

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-56238

(P2009-56238A)

(43) 公開日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/267 (2006.01)	A 6 1 B 1/26	4 C 0 9 3
<b>A 6 1 B</b> 1/273 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	5 B 0 5 7
<b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 3/00 3 0 0	5 B 0 8 0
<b>G 0 6 T</b> 3/00 (2006.01)	G 0 6 T 15/00 2 0 0	
審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 31 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-228265 (P2007-228265)  
 (22) 出願日 平成19年9月3日(2007.9.3)

(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  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 照井 信夫  
 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  
 (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

最終頁に続く

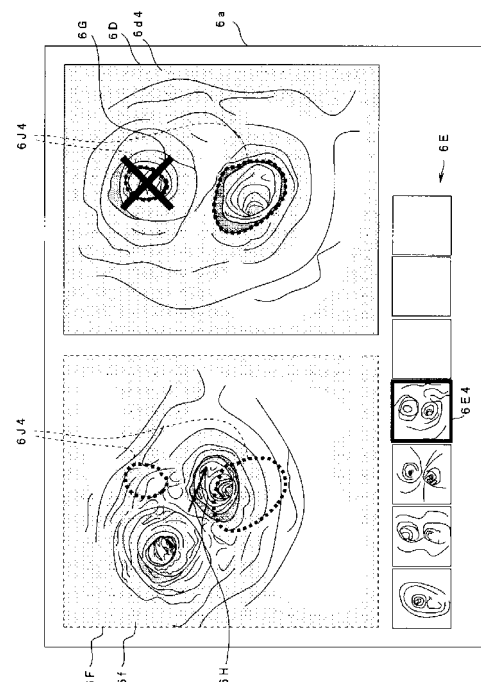
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【要約】

【課題】内視鏡を目的部位に確実にかつ迅速に挿入することができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】被検体の3次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の体腔路の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、前記仮想画像に基づき、前記体腔路の分岐部のガイド画像を生成するガイド画像生成手段と、前記体腔路の内視鏡画像と、前記体腔路で前記内視鏡画像の撮像位置より末梢側の次の分岐部の前記ガイド画像とを重畳し表示する画像合成手段とを備え、前記ガイド画像は、前記仮想内視鏡画像6d、仮想内視鏡模式図画像、移動方向表示画像およびテンプレート画像6Tから選ばれ一以上の画像である。

【選択図】 図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の 3 次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の体腔路の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、

前記仮想画像に基づき、前記体腔路の分岐部のガイド画像を生成するガイド画像生成手段と、

前記体腔路の内視鏡画像と、前記体腔路で前記内視鏡画像の撮像位置より末梢側の次の分岐部の前記ガイド画像とを重畳し表示する画像合成手段とを備え、

前記ガイド画像は、前記仮想内視鏡画像、仮想内視鏡模式図画像、移動方向表示画像およびテンプレート画像から選ばれる一以上の画像であることを特徴とする内視鏡装置。

10

**【請求項 2】**

画像処理手段を備え、

前記画像処理手段は、前記分岐部の前記内視鏡画像の表示方向と前記仮想内視鏡画像と前記ガイド画像との表示方向とを一致させる画像補正手段を備え、前記画像補正手段は少なくとも前記仮想内視鏡画像を含む一以上のガイド画像とを回転することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記画像合成手段は、前記内視鏡画像と内視鏡模式図画像とを重畳し表示することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

20

被検体の 3 次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の体腔路における仮想的な内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記体腔路における内視鏡画像に対して当該体腔路における次の分岐部の仮想内視鏡画像に基づいた仮想内視鏡模式図画像、移動方向表示画像およびテンプレート画像から選ばれる一以上の画像を生成するガイド画像生成手段と、

前記内視鏡画像と前記ガイド画像とを重畳し表示する画像合成手段と、

画像処理手段を備え、

前記画像処理手段は、前記分岐部における前記内視鏡画像と、前記仮想内視鏡画像との比較に基づいて前記仮想内視鏡画像を回転させる画像処理手段を備えることを特徴とする内視鏡装置。

30

**【請求項 5】**

前記内視鏡模式図画像が、前記内視鏡画像の 2 値化処理により抽出された輪郭線を示す輪郭線図形により構成されていることを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記仮想内視鏡模式図画像が、前記分岐部より体腔外側に位置する体腔路芯線上の仮想撮像手段の位置より、前記分岐部より末梢側の複数の穴の仮想断面画像を撮像した輪郭線を示す輪郭線図形で構成されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

40

前記仮想断面画像が、前記撮像手段位置と前記分岐部の分岐点を結ぶ直線の延長上で、前記直線に対して垂直な平面が前記体腔路芯線と交わる点を含む断面の輪郭線を示す輪郭線図形で構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 8】**

前記仮想断面画像が、前記分岐点から同じ芯線距離の点を含む断面の輪郭線を示す輪郭線図形で構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 9】**

前記仮想内視鏡模式図画像が、前記仮想内視鏡画像を基に 2 値処理により抽出された輪郭線を示す輪郭線図形により構成されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 に記載の内視鏡装置。

50

## 【請求項 10】

前記移動方向表示画像が、前記内視鏡模式図画像の前記分岐部の中心位置から前記仮想内視鏡模式図画像の前記分岐部の中心位置への矢印であることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 11】

前記内視鏡模式図画像および前記仮想内視鏡模式図画像のそれぞれの前記中心位置が、それぞれの前記分岐部の重心位置であることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 12】

前記内視鏡模式図画像および前記仮想内視鏡模式図画像のそれぞれの前記中心位置が、それぞれの前記輪郭線図形を包含する外接円の中心点であることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

10

## 【請求項 13】

前記移動方向表示画像が、前記内視鏡模式図画像および前記仮想内視鏡模式図画像のそれぞれの前記輪郭線図形を包含する外接円であることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 14】

前記テンプレート画像は、前記仮想画像に基づく、異なる仮想撮像手段の位置および / または前記仮想撮像手段の方向の前記仮想内視鏡画像であって、前記画像処理手段がマッチング可能な複数の仮想内視鏡模式図の個々の輪郭線図形を包含する画像であることを特徴とする請求項 1 から請求項 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

20

## 【請求項 15】

前記テンプレート画像は、同一の分岐部において、前記画像処理手段がマッチング可能であった複数の前記仮想内視鏡模式図画像の個々の輪郭線図形を包含する画像であることを特徴とする請求項 2 から請求項 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 16】

前記テンプレート画像は、前記仮想内視鏡模式図の全ての輪郭線図形を包含する画像であることを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 17】

前記テンプレート画像は、前記マッチング可能な範囲の外縁を示すことを特徴とする請求項 14 から請求項 16 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

30

## 【請求項 18】

前記テンプレート画像は、前記マッチング可能な範囲の外縁および内縁を示すことを特徴とする請求項 14 から請求項 16 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 19】

前記ガイド画像は、同一の分岐部において、前回に前記画像処理手段がマッチングした前記ガイド画像であることを特徴とする請求項 1 から請求項 18 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 20】

前記体腔路を撮像する撮像手段を備え、

40

前記内視鏡が先端部に前記先端部と前記体腔路とを固定可能な固定手段を有することを特徴とする請求項 1 から請求項 19 に記載のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置

## 【請求項 21】

前記撮像手段が内視鏡画像を撮像する際に、前記固定手段により、前記先端部が前記体腔路に固定されていることを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 22】

最初に選択される前記ガイド画像が、前記移動方向表示画像を含む一以上の画像であり、前記画像補正手段による前記ガイド画像の回転処理後に、選択される前記ガイド画像が、前記テンプレート画像を含み、前記移動方向表示画像を含まない一以上の画像であることを特徴とする請求項 2 から請求項 21 に記載の内視鏡装置。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体内の体腔路に内視鏡を挿入する内視鏡装置に関し、特に被検体の３次元領域の画像データに基づく体腔路の仮想画像を用い、挿入ナビゲーションを行う内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、３次元画像を用いた診断が広く行われるようになってきている。例えば、Ｘ線ＣＴ（Computed Tomography）装置により被検体の断層像を撮像することにより被検体内の３次元画像データを得て、この３次元画像データを用いて目的部位の診断が行われるようになってきている。

10

## 【0003】

ＣＴ装置では、Ｘ線照射位置および検出位置を連続的に回転させつつ、被検体を連続的に移動することにより、被検体を螺旋状の連続スキャン（ヘリカルスキャン：helical scan）する。そして、連続した被検体の多数の断層２次元画像から、３次元画像を形成される。

## 【0004】

診断が広く行われている３次元画像の１つに、肺の気管支の３次元画像がある。気管支の３次元画像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を３次元的に把握するのに利用される。そして、異常部を生検によって確認するために、気管支内視鏡を挿入して先端部から生検針や生検鉗子等を出して組織のサンプルを採取することが行われる。

20

## 【0005】

気管支のように、多段階の分岐を有する体内の管路では、異常部の所在が分岐の末梢に近いときには、内視鏡の先端を短時間で正しく目的部位に到達させることが難しい。このため、例えば、特開２００４－１８０９４０号公報または特開２００５－１３１０４２号公報には、被検体の３次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の３次元像を形成し、３次元像上で管路に沿って目的点までの経路を求め、経路に沿った前記管路の仮想的な内視像を前記画像データに基づいて形成することが開示されている。そして、図３２に示すように、仮想的な内視像画像６ｄと内視鏡画像６ｆとを左右に並べて表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする内視鏡装置が提案されている。また、前記内視鏡装置においては、図３２に示すように、進む経路穴にマーカ６Ｇを表示するとともに、仮想的な内視像画像と内視鏡画像とを画像処理を用いて類似度を比較し所定値以上の類似度の場合には、仮想的な内視像画像を回転し内視鏡画像と同じ方向に表示することが開示されている。

