姿勢情報記録手段を形成するよう構成された位置姿勢情報記録部 2 7 と、を備えることを特徴とする。

10

#### 【0038】

次に本実施形態における代表的な処理を図 3 のフローチャートを参照して説明する。図 1 の内視鏡システム 1 における内視鏡装置 4、挿入支援装置 5 の電源が投入され、各部が動作状態になると、図 3 に示す最初のステップ S 1 において、内視鏡 3 の挿入部 1 1 の先端を患者の気管支 2 の入口の位置等、術者が内視鏡画像で位置を判断しやすい部位を少なくとも 1 つ基準位置に設定する。

20

そして、画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は、基準位置における V B S 画像生成部 2 4 の V B S 画像（の画像信号）をモニタ 3 2 に出力する。術者は、入力装置 3 1 から基準位置の 1 つを指定し、挿入部 1 1 の先端を指定した基準位置に挿入するとともに、画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a に対して位置合わせの処理を行うように指示する。

#### 【0039】

ステップ S 1 の位置合わせの処理を行った後、ステップ S 2 に示すように位置合わせ処理部 2 5 a（の位置姿勢算出部 2 5 b）は、位置合わせ処理の結果を基に挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢を画像マッチングにより推定（算出）する。具体的には、画像マッチングの初期値として位置合わせの位置の情報を使用して、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算出する。

30

ステップ S 3 において位置合わせ処理部 2 5 a は、画像マッチングにより挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢の推定が所定条件以内（例えば推定位置が気管支内部にあるか）でできたか否か（つまり位置及び姿勢の推定が成功したか否か）の判定を行う。ステップ S 3 の判定が成功の場合には、ステップ S 4 に示すように画像処理部 2 5（の画像生成部）は、位置姿勢算出部 2 5 b により推定された挿入部 1 1 の先端の位置を、気管支形状画像 2 a 上における推定された位置に重畳して表示する画像処理を行う。図 2 B は、ステップ S 4 の画像処理により生成された画像の表示例を示す。

40

#### 【0040】

図 2 B は、気管支 2 内に挿入された内視鏡 3 の挿入部 1 1 の先端側を 2 点鎖線で示すと共に、その形状画像としての気管支形状画像 2 a における、推定された挿入部 1 1 の先端の位置 P 1 及び姿勢に対応する先端の長手方向又は視線方向 D 1 を（気管支形状画像 2 a に）重畳して表示した様子を示す。

なお、図 2 B においては、挿入部 1 1 の先端の姿勢に対応する長手方向又は視線方向 D 1 を矢印で示している。また、ステップ S 3 の判定処理が成功した場合には、ステップ S 4 と共に、ステップ S 5 の処理が行われる。

ステップ S 5 において視線方向検出部 2 5 e は、位置姿勢算出部 2 5 b により推定（算

50

出)された挿入部11の先端の姿勢の情報から対物レンズ15の視線方向D1を算出する。また、芯線方向算出部25gは、視線方向D1が算出された前記挿入部11の先端の位置付近での芯線方向E1を算出する。そして、方向比較部25fは、視線方向D1と芯線方向E1とを比較し、比較結果を条件判定部26bに出力する。

#### 【0041】

次のステップS6において条件判定部26bは、視線方向D1と芯線方向E1とのなす角 $\theta$ が予め設定された所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下か否かを判定する。

図2CはステップS5の処理の様子を示す。図2Cでは挿入部11の先端の推定された位置をP1、その視線方向をD1で示している。また、位置P1に最も近い芯線35の位置をC1で示し、芯線方向算出部25gは、この位置C1においてその芯線方向E1を算出し、方向比較部25fは両方向を比較する。なお、芯線方向算出部25gは、例えば位置P1から芯線35への交点に至る長さが最小となる垂線の場合の位置をC1として芯線方向E1を算出するようにしても良い。また、位置P1から芯線35へ下した垂線に近い条件を満たす位置において、芯線方向E1を算出するようにしても良い。

#### 【0042】

図2Cでは、方向比較部25fにより両方向のなす角 $\theta$ が算出された様子を示す。条件判定部26bは、比較結果としての算出された角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下か否かを判定する。図2Cに示すように算出された角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下となる判定結果の場合には、次のステップS7において位置姿勢情報記録部27は、該判定結果の場合の挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報としての位置姿勢情報を、(該位置姿勢に対応する) VBS画像及び判定結果の時間と共に記録した後、ステップS10の処理に移る。なお、この場合、その位置姿勢に対応する内視鏡画像もその位置姿勢に関連付けて記録しても良い。なお、ステップS7において、位置姿勢情報のみ、又は位置姿勢情報と時間の情報、又は位置姿勢情報とVBS画像を記録するようにしても良い。

#### 【0043】

一方、ステップS3の推定が失敗した場合にはステップS8の処理に移る。ステップS8において、位置合わせ処理部25aは、画像マッチングエラーの信号を発生する。この信号は、候補情報の提示の信号となり、制御部26に入力される。

制御部26の表示制御部26aは、候補情報の提示の制御を行う。表示制御部26aは、候補情報の提示の信号の発生前に、位置姿勢情報記録部27に記録された位置姿勢情報と対応するVBS画像とを含む情報を候補情報としてモニタ32に表示するように制御した後、ステップS1の処理に戻る。

図2Dはモニタ32に表示される候補情報の例を示す。図2Dにおいて、画像マッチングエラーの信号が発生した状態の挿入部11の先端の位置P3を模式的に示す(実際には位置P3は不定となる)。その際に、位置姿勢情報記録部27に記録された位置姿勢情報に基づいてモニタ32には、先端の位置P2とその姿勢(視線方向)D2とが気管支形状画像2a上に表示され、かつ該位置姿勢情報に対応するVBS画像が表示される。

#### 【0044】

また、本実施形態においては、画像処理部25は、例えば点線で示すように前記位置姿勢情報に対応する内視鏡画像を、VBS画像に隣接して表示されるように画像処理する。この場合、VBS画像に隣接した位置に、同じ表示倍率で比較し易いように表示するようにしても良い。

さらに、VBS画像又は内視鏡画像の一方を移動自在に表示し、術者がマウス等で一方の画像を他方の画像上に重畳表示(合成表示)することができるようにしても良い。このようにすると、画像マッチングの程度を術者が確認し易くなる。

さらに、画像処理部25は、CCU8から入力される現在の内視鏡画像も、VBS画像又は内視鏡画像の周辺に表示する画像処理を行うようにしても良い。

なお、図2Dは、例えば、画像マッチングエラーの信号が発生した場合、該信号が発生する前において最新に記録された位置姿勢情報による候補情報の例を示す。術者が入力装置31から、候補情報の表示数を入力して、モニタ32に同時に表示されるVBS画像等

10

20

30

40

50

の候補情報の表示数を、適宜に設定することもできる。

【0045】

術者は、図2DのVBS画像を参考にして、例えば挿入部11の先端を移動する等して、現在の内視鏡画像が、モニタ32上に表示されているVBS画像と十分に一致する状態となるように位置合わせの操作を行う。そして、位置合わせ処理部25aは、十分に一致する位置合わせした設定状態において、その設定状態でのVBS画像の視点位置と視線方向の情報を取得して、その情報を以後の挿入部11の先端の位置及び姿勢の情報として用いる。このようにして、ステップS2以降の処理を繰り返す。