30

【特許文献１】特開２００４－１８０９４０号公報

【特許文献１】特開２００５－１３１０４２号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

しかしながら、特開２００４－１８０９４０号公報または特開２００５－１３１０４２号公報に開示された内視鏡装置を用いていても、仮想的な内視像画像と内視鏡画像とを画像処理を用いて類似度を比較した際に、類似度が所定値以下の場合には、分岐部を誤認した挿入と判断される。このため、術者は左右に表示されている仮想的な内視像画像６ｄと内視鏡画像６ｆとを比較しながら、仮想的な内視像画像６ｆと類似した内視鏡画像６ｄが得られるように内視鏡を操作していた。しかし、術者にとって、左右に表示されている２つの画像の比較は、容易でないこともあった。また、術者には、仮想的な内視像画像６ｄと内視鏡画像６ｆとを、どの程度まで位置合わせをすれば、画像処理により正しく認識されるか明らかではなかった。

40

## 【0007】

50

本発明は、内視鏡を目的部位に確実に挿入することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成すべく、本発明の内視鏡装置は、被検体の3次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の体腔路の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、前記仮想画像に基づき、前記体腔路の分岐部のガイド画像を生成するガイド画像生成手段と、前記体腔路の内視鏡画像と、前記体腔路で前記内視鏡画像の撮像位置より末梢側の次の分岐部の前記ガイド画像とを重畳し表示する画像合成手段とを備え、前記ガイド画像は、前記仮想内視鏡画像、仮想内視鏡模式図画像、移動方向表示画像およびテンプレート画像から選ばれる一以上の画像である。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明は、内視鏡を目的部位に確実に挿入することができる内視鏡装置を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0011】

<第1の実施の形態>

20

<装置構成の説明>

図1は、本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置1の構成を示す構成図である。図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、被検体の患者の体腔路である気管支に挿入し気管支内を撮像し気管支末端の関心部位組織を生検する内視鏡2Aを有する気管支鏡装置2と、CT画像データに基づき気管支内部の仮想気管支内視鏡画像(Virtual Bronchus Scope:以下、仮想内視鏡画像またはVBS画像と記す)を生成すると共に撮像部2aからの撮像信号に基づき、気管支鏡装置2により得られるリアルタイムの内視鏡画像6f(以下、内視鏡画像またはライブ画像と記す)と、内視鏡2Aの挿入ガイドとなる図4等に示すガイド画像6Zとを重畳合成してモニタ6に重畳して表示し内視鏡2Aの気管支への挿入ナビゲーションを行う挿入支援装置5と、挿入支援装置5に術者の指示を入力する第1の入力部8と、挿入支援装置5の経路設定指示を入力する第2の入力部19とを備えて構成される。

30

【0012】

気管支鏡装置2は、被検体の体腔路に挿入される内視鏡2Aと、内視鏡2Aを制御する内視鏡制御部2Bとからなる。内視鏡2Aの先端部2bには、CCD等の撮像手段2a(以下「カメラ」という)等が配設されている。

【0013】

挿入支援装置5は、患者のX線断層像を撮像する図示しない公知のCT装置で生成された3次元画像データを、例えばMO(Magneto Optical disk)装置またはDVD(Digital Versatile Disk)装置等の可搬型の記憶媒体を介して取り込むCT画像データ取り込み部11と、CT画像データ取り込み部11によって取り込まれた3次元画像データを格納するCT画像データ格納部12と、CT画像データ格納部12に格納されている3次元画像データに基づきMPR(Multi Planar Reconstruction)画像を生成するMPR画像生成部13と、MPR画像生成部が生成したMPR画像から内視鏡2Aの気管支関心部位への挿入経路(以下、挿入経路またはルートという)を設定する経路設定手段および再経路設定手段を有するルート設定部14と、CT画像データ格納部12に格納されている3次元画像データに基づきルート設定部14によって設定されたルートの連続したVBS画像をフレーム単位で生成する仮想内視鏡画像生成手段を有するVBS画像生成部15と、VBS画像生成部15が生成したVBS画像を格納するVBS画像格納部16と、後述する表示画面を生成す

40

50

る画像合成手段、ガイド画像生成手段およびマッチング処理手段を有する画像処理手段である画像処理部 17 と、ルート設定部 14 が生成した挿入経路および画像処理部 17 が生成したナビゲーション画面等をモニタ 6 に表示させる画像表示制御部 18 とから構成される。

【0014】

ここで、画像マッチングについて説明する。画像マッチングは、画像処理部 17 のマッチング処理手段が行う画像処理であり、VBS 画像と内視鏡画像 6f との類似度を比較し、所定値以上の類似度の場合には、両画像が同一の分岐部を示した画像であると判断する処理である。マッチングは、公知の画像処理により行われ、画素データレベルのマッチングと画像から抽出した特徴のレベルにおけるマッチングのいずれを用いてもよい。またマ

10

【0015】

マッチングの際に、VBS 画像と内視鏡画像 6f とが、同一の分岐部を示す画像であるにも関わらず画像処理部 17 が誤認識してしまうことがある。この画像処理部 17 の誤認識は、より高度なマッチング処理により、ある程度は解決するが処理速度の低下等の問題もある。このため、本実施の形態の内視鏡装置 1 の挿入支援装置 5 は、正しい挿入経路へのナビゲーションに加えて、マッチングに適した内視鏡画像 6f を撮像するためのナビゲーションも行う。

【0016】

20

ライブ画像と仮想内視鏡画像 6d のマッチングにおいては、ライブ画像のフレーム単位で行われるため、実際のマッチング処理は静止内視鏡画像と仮想内視鏡画 6d のマッチングとなる。ライブ画像の全フレームについてマッチング処理を行う必要はなく適当な間隔で行う。

【0017】

マッチング処理は、仮想内視鏡画像 6d を含むガイド画像と内視鏡画像 6f の表示方向を一致するために、画像補正手段が仮想内視鏡画像 6d を回転する回転処理を行う際にも使用される。この場合には、画像処理部 17 が、マッチング処理により仮想内視鏡画像 6d と内視鏡画像 6f とが、類似画像と判断すると、自動的に、あるいは手動で回転処理を行うことができる。

30

【0018】

なお、CT 画像データ格納部 12 および VBS 画像格納部 16 は、1 つのハードディスク装置によって構成してもよく、また、MPR 画像生成部 13、ルート設定部 14、VBS 画像生成部 15 および画像処理部 17 は 1 つの演算処理回路で構成することができる。また、CT 画像データ取り込み部 11 は MO あるいは DVD 等の可搬型の記憶媒体を介して CT 画像データを取り込みとしたが、CT 装置あるいは CT 画像データを保存している院内サーバが院内 LAN に接続されている場合には、CT 画像データ取り込み部 11 を該院内 LAN に接続可能なインターフェイス回路により構成し、院内 LAN を介して CT 画像データを取り込むようにしてもよい。

【0019】

40

次に、被検体の 3 次元領域の画像データに基づいて、体腔外から被検体内の関心部位まで内視鏡 2A の先端部 2b を挿入するための、体腔路の挿入経路を設定する経路設定手段を有するルート設定部 14 および仮想内視鏡画像生成手段を有する VBS 画像生成部 15 について説明する。

【0020】

内視鏡 2A の挿入に先立ち、挿入支援装置 5 は、CT 画像データ取り込み部 11 により CT 装置で生成された患者の 3 次元画像データを取り込み、取り込んだ 3 次元画像データを CT 画像データ格納部 12 に格納する。そして、患者の例えば 3 つの異なる断面像からなる MPR 画像が MPR 画像生成部により生成され、ルート設定部 14 は、この MPR 画像の、図 2 に示す体腔外に近い体腔内の挿入始点 A1 と、被検体内の関心部位 100B 近

50

傍の挿入終点 E 1 とが、第 2 の入力部 1 9 により指定されると、挿入始点 A 1 と挿入終点 E 1 を結ぶ体腔路を設定するルート設定処理を行い、内視鏡 2 A の挿入経路 R 1 を設定する。挿入経路 R 1 が設定されると、V B S 画像生成部 1 5 は、設定した経路の連続した 2 次元の仮想内視鏡画像 6 d をフレーム単位で生成し、生成した仮想内視鏡画像 6 d を V B S 画像格納部 1 6 に格納する。

#### 【 0 0 2 1 】

なお、仮想内視鏡画像 6 d は V B S 画像生成部 1 5 で生成されるが、分岐部の仮想内視鏡画像 6 d は分岐部のガイド画像として画像処理部 1 7 のガイド画像生成手段においても、後述するように仮想内視鏡 V 2 A の撮像条件を変えながら生成される。また、画像処理部 1 7 のガイド画像生成手段は、分岐部のガイド画像として仮想内視鏡画像 6 d だけでなく、図 4 に示す仮想内視鏡模式図画像 6 J、移動方向表示画像 6 H も生成する。また、後述する分岐部のガイド画像であるテンプレート画像 6 T も画像処理部 1 7 のガイド画像生成手段により生成される。また、仮想内視鏡画像を含むガイド画像の回転処理を行う画像補正手段、および内視鏡画像とガイド画像とを重畳し表示する画像合成手段も画像処理部 1 7 に含まれている。

10

#### 【 0 0 2 2 】

挿入支援装置 5 は、挿入経路を設定し、V B S 画像を生成し格納すると、挿入経路等をモニタ 6 に表示する。図 3 は挿入経路等を表示した表示画面 6 a の例を示す図である。図 3 に示すように表示画面 6 a には、患者情報や分岐部の情報等 6 A と、内視鏡 2 A の挿入経路 R 1 を表示する画像 6 B と、および詳細は図示しない V B S 画像 6 C 等とが表示される。画像 6 B には、3 次元画像から生成された患者の気管支画像 1 0 0 A に重畳して、体腔内の内視鏡 2 A の挿入始点 A 1 から、被検体内の関心部位 1 0 0 B 近傍の内視鏡 2 A の挿入終点 E 1 と、ルート設定部 1 4 が設定した内視鏡 2 A の挿入経路 R 1 が表示されている。

20

#### 【 0 0 2 3 】

##### < 表示画面の説明 >

次に、図 4 は、モニタ 6 の表示画面 6 a の挿入ナビゲーション時の表示形態を示す図である。なお、図 1 においてはモニタ 6 は 1 台のみ図示したが、複数のモニタを用いて異なる表示形態の表示画面を同時に表示することも可能である。

#### 【 0 0 2 4 】

図 4 に示すように表示画面 6 a の左側には、挿入経路 R 1 にある気管支の分岐部 J のライブ画像表示エリア 6 F にライブ画像 6 f と、ガイド画像が重畳表示されている。ここで、表示画面 6 a は 4 番目の分岐部における表示画面であるため、ガイド画像は、仮想内視鏡模式図画像 6 J 4 および移動方向表示画像である矢印画像 6 H の 2 つである。重畳表示するガイド画像は、現在のカメラ位置よりも末梢側の次の分岐部のガイド画像、すなわち、内視鏡の挿入操作において次に到達する分岐部、言い換えれば、体腔路における内視鏡画像に対して当該体腔路における次の分岐部、さらに言い換えれば次にマッチング処理を行う分岐部のガイド画像である。

30

#### 【 0 0 2 5 】

また、重畳表示とは同一の表示エリアに重ねて表示することであり、一般的には異なるレイヤの画像を同時に表示することで重畳表示することができる。なお、これらの画像は画像処理部 1 7 の画像合成手段にて処理され重畳表示されている。また、同一の表示画面 6 a の複数の画像表示エリアのそれぞれに表示することは重畳表示には該当しない。

40

#### 【 0 0 2 6 】

表示画面 6 a は 4 番目の分岐部における表示画面であるため、右側の V B S 画像表示エリア 6 D には、体腔路内で内視鏡 2 A のカメラ 2 a の位置よりも末梢側の次の分岐部である分岐部 J 4 の V B S 画像 6 d 4 と、分岐部 J 4 の仮想内視鏡模式図画像（以下、V B S 模式図画像という）6 J 4 と、挿入経路 R 1 に沿って進むための経路穴にマーカ 6 G を重畳して表示している。V B S 画像表示エリア 6 D に表示されている V B S 模式図画像 6 J 4 の V B S 画像表示エリア 6 D 内での位置および大きさと、ライブ画像表示エリア 6 F に表

50

示されている仮想内視鏡モード図画像 6 J 4 のライブ画像表示エリア 6 F 内での位置および大きさとは、同じである。すなわち、VBS 画像表示エリア 6 D の仮想内視鏡モード図画像 6 J 4 のみをライブ画像表示エリア 6 F に複写し重畳表示している。そして、ライブ画像表示エリア 6 F に表示されているガイド画像とライブ画像表示エリア 6 F に表示されているガイド画像とは連動して移動する。このため、術者はライブ画像表示エリア 6 F のみに注目していても VBS 画像 6 d とライブ画像 6 f のずれを確認できる。

【0027】

表示画面 6 a の下側の VBS 画像表示エリア 6 E に表示されている分岐サムネイル VBS 画像の中で、VBS 画像 6 d 4 に対応する 6 E 4 の枠が太枠あるいはカラー表示され、他の分岐サムネイル VBS 画像と識別可能となっており、術者は VBS 画像表示エリア 6 D に表示される VBS 画像がどの分岐部の画像かを容易に認識できるようになっている。

10

【0028】

次に、表示画面 6 a に表示される各画像について説明する。VBS 画像は前述のように、気管支 100 A の 3 次元気管支画像データから形成された 2 次元画像である。言い換えれば、VBS 画像は仮想の気管支 100 A の管腔を仮想の内視鏡で撮像した仮想の画像である。VBS 画像は気管支 100 A の全ての管腔箇所について形成可能であるが、挿入支援装置 5 が画像マッチング処理の際に、表示画面 6 a に表示するのは、分岐部 J の VBS 画像である。

【0029】

次に、分岐サムネイル VBS 画像とは、VBS 画像を縮小し簡略化した画像である。なお、分岐サムネイル VBS 画像表示エリア 6 E は VBS 画像選択アイコンの機能も有しており、所望の分岐サムネイル VBS 画像を選択することで、VBS 画像表示エリアに表示する VBS 画像を変更することもできる。

20

【0030】

VBS モード図画像 6 J は、VBS 画像 6 d または分岐サムネイル VBS 画像または 3 次元気管支画像データを基に形成された各分岐部の末梢側の複数の穴のそれぞれの内壁の輪郭線を示す図形、すなわち、複数の輪郭線図形から構成されている画像である。また、図 4 には表示されていない内視鏡モード図画像は、内視鏡画像を基に形成された各分岐部の末梢側の複数の穴のそれぞれの内壁の輪郭線を示す図形、すなわち、複数の輪郭線図形から構成されている画像である。

30

【0031】

移動方向表示画像である矢印画像 6 H は、内視鏡画像 6 f の分岐部の中心位置を VBS 画像 6 d の分岐部の中心位置と一致するために、内視鏡 2 A を操作すべき移動方向を術者に示す矢印である。本実施の形態において、矢印画像 6 H は内視鏡画像 6 f の分岐部の中心位置から VBS 画像 6 d の分岐部の中心位置を結んでいるために、矢印画像 6 H は、内視鏡 2 A を操作すべき移動方向だけでなく移動距離も示している。

【0032】

なお、本実施の形態の表示画面 6 a の変形例として、図 5 に、内視鏡画像 6 f と、仮想内視鏡画像 6 d、仮想内視鏡モード図画像 6 J および矢印画像 6 H をひとつの画面に重畳表示した状態を示す。図 5 では表示を解りやすくするため仮想内視鏡画像 6 d は表示していない。仮想内視鏡画像 6 d は内視鏡画像 6 f の視認性を妨げることがないように、内視鏡画像 6 f より薄く目立たないように表示することが好ましい。

40

【0033】

次に、図 6 は、画像処理部 17 の構成を説明するための構成図である。画像処理部 17 は内視鏡画像 6 f および VBS 画像等から分岐部の輪郭線図形を抽出し、類似度比較等を行う分岐抽出部 17 a と、輪郭線図形からモード図画像等のガイド画像等を生成する画像生成部 17 b と、画像を格納しておく画像格納部 17 d と、内視鏡画像 6 f とガイド画像等を重畳表示するための画像合成手段である画像重畳部 17 c と、ナビゲーションのための各表示画面を生成するナビ画面生成部 17 e を有する。

【0034】

50



次に、画像処理部 17 による各画像の生成方法について説明する。V B S 模式図画像 6 J は、V B S 画像 6 d または分岐サムネイル V B S 画像 6 E または 3 次元気管支画像データを基に形成される。形成方法は、V B S 画像 6 d または分岐サムネイル V B S 画像 6 E を用い 2 値化処理による方法と、3 次元気管支画像データを用い仮想断面画像から形成する方法がある。

#### 【0035】

< 2 値化処理による V B S 画像から V B S 模式図画像を形成する方法 >

まず、図 7 および図 8 を用い 2 値化処理による V B S 模式図画像 6 J の形成方法を説明する。図 7 は 2 値化処理の過程を説明するための図であり、図 8 は、分岐サムネイル V B S 画像 6 E を基にした 2 値化処理による V B S 模式図画像 6 J の形成処理の流れを説明するためのフローチャートである。2 値化処理はグレースケール画像を白黒画像に変換し、白黒画像の境界から輪郭線を抽出する方法である。図 8 は、入経路にある複数の分岐部の V B S 模式図画像 6 J を形成するための画像処理部 17 の動作を示すフローチャートである。

10

#### 【0036】

画像処理部 17 は、輪郭線の抽出、すなわちグレースケールの分岐サムネイル V B S 画像 6 E から、それぞれの穴の輪郭線を抽出し、複数の輪郭線図形からなる V B S 模式図画像 6 J の形成を開始する。

#### 【0037】

< ステップ S 1 1 >

20

画像処理部 17 は、挿入経路にある全ての分岐部 J の V B S 模式図画像 6 J を形成するために、選択する分岐サムネイル V B S 画像 6 E の番号 n の初期値として 1 を入力する。

#### 【0038】

< ステップ S 1 2 >

画像処理部 17 は、図 7 ( A ) に示すように、n 番目の分岐サムネイル V B S 画像データを読み込む。

#### 【0039】

< ステップ S 1 3 >

画像処理部 17 は、図 7 ( B ) に示すように、分岐サムネイル V B S 画像データの画素データの中で、あらかじめ定めた閾値よりも暗い画素のみを抽出し、当該画素を黒とし、それ以外の画素を白とする 2 値化処理を行う。挿入する分岐部の奥の領域、すなわち遠い領域は比較的暗い画像として捉えられるため、挿入方向の先にある分岐部の末梢側の管腔断面の輪郭像を得ることができる。

30

#### 【0040】

< ステップ S 1 4 >

画像処理部 17 は、図 7 ( C ) に示すように、2 値となった分岐サムネイル V B S 画像データが示す分岐部の各穴の一番外側の輪郭線を抽出する。図 7 ( C ) では閉じた輪郭線からなる 2 つの輪郭線図形が抽出されている。この輪郭線図形からなる模式図が V B S 模式図画像 6 J である。