なお、図2Dに示す現在の内視鏡画像を、VBS画像と、該VBS画像に所定の精度で画像マッチングする内視鏡画像（記録された基準の内視鏡画像）との両方の画像に重畳表示させるようにしても良い。この状態においては、術者が挿入部11の先端の位置をその姿勢を含めて調整することにより、現在の内視鏡画像とVBS画像との位置合わせの程度を確認することができると共に、現在の内視鏡画像と、基準の内視鏡画像との位置合わせの程度を確認することができる。

【0046】

VBS画像は、気管支2の内壁の壁などの細かい凹凸を考慮していない画像であるのに対して、基準の内視鏡画像は先行した時間において実際に撮像した気管支2内を撮像した画像であるため、内視鏡画像同士で比較した方が位置合わせの程度を確認することが行い易い場合もある。術者は、本実施形態における2つの重畳画像（VBS画像と現在の内視鏡画像、基準の内視鏡画像と現在の内視鏡画像）において、位置合わせの程度を確認することが行い易い重畳画像（又は両方の重畳画像）を参考にして、位置合わせの程度を確認することができる。

上記図3のステップS6において算出された角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ を超える場合、又はステップS7において位置姿勢情報等を記録した場合には、ステップS10において制御部26は、術者が入力装置31から候補情報の提示の指示信号（トリガ）を発生させているか検出する。

【0047】

これは画像マッチングの推定が失敗していることを検出できない場合、例えば、内視鏡が急激に動くとき画像マッチングによる推定位置が所定条件（気管支内部にあるか）を満たしているが、明らかに別の位置であるという場合、術者が位置合わせを再度行うと判断したときに指示信号を発生させる。そして、トリガ有りの場合には、ステップS8の処理に移る。

一方、ステップS10のトリガがない場合には、次のステップS11において位置姿勢算出部25bは、挿入部11の先端が目標位置まで挿入されたか否かの判定を行う。

挿入部11の先端が目標位置まで挿入されていない場合には、術者は、モニタ32に表示される挿入部11の先端の位置姿勢情報の表示を参考にして、ステップS12に示すように挿入部11の先端を気管支2の深部側に挿入する。

【0048】

ステップS12の処理の後に、ステップS2に戻り、挿入部11の先端の位置及び姿勢の推定処理を行う。ステップS11において目標位置まで挿入された場合には、図3の挿入の操作を終了する。

このように動作する本実施形態においては、再度の位置合わせ等を行い易くするように内視鏡の先端の位置と共に姿勢の情報を位置姿勢情報として記録する。従って、本実施形態によれば、術者が挿入部11を挿入する操作を行った場合の最中において、再度の位置合わせを行う場合に用いることができる提示用の候補情報としての挿入部11の先端の位置姿勢情報を位置姿勢情報記録部27に記録し、挿入部11の先端の位置の推定等が失敗したような場合に、位置合わせに適した提示用の候補情報を提示することができるようにしているので、挿入の操作を円滑に行うことができる。

また、本実施形態においては、画像マッチングの画像処理を利用して挿入部11の先端の位置及び姿勢の推定を行うようにしているため、画像処理のアルゴリズムにより最初の

位置合わせの状態から誤差が次第に大きくなり易くなる。

#### 【0049】

このような場合にも、再度の画像マッチングによる再度の位置合わせにより、誤差を十分に小さくして、再度の位置合わせした位置付近からより深部側への挿入の操作を行うことが可能になる。

図4は第1の実施形態における第1変形例の内視鏡システム1Bの構成を示す。図4に示す内視鏡システム1Bは、図1の内視鏡システム1において、さらに挿入部11の先端部13内における撮像装置16の近傍の位置に、撮像装置16又は挿入部11の先端の位置を検出するための位置センサ41が設けてある。

また、内視鏡3及び被検体の外部となり、挿入支援装置5内の所定の位置には、この位置センサ41の3次元位置（単に位置とも記す）を計測（検出）する処理を行う計測処理装置又は計測処理部42が設けてある。位置センサ41による検出信号は、計測処理部42に入力される。

#### 【0050】

この計測処理部42は、位置センサ41を用いて所定の管腔臓器としての気管支2内に挿入される挿入部11の先端の3次元位置を算出又は推定する位置算出手段としての位置算出部（又は位置推定部）42bの機能を有する。この場合には、画像処理部25内の位置算出部25cを有しない。

本変形例の位置算出（位置推定）の手段又は方法としては、例えば磁気を利用したものを利用できる。計測処理部42に接続された複数のアンテナ42aから発せられる交流磁場をコイルで構成された位置センサ41が検知し、この位置センサ41で検知した信号における、その信号の振幅及び位相を（振幅検出回路及び位相検出回路を備えた）計測処理部42が検出することによりアンテナ42aから位置センサ41までの距離を計測する。計測処理部42は、3つ以上となる複数のアンテナ42aをそれぞれ異なる既知の位置に設けることにより、位置センサ41の3次元位置を特定することが可能になる。

#### 【0051】

なお、位置センサ41を構成するコイルに交流信号を印加して、その周囲に交流磁場を発生させ、アンテナ42a側で交流磁場を検知して位置センサ41の位置を算出又は検出する構成にしても良い。一例としてコイルを用いた磁気式位置検出装置を説明したが、位置センサ41及び計測処理部42の構成は、上記説明の場合に限定されるものでない。

例えば、挿入部11の長手方向に沿って所定間隔で位置検出のための複数のコイルを配置し、複数のコイルの位置から挿入部11の形状を推定し、先端部13等の位置を検出することができるようにしても良い。計測処理部42により算出（推定）された挿入部11の先端の位置情報は、制御部26と画像処理部25とに出力される。

#### 【0052】

本変形例の場合には、気管支2の3次元形状の画像データを管理するCT座標系としての第1の座標系での位置（位置情報）と、位置センサ41のアンテナを基準としたセンサ座標系としての第2の座標系での位置（位置情報）との位置合わせを行う。例えば画像処理部25は、両座標系の位置合わせ（レジストレーション）及びその制御を行う位置合わせ処理部25aの機能を持っても良いし、制御部26が点線で示すように位置合わせ処理部26cの機能を持っても良い。

図5はレジストレーションの動作の説明図を示す。例えば気管支2の入り口付近における例えば4点Q0-Q3に、術者は内視鏡3の先端部13（又は位置センサ41）を順次設定して、第1の座標系O-XYZと第2の座標系o-xyzにおいてそれぞれ位置対応付けする指示又は指示入力を入力装置31から行う。このため、入力装置31は、位置対応付けの指示を行う指示入力部又は指示入力手段を形成する。

#### 【0053】

例えば、先端部13（又は位置センサ41）を、第1の座標系O-XYZにおける原点Oの位置Q0（0, 0, 0）、X座標上の位置Q1（1, 0, 0）、Y座標上の位置Q2（0, 1, 0）、Z座標上の位置Q3（0, 0, 1）、に順次設定して、術者が位置対応

付けの指示を行う。この指示において、各位置において計測処理部 4 2 が順次計測した位置を  $(x_0, y_0, z_0)$ 、 $(x_1, y_1, z_1)$ 、 $(x_2, y_2, z_2)$ 、 $(x_3, y_3, z_3)$  とすると、制御部 2 6 は位置対応付けを行い、位置対応付け情報を位置姿勢情報記録部 2 7 に記録するように制御する。

この場合の位置対応付け情報（具体的には、第 1 の座標系  $O-XYZ$  における  $Q_0(0, 0, 0)$ 、 $Q_1(1, 0, 0)$ 、 $Q_2(0, 1, 0)$ 、 $Q_3(0, 0, 1)$  は、第 2 の座標系  $o-xyz$  においては  $(x_0, y_0, z_0)$ 、 $(x_1, y_1, z_1)$ 、 $(x_2, y_2, z_2)$ 、 $(x_3, y_3, z_3)$  がそれぞれ対応する情報）を位置姿勢情報記録部 2 7 は記録する。

#### 【0054】

10

また、位置合わせ処理部 2 6 c は、位置姿勢情報記録部 2 7 に記憶した位置対応付け情報を用いて両座標系の任意の位置を対応つける変換情報を決定する。位置合わせ処理部 2 6 c は、この変換情報を位置姿勢情報記録部 2 7 に記録する。

図 5 においては、座標位置  $Q_0(0, 0, 0)$ 、 $Q_1(1, 0, 0)$ 、 $Q_2(0, 1, 0)$ 、 $Q_3(0, 0, 1)$  と、それぞれ対応する座標位置  $(x_0, y_0, z_0)$ 、 $(x_1, y_1, z_1)$ 、 $(x_2, y_2, z_2)$ 、 $(x_3, y_3, z_3)$  とを簡略化して  $Q_0 \Leftrightarrow (x_0, y_0, z_0)$ 、 $Q_1 \Leftrightarrow (x_1, y_1, z_1)$ 、 $Q_2 \Leftrightarrow (x_2, y_2, z_2)$ 、 $Q_3 \Leftrightarrow (x_3, y_3, z_3)$  で示している。なお、図 5 に示す 4 点でなく、そのうちの 1 点を省略した 3 点で位置対応付けを行う（決定する）ようにしても良い。

#### 【0055】

20

具体的には、術者は第 1 の座標系で指定された位置に内視鏡 3 の先端部 1 3 を順次接触させることになる。このとき、第 1 の座標系で指定された位置を表現する方法として、VBS 画像を用いる。つまり、術者は VBS 画像と内視鏡画像が同じに見えるよう内視鏡 3 を操作する。また、VBS 画像と内視鏡画像が同じに見えるように設定した状態において、その VBS 画像を生成した場合の視線方向の情報を、挿入部 1 1 の先端の視線方向の情報（換言すると姿勢の情報）として取得（設定）する。

このように位置対応付けの処理が終了した後、術者は、内視鏡 3 の挿入部 1 1 を気管支 2 内に挿入して内視鏡検査を行うことを開始する。

本変形例においては、位置算出部（位置推定部）4 2 b により推定された挿入部 1 1 の先端の位置に対応する CT 座標系（第 1 の座標系）の位置が気管支 2 の管腔の内側となる条件から外れる場合のように、両座標系の位置ずれが明らかとなる場合に位置推定が失敗した状態と判定する。その他の構成は、図 1 に第 1 の実施形態と同様である。

30

#### 【0056】

本変形例の動作は、挿入部 1 1 の先端の位置を位置センサ 4 1 を用いて推定すること、位置合わせが失敗した場合に行う再度の位置合わせを制御部 2 6 の位置合わせ処理部 2 6 c が行うことに変更したことを除けば第 1 の実施形態の動作を示す図 3 と殆ど同じ処理を行う。

本変形例の場合には、画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は、画像マッチングによる位置合わせを行うよう構成された第 2 の位置合わせ処理部の機能を有する。

また、位置合わせ処理部 2 5 a は、両座標系の位置合わせの状態を、画像マッチングにより監視するよう構成された位置合わせ監視処理部の機能を有する。例えば、挿入部 1 1 の先端が気管支 2 内に挿入された場合、挿入部 1 1 の先端の移動と共に、内視鏡画像と位置算出部 4 2 b による第 2 の座標系での位置が変化する。

40

#### 【0057】

また、第 2 の座標系での位置の変化に対応して CT 座標系（第 1 の座標系）の位置情報により生成されて画像処理部 2 5 に入力される VBS 画像も変化する。画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は両画像を監視し、両画像のずれ量が予め設定された値以上にずれした場合に、位置合わせが失敗した状態（又は位置合わせが必要な状態）と判定する。

また、本変形例においては、位置算出部 4 2 b により推定された挿入部 1 1 の先端の位置に対応する CT 座標系（第 1 の座標系）の位置が気管支 2 の管腔の内側となる条件から

50



外れる場合のように、両座標系の位置ずれが明らかとなる場合も位置合わせが失敗した状態（又は位置合わせが必要な状態）と判定する。その他の構成は、図1に第1の実施形態と同様である。

本変形例の動作は、挿入部11の先端の位置を位置センサ41を用いて推定すること、位置合わせが失敗した場合に行う位置合わせを制御部26の位置合わせ処理部26cが行うことに変更したことを除けば第1の実施形態の動作を示す図3と殆ど同じ処理を行う。

#### 【0058】

本変形例によれば、術者が挿入部11を挿入する操作を行った場合の最中において、所定の条件を満たす場合に位置姿勢情報を位置姿勢情報記録部27に記録し、挿入部11の先端の位置の推定が失敗したような場合に、提示用の候補情報として提示することができるようにしているので、再度の位置合わせを短時間に行え、挿入の操作を円滑に行うことができる。

10

また、変形例においては、最初の位置合わせ後に位置センサ41を用いて挿入部11の先端の位置推定を行うようにしており、位置合わせした位置からの距離が大きくなると、最初の位置合わせの状態から誤差が大きくなり易くなる。このような場合にも、位置センサ41を用いると共に、画像マッチングを用いた再度の位置合わせにより、誤差を十分に小さくして、再度の位置合わせした位置付近からより深部側への挿入の操作を円滑に行うことが可能になる。

#### 【0059】

なお、上記第1の実施形態において、算出した角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下であるか否かを判定する場合、気管支2の分岐の次数に応じて変更するようにしても良い。この第2変形例の場合の処理の一部を図6に示す。図6は、図3の処理の一部を変更している。図6のステップS1-S3は図3と同じであり、ステップS3の次のステップS21において画像処理部25は、分岐の次数を取得した後、ステップS4に移る。

20

また、ステップS4-S5は、図3と同じ処理であり、ステップS5の次のステップS6'において条件判定部26bは、算出された角 $\theta$ が次数に対応して設定された所定の閾値 $\theta_{thj}$ 以下か否かを判定する。ステップS6'の次のステップS7以降の処理は、図3の場合と同様である。このため、図6においては、ステップS7以降を省略している。

本変形例によれば、気管支2内に挿入された挿入部11の先端の位置に応じて位置姿勢情報を記録する条件を変更することができる。例えば、気管支2の末梢側に移動したように入り口からの移動距離が大きくなると、位置及び姿勢を算出する精度が低下し易くなる傾向になり易い。つまり、再度の位置合わせを行うための位置姿勢情報を記録する頻度が少なくなる可能性がある。このため、例えば分岐の次数が大きくなる程、所定の閾値 $\theta_{thj}$ の値を大きな値に設定することによって、末梢側においても位置合わせを行うことができる位置の間隔が大きくなることを防止するようにしても良い。なお、上記分岐の次数の代わりに、気管支2の挿入口から気管支2の抹消側の目標位置に至るまでに気管支2が順次分岐する分岐順序数を用いても良い。