#### 【0041】

40

< ステップ S 1 5、S 1 6 >

画像処理部 17 は、番号 n を 1 ずつ増加し、上記と同様の処理を行い、それぞれの分岐部の V B S 模式図画像 6 J を形成し、挿入経路にある全ての分岐部 J の V B S 模式図画像 6 J を形成したら処理を完了する。

#### 【0042】

< 仮想断面画像から V B S 模式図画像を形成する方法 1 >

次に、3 次元気管支画像データを用い仮想断面画像から V B S 模式図画像 6 J を形成する 2 つの方法について、図 9 および図 10 を用いて順に説明する。図 9 および図 10 は分岐部 J 付近の 3 次元気管支画像データに基づき仮想 3 次元画像 100 V を管腔方向に垂直な視点から観察した図を示している。この仮想画像は、気管支の内壁 100 V I の情報と

50

、気管支の中心を示す芯線 1 0 0 V 1 の情報から構成されている。V Y 1 は、芯線上の分岐点を示している。そして、仮想内視鏡先端部 V 2 b の仮想のカメラ V 2 a は、分岐点 V Y 1 から予め定めた距離 L 2 の位置の芯線上にある。

#### 【 0 0 4 3 】

図 9 に示す第 1 の仮想断面画像から V B S 模式図画像 6 J を形成する方法では、仮想のカメラ V 2 a の位置と分岐点 V Y 1 とを結ぶ芯線 1 0 0 V 1 を延長した線上の、分岐点 V Y 1 からの予め定めた距離 L 1 の位置にある点 V L を含む前記延長線に対して垂直な平面が、体腔路芯線と交わる点 c 1 および c 2 を含む体腔路の断面画像を用いる。すなわち、図 9 ( A ) において、C I - C I 線で表示されている点 c 1 を含む管腔内壁の仮想断面画像と、C I I - C I I 線で表示されている点 c 2 点を含む管腔内壁の仮想断面画像を、仮想カメラ V 2 a により撮像した仮想画像が、図 9 ( B ) に示す輪郭線図形 6 J I と輪郭線図形 6 J I I からなる V B S 模式図画像 6 J である。なお、距離 L 1 および距離 L 2 はマッチングが確実にできる距離として求め、予め設定しておく。

10

#### 【 0 0 4 4 】

< 仮想断面画像から V B S 模式図画像を形成する方法 2 >

図 1 0 に示す第 2 の仮想断面画像から V B S 模式図画像 6 J を形成する方法では、予め定めた分岐点 V Y 1 からの芯線距離が L 3 の位置にある点 c 3 および c 4 を含む体腔路に対して垂直方向の断面画像を用いる。すなわち、図 1 0 ( A ) において、C I I I - C I I I 線で表示されている点 c 3 を含む管腔内壁の仮想断面画像と、C I V - C I V 線で表示されている c 4 を含む管腔内壁の仮想断面画像を、仮想カメラの V 2 a により撮像した画像が、図 1 0 ( B ) に示す輪郭線図形 6 J I I I と輪郭線図形 6 J V I からなる V B S 模式図画像 6 J である。なお、距離 L 1 および距離 L 3 はマッチングが確実にできる距離として求め、予め設定しておく。

20

#### 【 0 0 4 5 】

なお、輪郭線図形として、上記処理で得られた図形 6 J I 等を、さらに楕円近似して、より簡単な図形としてもよい。

#### 【 0 0 4 6 】

< 第 1 の移動方向表示画像 >

次に、図 1 1 から図 2 0 を用いて、移動表示画像の形成について説明する。図 1 1 から図 1 3 は、各模式図画像の各輪郭線図形の外接円を用いた移動方向表示画像を形成する方法を説明するための図であり、図 1 4 および図 1 5 は移動方向表示画像を形成するための画像処理部 1 7 の動作の流れを説明するためのフローチャートであり、図 1 6 から図 2 0 は移動表示画像を表示した表示画面 6 a の例を示す図である。

30

#### 【 0 0 4 7 】

図 1 1 ( A ) は、第 1 の移動方向表示画像を説明するための図であり、ライブ画像表示エリア 6 F を示しており、ライブ画像表示エリア 6 F には、ライブ画像 6 f に、内視鏡模式図画像 6 K と、内視鏡模式図画像 6 K を構成する輪郭線図形の外接円 6 K C が重畳して表示されている。

#### 【 0 0 4 8 】

一方、図 1 1 ( B ) は、V B S 画像表示エリア 6 D を示しており、この場合に V B S 画像表示エリア 6 D には、V B S 画像 6 d に、仮想内視鏡模式図画像 6 J と、仮想内視鏡模式図画像 6 J を構成する輪郭線図形の外接円 6 J C が重畳して表示されている。すなわち、図 1 2 に示す表示レイヤ P 4 に該当する。図 1 2 のレイヤ P 4 とレイヤ P 2 とは連動しているため、いずれかのレイヤを回転すると他のレイヤも同じ回転を行う。

40

#### 【 0 0 4 9 】

図 1 1 ( C ) は、ライブ画像表示エリア 6 F を示しており、ライブ画像表示エリア 6 F には、ライブ画像 6 f に、内視鏡模式図画像 6 K と、外接円 6 K C と、仮想内視鏡模式図画像 6 J と、外接円 6 J C とが重畳表示されているが、説明のためライブ画像 6 f は表示していない。すなわち、図 1 2 に示すように、外接円 6 K C を表示する表示レイヤ P 1 と、外接円 6 J を表示する表示レイヤ P 2 と、ライブ画像 6 f と内視鏡模式図画像 6 K を表

50

示する表示レイヤ P 3 とが重畳して表示されている画像である。矢印画像 6 h は、外接円 6 K C の中心から外接円 6 J C の中心への方向および距離を示している。

【 0 0 5 0 】

図 1 6 は、ライブ画像 6 f に移動方向表示画像である 2 つの円 6 K C と 6 J C が重畳して表示されている表示画面 6 a を示している。図 1 6 に示すように、V B S 画像表示エリア 6 D には、V B S 画像 6 d に挿入経路に沿って進むための経路穴を示すマーカ 6 G 等が重畳して表示されている。マーカ 6 G は、進むための経路穴を明示できるものであれば、穴の輪郭を強調したり、特定の術者の注意を引きやすい色で表示する等、種々のマーカ表示を使用することができる。

【 0 0 5 1 】

次に図 1 4 のフローチャートを用いて、画像処理部 1 7 の動作の流れを説明する。

【 0 0 5 2 】

ライブ画像 6 f の表示が開始すると画像処理部 1 7 の動作が開始する。

【 0 0 5 3 】

< ステップ S 3 1 >

画像処理部 1 7 は、分岐サムネイル V B S 画像表示エリア 6 E のアイコン等で選択された V B S 画像を 2 値化処理して、輪郭線図形を抽出し、仮想内視鏡模式図画像 6 J を形成する。

【 0 0 5 4 】

< ステップ S 3 2 >

画像処理部 1 7 は、抽出された輪郭線図形の外接円 6 J C を求める。ここで、外接円とは、全ての輪郭線図形を包含する最小径の円をいう。

【 0 0 5 5 】

< ステップ S 3 3 >

画像処理部 1 7 は、外接円 6 J C をレイヤ P 2 に複写し、ライブ画像表示レイヤ P 3 と重畳する。

【 0 0 5 6 】

< ステップ S 3 4 >

画像処理部 1 7 は、内視鏡画像を 2 値化処理して、輪郭線図形を抽出し、内視鏡模式図画像 6 K を形成する。ここで内視鏡画像とは静止内視鏡画像である。

【 0 0 5 7 】

< ステップ S 3 5 >

画像処理部 1 7 は、抽出された輪郭線図形の外接円 6 K C を求める。

【 0 0 5 8 】

< ステップ S 3 6 >

画像処理部 1 7 は、外接円 6 K C をレイヤ P 1 に複写し、ライブ画像表示レイヤ P 3 と重畳する。

【 0 0 5 9 】

< ステップ S 3 7 >

画像処理部 1 7 は、別の V B S 画像が選択されるまで、ライブ画像から静止内視鏡画像を生成し、再び処理を行い、常に新規な状態の外接円 6 K C の位置をライブ画像表示レイヤ P 3 と重畳する。

【 0 0 6 0 】

< ステップ S 3 8 >

画像処理部 1 7 は、別の分岐部に到達し、異なる V B S 画像が選択された場合には、その分岐部の仮想内視鏡画像を基に処理を継続する。画像処理部 1 7 は、終了信号があるまで動作を継続する。

【 0 0 6 1 】

術者は、図 1 6 に示すように、内視鏡画像の分岐部の外接円 6 K C の中心が、仮想内視鏡画像の分岐部の外接円 6 J C の中心と一致するように、内視鏡 2 A を操作する。すると

10

20

30

40

50

、術者は、図 17 に示すように、容易にライブ画像 6 f と仮想内視鏡画像 6 d の分岐点の中心位置を一致することができる。すなわち、この 2 つの円 6 K C および 6 J C が、第 1 の移動方向表示画像である。2 つの円の中心位置が一致すると、画像処理部 17 は誤動作なくマッチング処理を行い、仮想内視鏡画像 6 d を回転する回転処理を行う。回転処理後は、図 18 に示したように、仮想内視鏡画像 6 d とライブ画像 6 f の表示方向が一致しているため、術者は挿入経路に沿って進むための経路穴を示すマーカ 6 G とライブ画像 6 f との対応を容易に認識することができる。