30

#### 【0060】

##### （第2の実施形態）

40

次に本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態における構成は、図1又は図4と同様である。本実施形態は、第1の実施形態において、所定の条件を満たす場合における今回（又は現在）の視線方向と、位置姿勢情報記録部27に記録された最新の位置姿勢情報における視線方向（記録視線方向） $D_{re}$ とを比較し、両方視線方向のなす角 $\theta_d$ が第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ 以上となる場合に、今回の位置姿勢情報を位置姿勢情報記録部27に記録する。

なお、本実施形態においては、例えば条件判定部26bが、上記の両視線方向のなす角 $\theta_d$ が第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ 以上となるか否かを判定するが、条件判定部26b以外の構成要素（例えば方向比較部25fや視線方向検出部25e）が行うようにしても良い。また、第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ の情報は、例えば位置姿勢情報記録部27内に記録さ

50

れる。

図7は、本実施形態における動作の代表例のフローチャートの一部を示す。図7は、図3において一部の処理が異なるのみとなる。

#### 【0061】

図7におけるステップS1からステップS6までは図3に示す処理と同様の処理を行う。ステップS6において算出された角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下の条件を満たす場合には、次のステップS31において例えば条件判定部26bは、位置姿勢情報記録部27に記録された最新の位置姿勢情報における視線方向Dreを読み出し、画像処理部25に送る。

ステップS32において例えば、方向比較部25fは、ステップS5において算出された現在の視線方向と、位置姿勢情報記録部27から読み出された視線方向Dreとのなす角 $\theta_d$ を算出し、条件判定部26bに送る。ステップS33において条件判定部26bは、角 $\theta_d$ が第2の閾値 $\theta_{dth}$ 以上となるか否かを判定する。

角 $\theta_d$ が第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ 以上となる判定結果の場合には、次のステップS7において、現在の位置姿勢情報をVBS画像及び時間と共に、位置姿勢情報記録部27に記録する。

#### 【0062】

一方、角 $\theta_d$ が第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ 以上とならない判定結果の場合には、ステップS10の処理に移る。図7におけるその他の処理は、図3の場合と同様である。

第1の実施形態においてはステップS5において算出された角 $\theta$ が、次のステップS6において所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下と判定された場合には、その判定が行われた時点（現在）での位置姿勢情報が位置姿勢情報記録部27に経時的に記録される。

これに対して、本実施形態においては、ステップS6において角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下と判定された場合には、さらにその時点の直前に位置姿勢情報記録部27に記録された位置姿勢情報における視線方向Dreを読み出され、その時点での視線方向とのなす角 $\theta_d$ が算出され、該角 $\theta_d$ が第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ 以上となる判定結果の場合のみ、その時点での位置姿勢情報が位置姿勢情報記録部27に経時的に記録される。

#### 【0063】

換言すると、第1の実施形態において、視線方向と芯線方向とのなす角 $\theta$ が十分に小さい条件を満たすと、その条件を満たす時点での位置姿勢情報が繰り返し記録されるのに対して、本実施形態においては、その時点での視線方向と、その直前に記録されている視線方向とのなす角 $\theta_d$ が第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ 以上とならない限り、その時点での位置姿勢情報を記録しない。

従って、本実施形態は、第1の実施形態において、直前に記録した場合の視線方向とかなり変化した場合においてのみ、その時点の位置姿勢情報を記録する。そして、類似した条件の位置姿勢情報を過度に記録するのを避けるようにしている。挿入部11の先端が挿入されている位置から分岐する位置を通過して、抹消側となる気管支枝側に移動する場合においては、分岐する位置を通過する際に視線方向が変化することが期待できるため、そのような移動の際の位置姿勢情報を記録することができるようにしている。

#### 【0064】

本実施形態によれば、第1の実施形態とほぼ同様に位置姿勢情報を記録することができる作用効果を有する他に、過度に類似した位置姿勢情報の記録を避け、適切な情報量の位置姿勢情報に絞って記録することができる。従って、術者などのユーザに対して、必要最小限に近い位置姿勢情報のみを提供でき、再度の位置合わせの際に、候補情報が多すぎることなく、円滑に位置合わせを行うことが可能になる。換言すると、ユーザに対する使い勝手を向上できる。また、本実施形態において、上記第2の所定の閾値 $\theta_{dth}$ を以下のように自動的に決定するようにしても良い。

#### 【0065】

上述した経路データ生成部29aにより生成される挿入部11の先端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における該目標位置に至る途中にお

10

20

30

40

50

いての気管支 2 が分岐する 1 つ以上の分岐点の 3 次元位置及び分岐角を含む分岐情報を記録するよう構成された分岐情報記録部を形成する例えば位置姿勢情報記録部 27 とを設ける。そして、分岐点の分岐情報に応じて、分岐情報記録部は、第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  を自動的に決定し、決定された第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  を用いて方向比較部 25f は、位置姿勢情報記録部 27 に記録された過去の視線方向と、視線方向検出部 25e により検出された現在の視線方向とのなす角  $\theta_d$  が、決定された第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  と比較するようにしても良い。

#### 【0066】

また、分岐情報記録部は、視線方向検出部 25e により現在の視線方向が検出された際の前記挿入部 11 の先端の 3 次元位置に基づき、当該 3 次元位置よりも目標位置側に沿って存在する次の分岐点の分岐情報における第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  を自動的に決定するようにしても良い。

10

#### 【0067】

換言すると、目標位置に至る途中においての気管支 2 が分岐する各分岐点の 3 次元位置及び分岐角を含む分岐情報に関連付けてそれぞれ第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  (の候補情報) を記録し、挿入部 11 の先端が現在存在している 3 次元位置の情報に基づいて、該挿入部 11 の先端が次に到達すると予想される分岐点の分岐情報に関連付けて予め記録した第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  を選択的に決定する。

#### 【0068】

このようにすると、挿入部 11 の先端を目標部位 36 側に挿入した場合、途中の分岐点の分岐角などが異なるような場合に対しても、第 2 の所定の閾値  $\theta_{dth}$  を自動的に設定でき、術者が挿入部 11 の先端を挿入する作業を有効に支援できる。

20

#### 【0069】

なお、本実施形態においては、ステップ S31 において記録された最新の視線方向  $Dre$  を読み出して、現在の視線方向とのなす角  $\theta_d$  を算出していたが、その変形例として、最新の視線方向の場合を含めて整数  $n$  回前 (例えば最新に記録された視線方向は 1 回前の  $n=1$  に該当) に記録された視線方向  $Dren$  を読み出し、現在の視線方向とのなす角を算出するようにしても良い。

#### 【0070】

そして、算出した角が上記第 2 の閾値  $\theta_{dth}$  に対応する閾値  $\theta_{dth}'$  以上か否かを判定し、第 2 の閾値  $\theta_{dth}'$  以上となる判定結果の場合に、位置姿勢情報を記録するようにしても良い。なお、本変形例の動作は、図 7 におけるステップ S31 の処理として  $n$  回前に記録された視線方向  $Dren$  を読出すと読み替え、さらにステップ S32 における視線方向  $Dre$  を  $Dren$  と読み替える動作になる。

30

本変形例は、第 1 の実施形態と第 2 の実施形態との中間的な作用効果を有する。

#### 【0071】

(第 3 の実施形態)

次に本発明の第 3 の実施形態を説明する。本実施形態は、図 1 又は図 4 と同様の構成である。本実施形態は、第 1 ないしは第 2 の実施形態において、さらに位置姿勢情報を記録する頻度を削減する手段を備える。

40

第 1 の実施形態においては、気管支径 (気管支の内径) が細い部位においては、挿入された挿入部 11 が芯線と平行に挿入される頻度が高くなるため、記録する頻度も増えてしまい、記録される位置姿勢情報が、術者が望む情報量よりも増大してしまう可能性がある。

また、第 2 の実施形態及びその変形例においては、気管支径が太い部位においては、挿入部 11 を挿入する際にふらつかせてしまうと、記録する頻度も増えてしまい、記録される位置姿勢情報が、術者が望む情報量よりも増大してしまう可能性がある。

記録する位置姿勢情報は、必要とされるもの以外で増大することは、術者にとって使い勝手が低下する。

#### 【0072】

50

このため、本実施形態においては、図3のステップS7の位置姿勢情報を記録処理の前に、さらに以下のa)～c)の少なくとも1つの条件を満たすか否かを判定する。そして、以下の条件を満たす場合に記録を行うように記録を制限する処理を行うようにして、実際に位置姿勢情報を記録する頻度を減らすようにする。

a) 前回記録した先端の位置からの距離が閾値 $L_{th}$ 以上

b) 内視鏡画像中に分岐の画像が見えるとき

c) 挿入部11の先端の位置と、該先端の位置に最も近い芯線35上の点との距離が閾値 $L_{th2}$ 以下

図8は、本実施形態における代表的な処理例のフローチャートを示す。

図8においては、ステップS1からステップS6までは、図3と同じ処理である。また、ステップS6とステップS7との間に、以下に説明するステップS41～S43を設けた処理以外は、図3の処理と同様である。

#### 【0073】

ステップS6において算出された角 $\theta$ が所定の閾値 $\theta_{th}$ 以下の条件を満たす場合には、ステップS41において距離算出部の機能を持つ例えば位置算出部25cは、前回記録した先端の位置からの距離 $L_1$ が閾値 $L_{th1}$ 以上の条件を満たすか否かを判定する。

この条件を満たす場合にはステップS7の処理に進み、この条件を満たさない場合にはステップS42の処理に移る。ステップS42において画像処理部25に設けた内視鏡画像から分岐の画像を画像処理により認識する分岐画像認識部は、内視鏡画像中に分岐の画像が見える条件を満たすか否かの判定を行う。具体的には、内視鏡画像をある閾値にて2値化し、一定の画素数を持つ暗部の個数が複数あるか否かの判定を行う。

この条件を満たす場合にはステップS7の処理に進み、この条件を満たさない場合にはステップS43の処理に移る。ステップS43において距離算出部の機能を持つ例えば位置算出部25cは、挿入部11の先端の位置と、該先端の位置に最も近い芯線35上の点との距離 $L_2$ が閾値 $L_{th2}$ 以下の条件を満たすか否かを判定する。

#### 【0074】

この条件を満たす場合にはステップS7の処理に進み、この条件を満たさない場合にはステップS10の処理に移る。

なお、上記距離の閾値 $L_{th1}$ 、 $L_{th2}$ に関しては、以下のように設定しても良い。

閾値 $L_{th1}$ 、 $L_{th2}$ は、全ての気管支2に対して同じ値に設定しても良いし、気管支2毎に気管支径の値に応じた値に設定しても良いし、又は部位や気管支の回数に応じた値に設定しても良い。

また、距離 $L_1$ 、 $L_2$ は、2点間の直線に沿った距離でも良いし、又は挿入部11の先端の位置に最も近い芯線35上の点と分岐点までの芯線35上での道のりで算出（計測）しても良い。

#### 【0075】

本実施形態によれば、位置姿勢情報を過度に記録することを低減（削減）するようにしているので、ユーザに対する使い勝手を向上することができる。その他、第1の実施形態と同様の効果を有する。

なお、図8のステップS6とステップS41～S43の処理の順番を変更しても良い。例えば、ステップS6の判定処理を行う前に、ステップS41～S43の処理を行い、いずれかの条件を満たす場合にステップS6の判定処理を行うようにしても良い。

また、例えば、距離算出部が前回、位置姿勢情報を記録した挿入部11の先端の位置から所定の距離間隔以上、挿入部11の先端が移動したか否かを監視し、所定の距離間隔以上移動した場合にステップS6の判定処理を行い、ステップS6の判定条件を満たす場合に、ステップS7において位置姿勢情報を記録するようにしても良い。

#### 【0076】

また、ステップS6の処理（又はステップS5とS6の処理）を行う前提として、距離算出部が挿入部11の先端の位置から所定の距離間隔以上、挿入部11の先端が移動した

か否かを監視し、所定の距離間隔以上移動した場合にステップ S 6（又はステップ S 5 と S 6）の処理を行うようにする。

ステップ S 6 の判定条件を満たす場合に、ステップ S 7 において位置姿勢情報を記録するようにしても良い。この場合には、方向比較手段としての方向比較部 2 5 f は、挿入部 1 1 の先端の移動距離が気管支 2 の管腔内において所定の距離間隔以上の場合に、視線方向と芯線方向との比較を行うことを含む。

#### 【0077】

（第 4 の実施形態）

次に本発明の第 4 の実施形態を説明する。本実施形態は、第 1 の実施形態において、図 1 又は図 3 の点線で示すように方向変化検出部 2 5 i を有し、方向変化検出部 2 5 i は内視鏡 3 の挿入部 1 1 の先端の観察窓（撮像窓）に固定された対物レンズ 1 5 を介して撮像した内視鏡画像の方向（方位）と、1 回前に位置姿勢情報を記録したときの内視鏡画像の方向とを比較する。

そして、両方向のなす角  $\theta_{ro}$  が閾値  $\theta_{roth}$  以上となる条件を満たす場合、換言すると両方向のなす角  $\theta_{ro}$  が十分に大きい場合に、位置姿勢情報を記録する。なお、内視鏡画像の方向（方位）は、以下のように挿入部 1 1 の周周りの方向と同じ意味である。

#### 【0078】

術者は、現在挿入部 1 1 の先端が挿入されている状態での気管支 2（又は気管支枝）におけるその末梢側で分岐している気管支枝側に挿入部 1 1 の先端を通過（挿入）させる際に、挿入部 1 1 をひねる（ねじる）操作をしばしば行う。本実施形態においては、この操作を利用して、以下のように同じ気管支枝での複数回の位置姿勢情報の記録を避ける。

分岐している気管支枝側に通過（挿入）させる際に通常 1 回行われる操作を検出し、その操作を検出した際に位置姿勢情報を記録することにより、そのような検出を行わない場合における同じ気管支枝での複数回の位置姿勢情報の記録を避ける。