【0062】

< 第 2 の移動方向表示画像 >

次に、図 11、図 13、図 15 および図 19 を用いて、第 2 の移動方向表示画像である 2 つの外接円の中心点を結ぶ矢印画像について説明する。

10

【0063】

図 11 (D) は、ライブ画像表示エリア 6 F を示しており、ライブ画像表示エリア 6 F には、ライブ画像 6 f に、矢印画像 6 H とが重畳表示されているが、説明のためライブ画像 6 f は表示していない。図 11 (D) の画像は、図 13 に示すように、3 つの表示レイヤ P1、P2 および P3 が重畳表示されている。図 19 は、表示画面 6 a を示し、ライブ画像 6 f の重畳表示されている矢印画像 6 H は、外接円 6 K C の中心点 6 K c と外接円 6 J C の中心点 6 J c を結ぶ矢印である。一方、VBS 画像表示エリア 6 D には、VBS 画像 6 d に挿入経路に沿って進むための経路穴を示すマーカ 6 G 等が重畳して表示されている。

20

【0064】

次に図 15 のフローチャートを用いて、画像処理部 17 の動作の流れを説明する。ステップ 51 からステップ 55 までは、図 14 のフローチャートのステップ 31 からステップ 35 までと同じであるため説明を省略する。

【0065】

< ステップ 56 >

円 6 K C の中心点 6 K c から、円 6 J C の中心点 6 J c に至る矢印画像 6 H を生成する。

【0066】

< ステップ 57 >

矢印画像 6 H をレイヤ P2 に表示し、ライブ画像表示レイヤ P3 と重畳して表示する。

30

【0067】

なお、図 13 および図 15 では、円 6 K C および円 6 J C も、矢印画像 6 H とともにライブ画像表示レイヤ P3 と重畳して表示しているが、図 19 等のように矢印画像 6 H のみをライブ画像表示レイヤ P3 と重畳して表示してもよい。あるいは、図 4 に示したように、矢印画像 6 H と仮想内視鏡模式図画像 6 J を重畳してライブ画像表示レイヤ P3 と重畳して表示してもよいし、内視鏡模式図画像 6 K をライブ画像表示レイヤ P3 と重畳して表示してもよい。

なお、円 6 K C は、内視鏡画像 6 f から生成された図形であり、仮想内視鏡画像 6 d から生成されていない。しかし、仮想内視鏡画像 6 d から生成された円 6 J C と組み合わせることにより 1 つのガイド画像を形成するものである。

40

【0068】

< 第 3 の移動方向表示画像 >

次に、第 3 の移動表示画像として、分岐部の重心点を用いた移動表示画像の形成方法について説明する。

図 20 は、分岐部の重心点を用いて移動表示画像を形成する方法を説明するための図である。図 20 (A) は、ライブ画像表示エリア 6 F を示しており、この場合にライブ画像表示エリア 6 F には、ライブ画像 6 f に、内視鏡模式図画像 6 K と内視鏡模式図画像 6 K の分岐部の重心位置を示すマーク 6 M とが重畳して表示されている。ここで、内視鏡模式図画像 6 K は、前述の種々の仮想画像から VBS 模式図画像 6 J を形成する方法と同様の

50

方法により形成する。

【 0 0 6 9 】

一方、図 2 0 ( B ) は、V B S 画像表示エリア 6 D を示しており、この場合に V B S 画像表示エリア 6 D には、V B S 画像 6 d に、仮想内視鏡模式図画像 6 J と、仮想内視鏡模式図画像 6 J の分岐部の重心位置を示すマーク 6 N とが重畳して表示されている。ここで、重心位置とは、ライブ画像または V B S 画像の濃淡パターンを基に決定される位置であり、グレイスケール画像を白黒画像に変換する 2 値化処理を行い、画像全体に占める黒画素の合計数が一定比率以下になった時の、各黒画素の座標の平均値から求めることができる。

【 0 0 7 0 】

以下、図 2 1 を用いて、画像処理部 1 7 による分岐部の重心位置の決定方法の動作について詳細に説明する。

< ステップ 6 1 >

画像処理部 1 7 が、ライブ画像または V B S 画像を白黒画像に変換する 2 値処理を行う際の閾値として、予め決められた初期値  $t_0$  を設定する。

【 0 0 7 1 】

< ステップ 6 2 >

画像処理部 1 7 は、閾値を初期値  $t_0$  として、2 値処理を行い、黒画素の合計数  $n$  を算出する。

【 0 0 7 2 】

< ステップ 6 3、ステップ 6 4 >

画像処理部 1 7 は、ステップ 6 2 で算出した黒画素の合計数  $n$  が、画面全体の画素数に対して予め定めた比率  $K$  (例えば 2 0 %) より大きいか小さいかを判定し、大きい場合は、閾値を微少値  $t$  だけ減少させてから、再度ステップ 6 2 に戻り、黒画素の合計数  $n$  を算出する。

【 0 0 7 3 】

すなわち、ステップ 6 3 を通過する状態では、閾値は、黒画素の合計数  $n$  が、画面全体の画素数に対して予め定めた比率 (例えば 2 0 %) より小さくなるように設定される。なお、予め定めた比率  $K$  は通常のライブ画像または V B S 画像を 2 値化処理した際に、気管支分岐の形状が部分的に抽出されているような値が選択される。

【 0 0 7 4 】

< ステップ 6 5、ステップ 6 6 >

画像処理部 1 7 は、ステップ 6 3 の段階で、黒画素の合計数  $n$  が、画面全体の画素数に対して予め定めた比率  $K$  (例えば 2 0 %) より大きいか小さいかを判定し、小さい場合には、閾値を微少値  $t$  だけ増加させてから、黒画素の合計数  $n$  を算出する。

【 0 0 7 5 】

< ステップ 6 7、ステップ 6 8 >

画像処理部 1 7 は、黒画素の合計数  $n$  が、画面全体の画素数に対して予め定めた比率  $K$  (例えば 2 0 %) より大きいか小さいかを判定し、黒画素の比率が  $K$  を越えるまで繰り返す。

【 0 0 7 6 】

< ステップ 6 9 >

画像処理部 1 7 は、各黒画素  $a_1$ 、 $a_2 \sim a_n$  のそれぞれの画面上の座標値  $a_1 (x_1, y_1)$ 、 $a_2 (x_2, y_2) \sim a_n (x_n, y_n)$  を求め、それらの座標値の平均値  $A ((x_1 + x_2 + \dots + x_n) / n, (y_1 + y_2 + \dots + y_n) / n)$  を算出し、分岐部の重心位置  $N$  または  $M$  とする。

【 0 0 7 7 】

なお、図 2 0 ( C ) は、ライブ画像表示エリア 6 F を示しており、ライブ画像表示エリア 6 F には、ライブ画像 6 f に、矢印画像 6 H とが重畳表示されているが、説明のためライブ画像 6 f は表示していない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 8 】

術者は、前記の外接円から形成された移動方向表示画像と同様に、内視鏡 2 A を操作して、内視鏡先端部 2 b を矢印画像 6 H に示されている移動方向に、矢印画像 6 H に示されている移動量だけ移動すると、容易にライブ画像 6 f と仮想内視鏡画像 6 d の分岐点の中心位置を一致することが可能となる。

## 【 0 0 7 9 】

なお、矢印画像等による移動方向表示画像の表示とともに、実際に必要な内視鏡先端部の移動量の情報を表示してもよい。例えば、X 方向、Y 方向にそれぞれ、何 mm 移動すればライブ画像 6 f と仮想内視鏡画像 6 d との中心位置が一致するという情報である。

## 【 0 0 8 0 】

< テンプレート画像 6 T によるナビゲーション >

前述のように、移動方向表示画像等のガイド画像のナビゲーションに従った術者の内視鏡操作により、内視鏡画像 6 f の分岐部の中心位置が、仮想内視鏡画像 6 d の分岐部の中心位置と一致すると、両画像は、画像処理部 1 7 がマッチングしやすい状態となる。このため画像処理部 1 7 は、誤動作することなくマッチングし、その結果、仮想内視鏡画像 6 d を自動的に回転することができる。しかし、上記操作後であってもマッチングできないことがある。

## 【 0 0 8 1 】

一方、回転処理を行わなくとも、最初から、ある程度、内視鏡画像 6 f と仮想内視鏡画像 6 d との方向が一致している場合においても、画像処理部 1 7 がマッチングに失敗することがある。

## 【 0 0 8 2 】

これは、画像処理部 1 7 によるマッチング処理には、マッチング処理速度や挿入支援装置装置のコスト等の観点から制約があるためである。具体的には、内視鏡 2 A のカメラ 2 a の気管支内の位置が、仮想内視鏡画像を撮像した仮想のカメラ V 2 a の仮想気管支位置に対して、上下左右方向 ( X Y 方向 ) にずれていてもマッチング可能な範囲に制約がある。また、内視鏡 2 A のカメラ 2 a の気管支内の位置が、仮想内視鏡画像 6 d を撮像した仮想のカメラ V 2 a の仮想気管支位置に対して、気管支管腔の奥行き方向 ( Z 方向 ) のずれに対しても、マッチング可能な範囲に制約がある。さらには、前述したように内視鏡 2 A のカメラ 2 a が、空間のどの方向を上に行っているかという撮像条件についても、マッチング可能な範囲に制約がある。

## 【 0 0 8 3 】

図 2 2 は、内視鏡 2 A のカメラ 2 a の気管支内の位置と内視鏡画像 6 f の関係等を説明するための図である。図 2 2 ( A ) は、( a ) に気管支 1 0 0 A 内の内視鏡 2 A の位置を示し、( b ) に仮想内視鏡画像 6 d を示し、( c ) に内視鏡画像 6 f を示している。内視鏡 2 A のカメラ 2 a は、仮想内視鏡 V 2 A の仮想カメラ V 2 a が仮想内視鏡画像 6 d を撮像した箇所に相当する位置 1 0 0 I にある。図 2 2 ( A ) の状態の内視鏡 2 A であれば、仮想内視鏡画像 6 d を回転するだけで仮想内視鏡画像 6 d と内視鏡画像 6 f はマッチングが可能である。

## 【 0 0 8 4 】

これに対して、図 2 2 ( B ) に示した状態の内視鏡 2 A では、奥行き方向および上下方向でずれている。このため、内視鏡画像中の分岐部の穴を示す 6 K は、仮想内視鏡画像中の分岐部の穴を示す 6 L に比べて小さく、さらに少し分岐部の中心がずれている。また、図 2 2 ( C ) に示した状態の内視鏡 2 A では、中心軸がずれている。このため、内視鏡画像中の分岐部の穴を示す 6 K は、分岐部の中心がずれている。また、図 2 2 ( D ) に示した状態の内視鏡 2 A では、内視鏡 2 A の方向がずれている。このため、内視鏡画像中の分岐部の穴を示す 6 K は、分岐部の中心がずれている。

## 【 0 0 8 5 】

術者は、内視鏡 2 A の位置が、仮想内視鏡 V 2 A の仮想内視鏡画像撮像位置からずれている場合には、内視鏡 2 A を図 2 2 ( E ) の 2 A 1 の状態から 2 A 3 の状態になるように

10

20

30

40

50

操作する必要があった。しかし、術者は、どこまで操作すればマッチングが可能であるのかが不明であったため試行錯誤する必要があった。

【 0 0 8 6 】

本実施の形態の内視鏡装置 1 におけるテンプレート画像 6 T は、前記の制約が具体的に、どれ程の範囲であるか、言い換えれば、その範囲内であればマッチング可能である範囲を、術者に示すガイド画像である。

【 0 0 8 7 】

以下、図 2 3 から図 2 5 を用い、テンプレート図形について説明する。図 2 3 はテンプレート図形を生成するための画像処理部 1 7 の動作の流れを示すフローチャートであり、図 2 4 および図 2 5 はテンプレート画像 6 T の生成方法を説明するための図である。

10

【 0 0 8 8 】

最初に、図 2 3 のフローチャートにより画像処理部 1 7 の画像処理手段によるテンプレート生成動作の流れを説明する。

【 0 0 8 9 】

< ステップ S 7 1 >

画像処理部 1 7 は、仮想内視鏡の仮想カメラ V 2 a の位置、方向を設定した範囲で変動し、複数の仮想内視鏡画像を生成する。例えば、画像処理部 1 7 は、図 2 4 に示すように、中心条件の画像 6 d S に対して、カメラ方向を上下方向および左右方向に変化し、8 枚の仮想内視鏡画像 6 d 1 0 ~ 6 d 1 7 を生成する。画像処理部 1 7 は、さらに、それらの 8 枚の仮想内視鏡画像 6 d 1 0 ~ 6 d 1 7 を中心条件の画像 6 d S とマッチング処理を行う。マッチングできた時には、さらに大きくカメラ方向を変化し、マッチングできない時は、カメラ方向の変化を小さくする。この処理を繰り返すことで、マッチング可能なカメラ方向の最大の上下方向および左右方向のずれが生じている時の仮想内視鏡画像が得られる。

20

【 0 0 9 0 】

< ステップ S 7 2 >

画像処理部 1 7 は、各仮想内視鏡画像 6 d から、それぞれの仮想内視鏡模式図画像 6 J を生成する。

【 0 0 9 1 】

< ステップ S 7 3 >

画像処理部 1 7 は、全ての仮想内視鏡模式図画像 6 J を重ねて、全ての輪郭線図形を包含する領域を設定する。

30

【 0 0 9 2 】

< ステップ S 7 4 >

画像処理部 1 7 は、全ての輪郭線図形を包含する領域の外縁をテンプレート画像 6 T A として記録する。図 2 4 に示すように、テンプレート画像 6 T A は多角形で構成され、仮想内視鏡模式図の全ての輪郭線図形を包含し、マッチング可能範囲の外縁を示すテンプレート画像である。

【 0 0 9 3 】

上記説明では、カメラ方向を変化したが、同様にカメラ位置及び回転方向についても同様の処理を行うことで、マッチング可能な範囲を示すテンプレート画像 6 T を生成することができる。すなわち、本実施の形態のテンプレート画像 6 T は、仮想画像に基づいて異なる仮想撮像手段の位置および / または方向の仮想内視鏡画像から生成された複数の仮想内視鏡模式図であって、仮想撮像手段の位置および方向が標準条件で撮像された仮想内視鏡画像から生成された標準仮想内視鏡模式図と、同一の分岐部の仮想内視鏡模式図であると画像処理手段が認識できる、すなわちマッチングできる複数の仮想内視鏡模式図を構成する輪郭線図形を包含する画像である。ここで、仮想撮像手段の位置および方向が標準条件とは、管腔の芯線上であって分岐部の形状が認識しやすい位置であって、芯線に平行な方向である。

40

【 0 0 9 4 】

50

術者は、ライブ画像 6 f に重畳して表示されたテンプレート画像 6 T の中に、分岐部の穴が含まれるように、内視鏡 2 A を操作することで、迅速にマッチング処理を行うことができる。

【 0 0 9 5 】

< テンプレート画像 6 T の第 1 の変形例 >

次に図 2 5 を用いて、テンプレート画像 6 T の第 1 の変形例について説明する。図 2 5 は、カメラ位置がずれている場合のテンプレート画像 6 T の生成方法を説明するための図である。

【 0 0 9 6 】

画像処理部 1 7 は、図 2 5 に示すように、中心条件の画像 6 d S に対して、カメラ位置、すなわち管腔路の奥行き方向位置を変化し、分岐部に近い場合の仮想内視鏡画像 6 d 1 8 および、分岐部に遠い場合の仮想内視鏡画像 6 d 1 9 を生成する。画像処理部 1 7 は、さらに、仮想内視鏡画像 6 d 1 8 または仮想内視鏡画像 6 d 1 9 を中心条件の画像 6 d S と、マッチングさせ、マッチングできた時には、さらに大きくカメラ位置を変化し、マッチングできない時は、カメラ位置の変化を小さくする。この処理を繰り返すことで、マッチング可能なカメラ位置の最近接位置と最遠位置における仮想内視鏡画像 6 d が得られる。

10

【 0 0 9 7 】

最近接位置における仮想内視鏡画像 6 d の外縁 6 T b 1 と、最遠位置における仮想内視鏡画像 6 d の外縁 6 T B 2 に囲まれた範囲が、マッチング可能な範囲を示すテンプレート図形 6 T B である。テンプレート図形 6 T B は、マッチング可能な範囲の外縁および内縁を示すテンプレート画像 6 T の構成要素であり、仮想内視鏡模式図の全ての輪郭線図形を包含する四角形で構成されている。

20

【 0 0 9 8 】

< テンプレート画像 6 T の第 2 の変形例 >

次に、図 2 6 を用いて、テンプレート画像 6 T の第 2 の変形例について説明する。術者は内視鏡挿入の際に何回か内視鏡 2 A の抜き刺しを繰り返すことがある。すなわち、同じ分岐部への内視鏡挿入が複数回行われる。図 2 6 ( A ) の 3 画像は、画像処理部 1 7 が過去に内視鏡画像 6 f と、マッチングが可能であった 3 つの仮想内視鏡模式図画像 6 J 2 0 、 6 J 2 1 および 6 J 2 2 を示している。図 2 6 ( B ) は、前記の 3 つの仮想内視鏡模式図画像中の、2 つの穴を示す個々の輪郭線図形をそれぞれ重ね合わせた状態を示す。図 2 6 ( C ) は、前記 2 つの穴を示す個々の輪郭線図形のそれぞれを包含する範囲の外縁を曲線で近似する状態を示し、図 2 6 ( D ) は、前記曲線から構成されている 2 つの輪郭線図形により、マッチングが可能であった範囲を示すテンプレート画像 6 T を示している。本変形例においては、図 2 6 ( D ) に示す画像を、ライブ画像 6 f と重畳するテンプレート画像 6 T として使用する。

30

【 0 0 9 9 】

すなわち、図 2 6 ( D ) は、同一の分岐部において、画像処理部 1 7 がマッチング可能であった複数の仮想内視鏡模式図画像 6 J の個々の輪郭線図形を包含する曲線で構成されているテンプレート画像 6 T である。

40

【 0 1 0 0 】

本変形例のテンプレート画像 6 T は、実際にマッチングした実績のある仮想内視鏡模式図画像 6 J を基に生成されているために、そのマッチング可能範囲の精度が高い。このため、内視鏡 2 A の挿入操作が迅速となる。

【 0 1 0 1 】

なお、図 2 6 ( B ) に示す画像をテンプレート画像として用いることも可能である。

【 0 1 0 2 】

すなわち、過去にマッチングに成功した 3 つの仮想内視鏡模式図画像中の、2 つの穴を示す個々の輪郭線図形をそれぞれ重ね合わせた画像である

また、異なる患者であっても、気管支の分岐部の形状は、それ程大きくは変わらない。

50



このため、過去に行った複数の被検者のマッチングデータから同様の方法で各分岐部のテンプレート画像を生成することも可能である。

【0103】

< テンプレート画像 6 T の第 3 の変形例 >

次に、図 27 を用いて、テンプレート画像 6 T の第 3 の変形例について説明する。上記変形例で説明したように、術者は内視鏡挿入の際に何回か内視鏡 2 A の抜き刺しを繰り返すことがある。図 27 (A) の 3 枚の画像は、画像処理部 17 が過去に内視鏡画像 6 f と、マッチングが可能であった 3 つの仮想内視鏡模式図画像 6 J 3 0、6 J 3 1 および 6 J 3 2 を示し、その 3 枚の画像の中で仮想内視鏡模式図画像 6 J 3 2 が直前のマッチング処理の際の画像である。本変形例において、この前回に画像処理部 17 がマッチングしたテンプレート画像 6 T である仮想内視鏡模式図画像 6 J 3 2 を、ライブ画像 6 f と重畳するテンプレート画像 6 T として使用する。