なお、画像マッチングに用いられる（内視鏡画像と比較される）VBS 画像は、CT 座標系における視点及び視線方向と共に、挿入部 1 1 の先端（の対物レンズ 1 5）が所定の方向（方位）に設定された状態において、同様に所定の方向（方位）に固定された CCD 1 6 により光電変換されるものに対応して生成される。なお、内視鏡画像がモニター 9 において表示される場合の上下方向は、湾曲部 1 9 を湾曲する場合の上下の湾曲方向と一致するように CCD 1 6 の撮像面の（挿入部 1 1 の周回りの）方向が予め設定されている。

#### 【0079】

このため、画像マッチングを行って、実際の挿入部 1 1 の先端の位置及び姿勢の情報を CT 座標系の情報から取得する場合、挿入部 1 1 の周回りの方向（方位）の情報も取得することができる。

本実施形態においては、位置姿勢情報を位置姿勢情報記録部 2 7 に記録する場合、更に、内視鏡画像の方向（方位）（又は挿入部 1 1 の周回りの方向（方位））の情報も記録する。そして、位置姿勢情報記録部 2 7 に記録された情報から内視鏡画像の方向（方位）の情報を（方向変化を算出するために）参照することができるようにしている。

内視鏡画像の方向（方位）は、挿入部 1 1 が、その周方向の回りで回転されないと変化しない。このため、方向変化検出部 2 5 i は、内視鏡画像の方向の変化、又は挿入部 1 1 の周回りの方向の変化を検出する方向変化検出手段の機能を有する。

#### 【0080】

なお、方向変化検出部 2 5 i が、内視鏡画像の方向の変化、又は挿入部 1 1 の周回りの方向の変化を検出する場合、内視鏡画像等の所定の方向（又は基準の方向）からの変化を検出するようにしても良い。例えば、内視鏡画像の上方向を所定の方向として設定し、内視鏡画像の上方向からの変化を検出するようにしても良い。図 9 は、本実施形態における代表的な処理の一部を示す。

#### 【0081】

図 9 においては、ステップ S 1 からステップ S 6 までは、図 3 と同じ処理である。ステップ S 6 において算出された角  $\theta$  が所定の閾値  $\theta_{th}$  以下の条件を満たす場合には、ステ

ップ S 5 1 の処理に進む。

ステップ S 5 1 において方向変化検出部 2 5 i は、現在の挿入部 1 1 の先端の状態においての内視鏡画像の方向と、前回記録（今回に関して 1 回前に記録）した時の内視鏡画像の方向との両方向のなす角  $\theta_{ro}$  を算出し、さらに両方向のなす角  $\theta_{ro}$  が閾値  $\theta_{roth}$  以上の条件を満たすか否かを判定する。

ステップ S 5 1 における条件を満たす判定結果の場合には、ステップ S 7 ' において上記のように現在の位置姿勢情報と共に、更に内視鏡画像の方向（方位）の情報も含めて位置姿勢情報記録部 2 7 に記録する。ステップ S 5 1 における条件を満たさない判定結果の場合には、ステップ S 1 0 の処理に移る。その他の処理は、図 3 の場合と同様である。

#### 【0082】

本実施形態によれば、過度に位置姿勢情報を記録することなく、適切な情報量で位置姿勢情報を記録することができ、ユーザに対する使い勝手（利便性）を向上できる。その他、第 1 の実施形態と同様の効果を有する。

上記第 4 の実施形態においては、ステップ S 5 1 において現在の挿入部 1 1 の先端の（周周り）の方向と、1 回前に記録された方向とのなす角  $\theta_{ro}$  を比較したが、n 回前に記録された方向とのなす角  $\theta_{ron}$  を比較し、この角  $\theta_{ron}$  が閾値  $\theta_{ront h}$  以上である場合に現在の位置姿勢情報を、位置姿勢情報記録部 2 7 に記録するようにしても良い。なお、内視鏡画像の方向の情報を取得した場合、所定の方向（又は基準の方向）からの差分角を算出し、位置姿勢情報記録部 2 7 に記録する場合にも上方向からの差分角を記録するようにしても良い。

#### 【0083】

（第 5 の実施形態）

次に本発明の第 5 の実施形態を説明する。本実施形態は、上述した実施形態（変形例を含む）を組み合わせたものであり、その構成は図 1 又は図 4 と同様である。本実施形態においては、上述した実施形態のいずれか 2 つ以上の条件を挿入部 1 1 の先端が存在する領域毎に切り替えて使用する。

図 1 0 は本実施形態の動作の説明図を示す。本実施形態においては、気管支内に挿入部 1 1 が挿入された場合、挿入部 1 1 の先端が存在する領域 R 1 においては、第 1 の実施形態の条件を適用し、領域 R 2 においては、第 2 の実施形態の条件を適用し、領域 R 3 においては第 3 の実施形態の条件を適用する。

領域 R k（k = 1, 2, 3, …）の設定方法は、以下の通りである。

#### 【0084】

a) 分岐点から芯線上で一定の距離離れた位置までとそれ以外では図 1 0 のように領域が設定される。

b) 分岐点を中心とした球に含まれる領域とそれ以外の領域

c) カリーナからの距離

d) 気管支の次数

e) 断層像画像から算出した気管支径

f) 前回リスタート（再度の位置合わせ）した位置からの距離

に応じて、各領域を設定する。

さらに、これらの条件は、複数を組み合わせても良い。

本実施形態によれば、上述した実施形態の効果を有すると共に、さらにユーザにより記録する場合の条件をより詳細に選択することができる。

#### 【0085】

また、上述した変形例の場合を含む第 1 ～ 4 の実施形態における複数を部分的に組み合わせて構成される実施形態も本発明に属する。

また、気管支形状画像や V B S 画像を生成するに当たり、C T 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のではなく、C T 画像データよりボリュームレンダリングで直接生成してもよい。

#### 【0086】

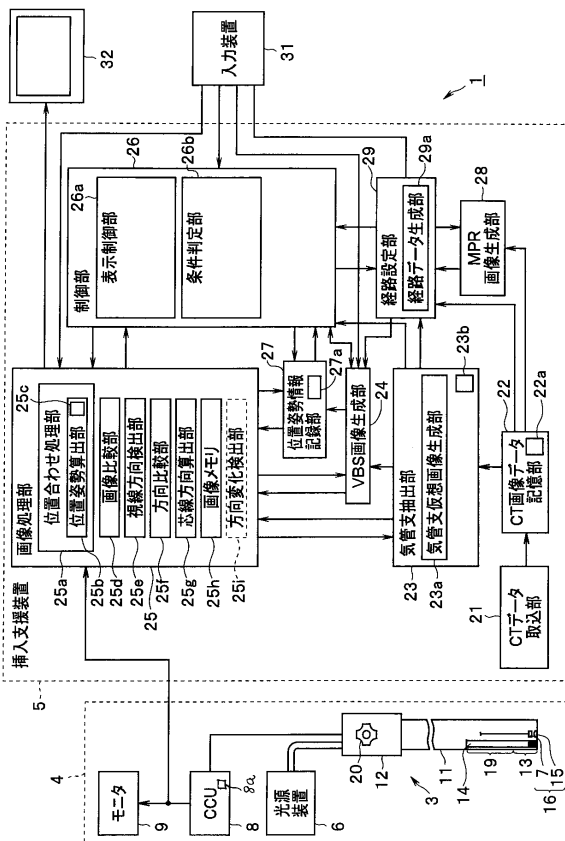
本出願は、２０１３年４月１５日に日本国に出願された特願２０１３－０８４９１８号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