10

【0104】

なお、本変形例のテンプレート画像 6 T は、マッチング可能範囲を示していないため厳密にはテンプレート画像でないが、テンプレート画像と同様の作用効果を奏するガイド画像であるため、ここではテンプレート画像とよぶ。本変形例のテンプレート画像 6 T は、実際にマッチングした直前の仮想内視鏡模式図画像であるために、その近傍ではマッチングできる可能性が非常に高い。このため、本テンプレート画像をガイド画像として用いることにより、内視鏡 2 A の挿入操作が迅速となる。

20

【0105】

< ガイド画像の使い分け >

術者は挿入状態に応じて複数のガイド画像を使い分けることもできるし、。例えば、分岐部に到達した際に内視鏡画像 6 f と仮想内視鏡画像 6 d の関係が全く認識できないほどにずれていた場合には、最初に術者は、ガイド画像として移動方向表示画像を選択するとよい。そして、術者が、移動方向表示画像のナビゲーションに従い内視鏡 2 A を操作し、分岐部の中心位置があうと、ライブ画像 6 f と仮想内視鏡画像 6 d、正確にはライブ画像のフレーム画像および仮想内視鏡画像のそれぞれの模式図画像、が穴形状によりマッチング処理されマッチングに成功すると両画像中の複数の穴の並んでいる方向が一致するように画像補正手段が仮想内視鏡画像 6 d を回転処理する。

30

【0106】

回転処理後であっても、分岐部までの距離が長い等の理由で同一の分岐部かどうかのマッチングができない場合には、術者は、ガイド画像としてテンプレート画像を選択するとよい。なお、この段階では少なくとも両画像の分岐部の中心位置は一致しているので、ガイド画像として移動方向表示画像は不要であり選択されることはない。そして、術者が、テンプレート画像のナビゲーションに従い内視鏡 2 A を操作し、テンプレート図形が示すマッチング可能範囲内に内視鏡画像中の分岐部を導入するとマッチング処理されマッチングに成功すると正しい挿入経路に従い挿入が行われていることが確認される。

40

【0107】

上記の場合の 2 回のマッチング処理は、マッチング精度の異なるマッチング処理であり、最初の回転処理のためのマッチング処理は簡単なマッチング処理であり、後の同一の分岐部か否かのマッチングは複雑なマッチング処理となる。簡単なマッチング処理ではライブ画像から自動的にフレーム単位で画像をサンプリングし静止内視鏡画像としてマッチング処理に用いることができるが、複雑なマッチング処理では術者が内視鏡を静止させて自らボタンを操作し静止画像を撮像することが好ましい。

【0108】

< 固定手段 >

次に、本発明の実施の形態の内視鏡装置 1 において、内視鏡 2 A の先端部 2 b に先端部 2 b と体腔路とを固定可能な固定手段を有する内視鏡装置 1 について説明する。図 28 は、気管支 100 の管腔内に挿入されている内視鏡 2 A の先端部 2 b を説明するための図であり、図 29 は固定手段の構成等を示すブロック図であり、図 30 は、固定装置 2 c の動

50

作の流れを説明するためのフローチャートである。

【0109】

図28に示すように、気管支の分岐部100Dまで挿入された内視鏡2Aの先端部2bは、気管支腔路とを固定可能な固定手段であるバルーン2Cに流体が供給されており、膨張したバルーン2Cにより、内視鏡先端部2bは気管支の管壁と固定されている。バルーン2Cは、伸縮性に富んだ材料であるシリコンゴムなどで生成されており、流体としては、二酸化炭素や空気を用いることができる。

【0110】

また、図29に示すように、本発明の実施の形態の内視鏡装置1の固定装置2cは、固定具であるバルーン2Cと、バルーン2Cに流体を供給する流体供給部2Dと、固定装置の制御部2Eと、術者が制御部2Eに操作を指示するための3つの操作ボタン（開始ボタン2F1、停止ボタン2F2、解除ボタン2F3）とを有する。固定装置の制御部2Eは、挿入支援装置5の制御部5Bおよび気管支内視鏡2の制御部2Lと信号ケーブルで結ばれている。

10

【0111】

次に、図30を用いて、固定手段の動作の流れを説明する。

【0112】

内視鏡先端部2bが分岐部100Dの所定位置まで挿入されると固定手段は動作を開始する。

【0113】

20

<ステップS82>

固定装置2cは、開始ボタン2F1からの信号入力があるまで待機している。

【0114】

<ステップS83>

流体制御部2Dは、開始ボタン2F1からの信号入力があると、バルーン2Cに流体を注入開始する。

【0115】

<ステップS84、S85、S86>

流体制御部2Dは、停止ボタン2F2からの信号があるか（S84）、あるいは、流体圧力が予め定めた既定値以上となったら（S85）、バルーン2Cへの流体注入を中止する（S86）。

30

【0116】

<ステップS87>

固定装置2cは、バルーン2Cが膨張し、内視鏡先端部2bが気管支内壁に固定されている状態であるため、固定完了信号を、挿入支援装置5の制御部5Bおよび気管支内視鏡装置制御部2Lに伝送する。この固定完了信号を受けて、気管支内視鏡装置制御部2Lはカメラ2aにより内視鏡画像6fを撮像し、挿入支援装置5に送信する。挿入支援装置5は、内視鏡画像6fと仮想内視鏡画像等とを比較しマッチング処理を行う。

【0117】

<ステップS88>

40

挿入支援装置5は、マッチング処理が終了すると、マッチング終了信号を固定装置2cに送信する。

【0118】

<ステップS89>

固定装置2cは、マッチング終了信号を受信すると、流体を大気開放する。すると、バルーン2Cは収縮し、内視鏡先端部2bの気管支内壁への固定は解除される。解除ボタン2F3からの信号入力によっても内視鏡先端部2bの固定は解除される。

【0119】

内視鏡先端部2bは自由に動く状態となり、内視鏡の挿入を継続する。次の分岐部の所定位置まで内視鏡先端部2bが挿入されると、ステップS81からの動作が再び行われる

50

。

【 0 1 2 0 】

本発明の実施の形態の内視鏡装置 1 においては、内視鏡 2 A のカメラ 2 a により分岐部 1 0 0 D の画像を撮像する際に、カメラがぶれることがなく鮮明な画像を撮像することができる。また、術者がカメラの撮像スイッチを操作してから実際の撮像が行われるまでの時間すなわちタイムラグによる撮影対象のズレ等が発生しない。このため、画像処理の際の精度が向上し、内視鏡を目的部位に、より確実にナビゲーションすることができる。

【 0 1 2 1 】

また、前記の挿入支援装置 5 による画像処理等が行われている間、あるいは術者が挿入を中断している間に、患者の咳等により、術者が意図していない内視鏡先端部 2 b の位置が移動してしまうことがない。このため、内視鏡を目的部位に、より迅速にナビゲーションすることができる。

10

【 0 1 2 2 】

なお、バルーン 2 C 2 b は内視鏡先端部に配設するかわりに、オーバーチューブのような内視鏡付属品に組み込んで、内視鏡 2 A と組み合わせて使用してもよい。

【 0 1 2 3 】

< 距離計測手段 >

次に、本発明の実施の形態の内視鏡装置 1 においては、気管支の分岐部の内視鏡画像 6 f を撮像するカメラ 2 a を、分岐部 1 0 0 D の分岐点から所定の距離に誘導する距離計測手段 2 G、2 H、2 I、2 J を備えていてもよい。図 3 1 ( A ) は距離計測手段 2 G を備えた内視鏡 2 A を分岐部 1 0 0 D に挿入している状態を説明するための図であり、図 3 1 ( B ) は、異なる形状の距離計測手段 2 G、2 H、2 I の例を示す図であり、図 3 1 ( C ) は非接触の距離計測手段 2 J を備えた内視鏡 2 A を分岐部 1 0 0 D に挿入している状態を説明するための図であり、図 3 1 ( D ) は非接触の距離計測手段 2 J により分岐部までの距離を計測している際の内視鏡画像 6 f の例を示す図である。

20

【 0 1 2 4 】

既に説明してきたように、仮想内視鏡画像 6 d と内視鏡画像 6 f を効率的にマッチングするためには、内視鏡画像 6 d を撮像するカメラ 2 a の位置が分岐点から所定の距離にあることが重要である。カメラ 2 a の位置が分岐点から所定の距離より近いと分岐部の穴形状が大きすぎ、カメラ 2 a の位置が分岐点から所定の距離より遠いと分岐部の穴形状が小さすぎて、いずれの場合も、挿入支援装置 5 はマッチングがうまくできない場合がある。

30

【 0 1 2 5 】

図 3 1 ( A ) に示すように、内視鏡装置 1 は、気管支の分岐部 1 0 0 D の内視鏡画像 6 f を撮像するカメラ 2 a から、分岐部 1 0 0 D の分岐点の内壁までの距離を計測できる距離計測手段 2 G を有している。距離計測器具 2 G は図 3 1 ( B ) に示すように先端部 2 G 2 が丸く加工された細長い器具であり内視鏡 2 A の鉗子チャンネルを通して内視鏡先端から出力できる。距離計測器具 2 G は、位置決め用留め具 2 G 1 により所定の長さだけ、内視鏡先端から出力することができ、また、出力している長さを計測することもできる。このため、本実施の形態の内視鏡装置 1 においては、内視鏡先端部 2 b を正確に分岐点から所定の距離に誘導できる。このため、仮想内視鏡画像 6 d とマッチングしやすい内視鏡画像 6 f を撮像することが容易に、そして迅速に行うことができる。