【要約】

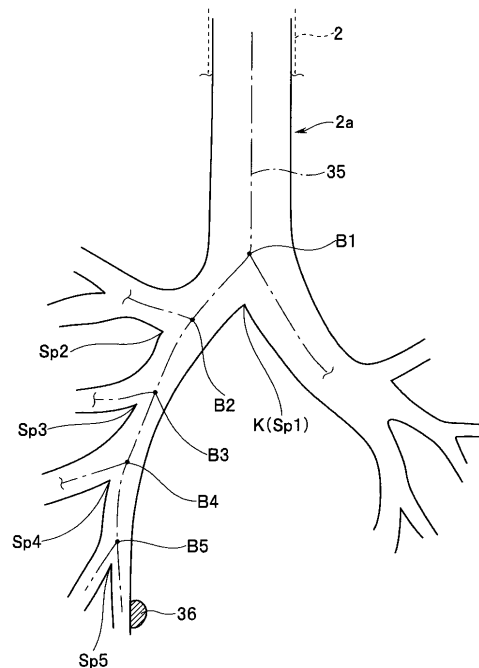
内視鏡システムは、予め取得した被検体における３次元画像情報を記憶する画像記憶部と、３次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、内視鏡の挿入部の先端に設けられた対物光学系と、対物光学系による視線方向を検出する視線方向検出部と、管腔臓器抽出部により抽出された所定の管腔臓器の芯線方向と視線方向とを比較する方向比較部と、芯線方向と視線方向とのなす角が所定の閾値以下の場合に内視鏡の挿入部の先端の位置及び姿勢の情報を記録する位置姿勢情報記録部と、を備える。

10

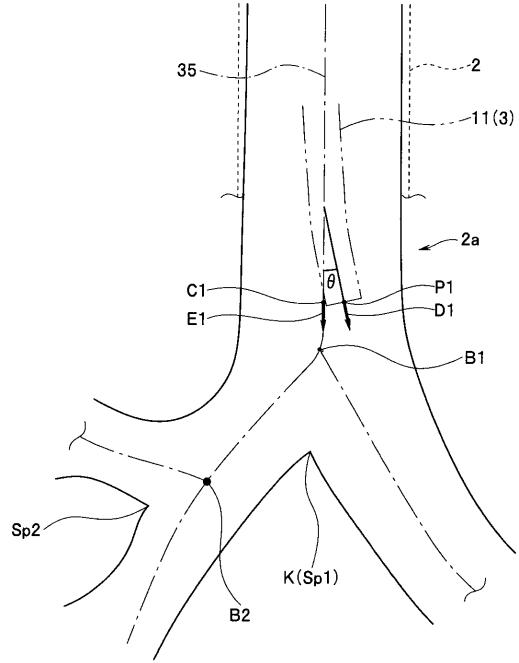
【図 1】



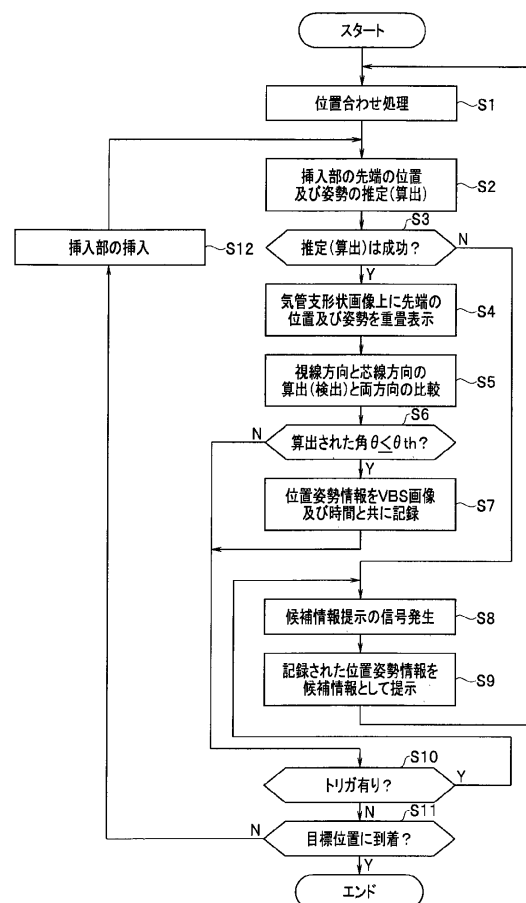
【図 2 A】



【図 2 C】

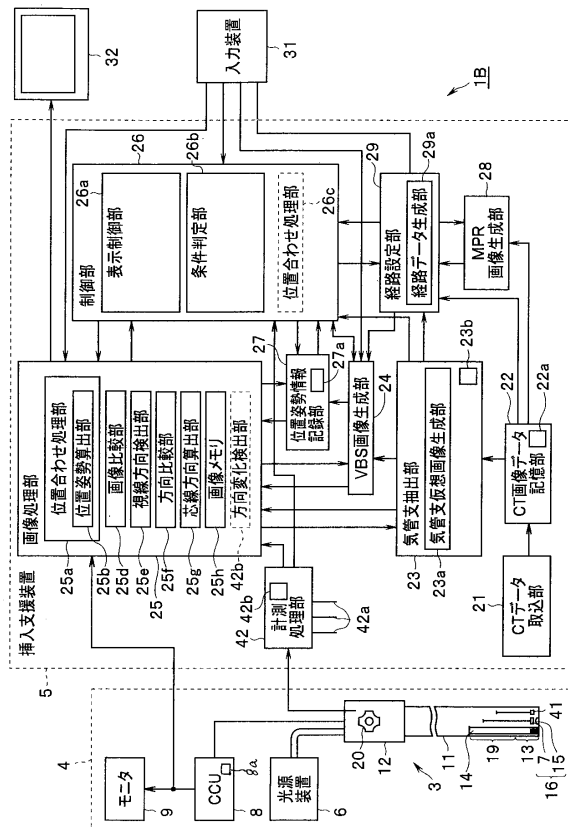


【図 3】

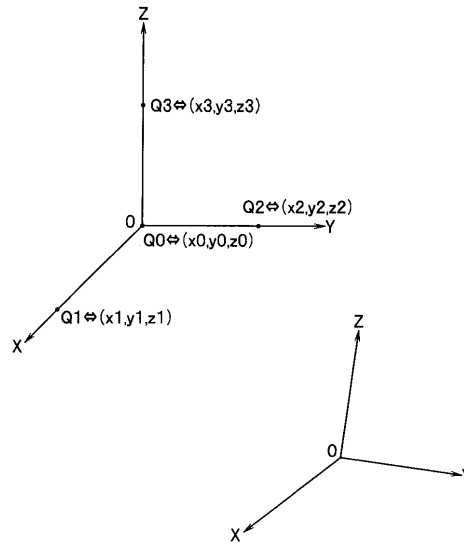




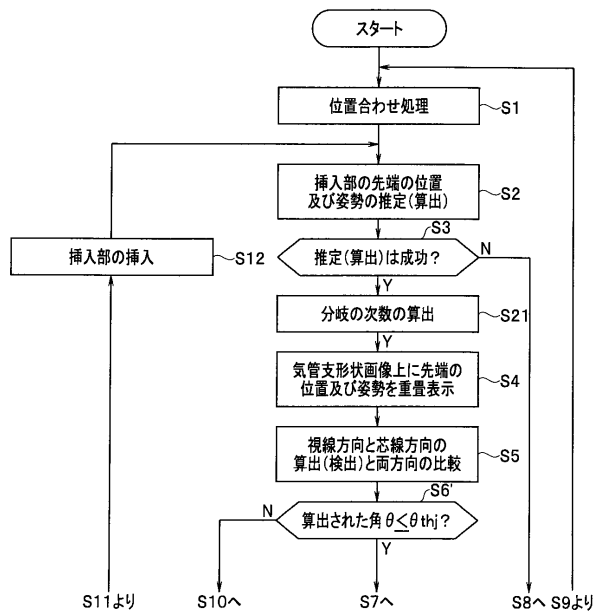
【図 4】



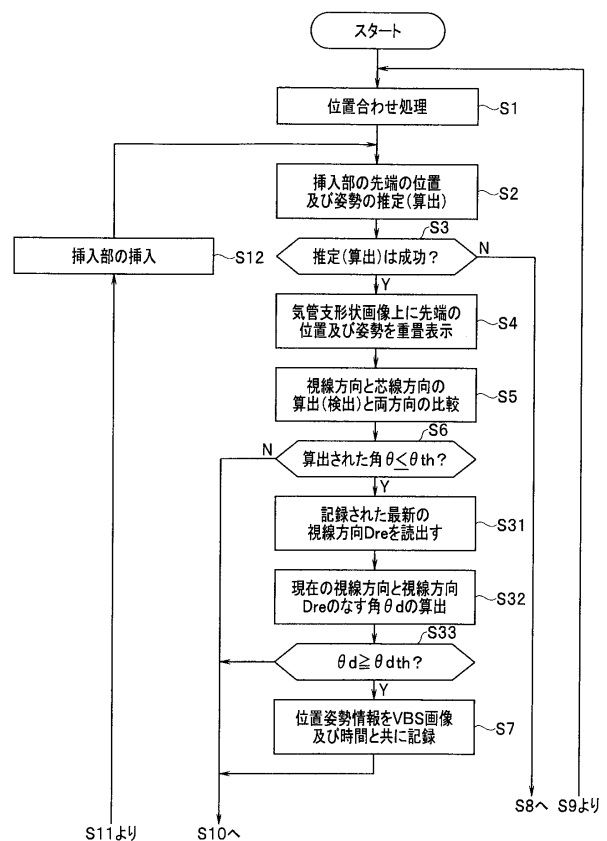
【図 5】



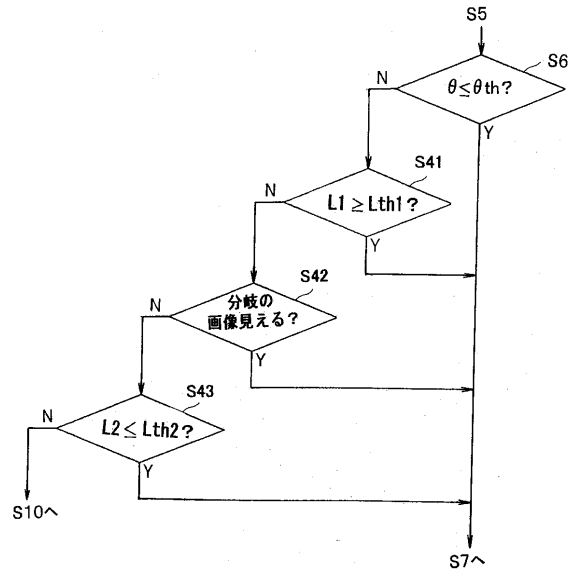
【図 6】



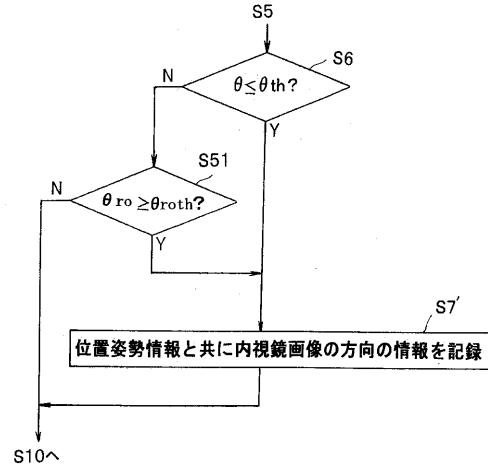
【图 7】



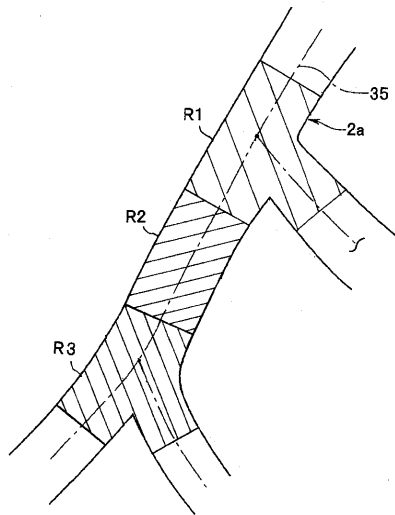
【図 8】



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 満祐

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

審査官 島田 保

(56)参考文献 国際公開第2013/031637 (WO, A1)

特表2012-505695 (JP, A)

特開2011-212244 (JP, A)

特開2011-189074 (JP, A)

特開2009-279250 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32

|                |                                                                                                                 |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统                                                                                                           |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5687811B1</a>                                                                                     | 公开(公告)日 | 2015-03-25 |
| 申请号            | JP2014552430                                                                                                    | 申请日     | 2014-04-10 |
| [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         | 秋本俊也<br>大西順一<br>伊藤満祐                                                                                            |         |            |
| 发明人            | 秋本 俊也<br>大西 順一<br>伊藤 満祐                                                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/04                                                                                               |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00147 A61B5/061 A61B1/00009 A61B90/37 A61B2034/2065 A61B2090/365 A61B2090/373 A61B1/05 A61B1/06 A61B5/065 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.320.Z A61B1/04.372                                                                                     |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤 进<br>长谷川 靖<br>ShinoUra修                                                                                      |         |            |
| 审查员(译)         | Tamotsu岛                                                                                                        |         |            |
| 优先权            | 2013084918 2013-04-15 JP                                                                                        |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2014171391A1                                                                                                |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                       |         |            |

#### 摘要(译)

内窥镜系统包括：图像存储单元，其存储预先获取的被检体的三维图像信息；内腔器官提取单元，其从三维图像信息中提取预定的内腔器官；以及内窥镜插入单元。在设置在光轴末端的物镜光学系统中，比较了用于通过物镜光学系统检测视线方向的视线方向检测单元，以及由腔体器官提取单元所提取的预定腔体器官的芯线方向和视线方向。方向比较单元和位置/方向信息记录单元，当芯线方向和视线方向之间的角度小于或等于预定阈值时，记录关于内窥镜的插入部分的远端的位置和姿势的信息。

【 図 1 】