40

【 0 1 2 6 】

距離計測手段としては、図 3 1 ( B ) に示すアタッチメントタイプ距離計測器具 2 H や、組み込みタイプの距離計測器具 2 I も用いることができる。あるいは、現行の他の用途がある公知の処置具に目盛りを付ける等の方法により距離計測器具として使用することも可能である。

【 0 1 2 7 】

なお、距離計測手段としては、内視鏡 2 A のカメラ 2 a の視野を妨げない手段が好ましく、非接触の距離計測手段 2 J が特に好ましい。図 3 1 ( C ) に非接触の距離計測手段 2 J を有する内視鏡 2 A を示す。非接触の距離計測手段 2 J は赤外線等を発信し、その反射

50

波を計測することで距離を計測する手段である。非接触の距離計測 2 J では赤外線や超音波等の可視光領域外の波動を使用するため、実際にどの箇所までの距離を計測しているのか判別が容易でない場合がある。このため、図 3 1 ( D ) に示すように、可視光線で測定箇所を表示することが好ましい。図 3 1 ( D ) は、内視鏡画像 6 f の例であり、管路 6 J 1 と管路 6 J 2 とに 2 分岐している分岐部 1 0 0 D の分岐点内壁に可視光で距離測定箇所を表示する測定点マーク 2 K が表示されている。

#### 【 0 1 2 8 】

また、挿入支援装置 5 は、距離計測器具による計測結果からカメラ 2 a と分岐点に適切な距離の場合にのみ、静止内視鏡画像の撮像が可能となるように制御したり、あるいは、適切距離範囲に入ったことを表示画面 6 a に表示することも可能である。逆に、挿入支援装置 5 は、適切距離範囲外の場合には警告を出して術者に知らせることもできる。

10

#### 【 0 1 2 9 】

##### < 付記事項 >

内視鏡挿入支援方法であって、被検体の 3 次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の体腔路の仮想画像を生成する仮想画像生成工程と、前記仮想画像に基づき、前記体腔路の分岐部のガイド画像を生成するガイド画像生成工程と、前記体腔路の内視鏡画像と、前記体腔路で前記内視鏡画像の撮像位置より末梢側の次の分岐部の前記ガイド画像とを重畳し表示する画像合成工程と、画像処理工程を備え、前記ガイド画像は、前記仮想内視鏡画像、仮想内視鏡模式図画像、移動方向表示画像およびテンプレート画像から選ばれる一以上の画像であり、前記画像処理工程は、前記分岐部の前記内視鏡画像の表示方向と前記仮想内視鏡画像と前記ガイド画像との表示方向とを一致させる画像補正工程を備え、前記画像補正工程は少なくとも前記仮想内視鏡画像を含む一以上のガイド画像とを回転する内視鏡挿入支援方法。

20

#### 【 0 1 3 0 】

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

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 1 3 1 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【 図 2 】 挿入経路等を表示した表示画面の例を示す図である。

30

【 図 3 】 挿入経路等を表示した表示画面の例を示す図である。

【 図 4 】 モニタの表示画面の挿入ナビゲーション時の表示形態を示す図である。

【 図 5 】 モニタの表示画面の挿入ナビゲーション時の表示形態の変形例を示す図である。

【 図 6 】 画像処理部の構成を説明するための構成図である。

【 図 7 】 2 値化処理の過程を説明するための図である。

【 図 8 】 分岐サムネイル V B S 画像を基にした 2 値化処理による V B S 模式図画像の形成処理の流れを説明するためのフローチャートである。

【 図 9 】 分岐部付近の 3 次元気管支画像データに基づき仮想 3 次元画像を管腔方向に垂直な視点から観察した図を示している。

【 図 1 0 】 分岐部付近の 3 次元気管支画像データに基づき仮想 3 次元画像を管腔方向に垂直な視点から観察した図を示している。

40

【 図 1 1 】 模式図画像の輪郭線図形の外接円を用いた移動方向表示画像を形成する方法を説明するための図である。

【 図 1 2 】 模式図画像の輪郭線図形の外接円を用いた移動方向表示画像を形成する方法を説明するための図である。

【 図 1 3 】 模式図画像の輪郭線図形の外接円を用いた移動方向表示画像を形成する方法を説明するための図である。

【 図 1 4 】 移動方向表示画像を形成するための画像処理部の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【 図 1 5 】 移動方向表示画像を形成するための画像処理部の動作の流れを説明するための

50

フローチャートである。

【図 1 6】移動表示画像を表示した表示画面の例を示す図である。

【図 1 7】移動表示画像を表示した表示画面の例を示す図である。

【図 1 8】移動表示画像を表示した表示画面の例を示す図である。

【図 1 9】移動表示画像を表示した表示画面の例を示す図である。

【図 2 0】移動表示画像を表示した表示画面の例を示す図である。

【図 2 1】重心位置決定ための画像処理部の動作の流れを示すフローチャートである。

【図 2 2】内視鏡のカメラの気管支内の位置と内視鏡画像の関係等を説明するための図である。

【図 2 3】テンプレート図形を生成するための画像処理部の動作の流れを示すフローチャートである。 10

【図 2 4】テンプレート画像 6 T の生成方法を説明するための図である。

【図 2 5】テンプレート画像 6 T の生成方法を説明するための図である。

【図 2 6】テンプレート画像 6 T の生成方法を説明するための図である。

【図 2 7】テンプレート画像 6 T の生成方法を説明するための図である。

【図 2 8】気管支の管腔内に挿入されている内視鏡の先端部を説明するための図である。

【図 2 9】固定手段の構成等を示すブロック図である。

【図 3 0】固定装置の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 3 1】距離計測手段を説明するための図である。

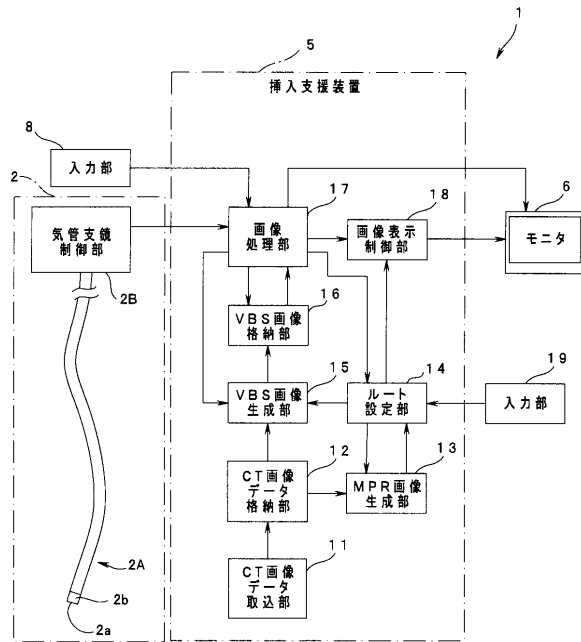
【図 3 2】従来の内視鏡装置の表示画面を示す図である。 20

【符号の説明】

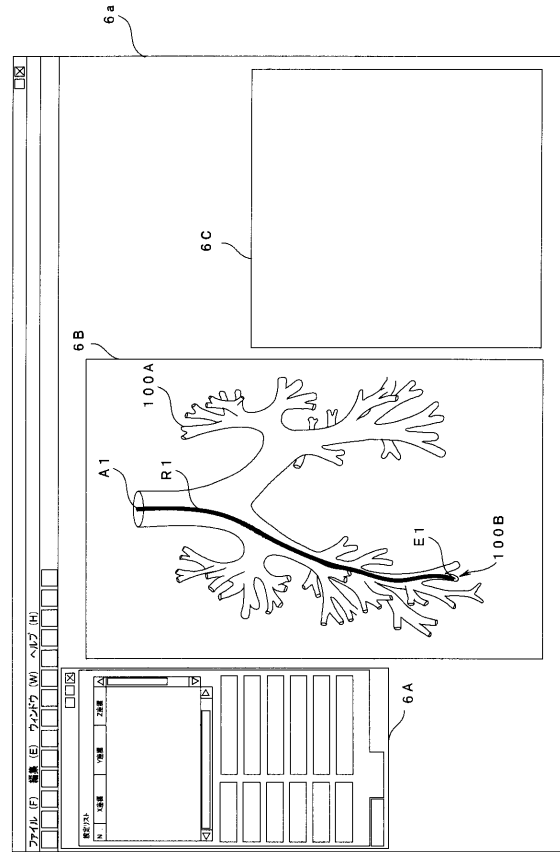
【 0 1 3 2 】

1 ... 内視鏡装置、2 ... 気管支鏡装置、2 A ... 内視鏡、2 C ... パルーン、2 b ... 内視鏡先端部、5 ... 挿入支援装置、6 ... モニタ、6 F ... ライブ画像表示エリア、6 G ... マーカ、6 H ... 矢印画像、6 J ... 仮想内視鏡模式図画像、6 J C、6 K C ... 外接円、6 J c、6 K c ... 中心点、6 a ... 表示画面、6 d ... 仮想内視像画像、6 f ... 内視鏡画像、1 0 0 ... 気管支、P 1、P 2、P 3、P 4 ... レイヤ、R ... 挿入経路、V 2 a ... 仮想カメラ、V 2 b ... 仮想内視鏡先端部、V B S 画像 ... 仮想内視鏡画像

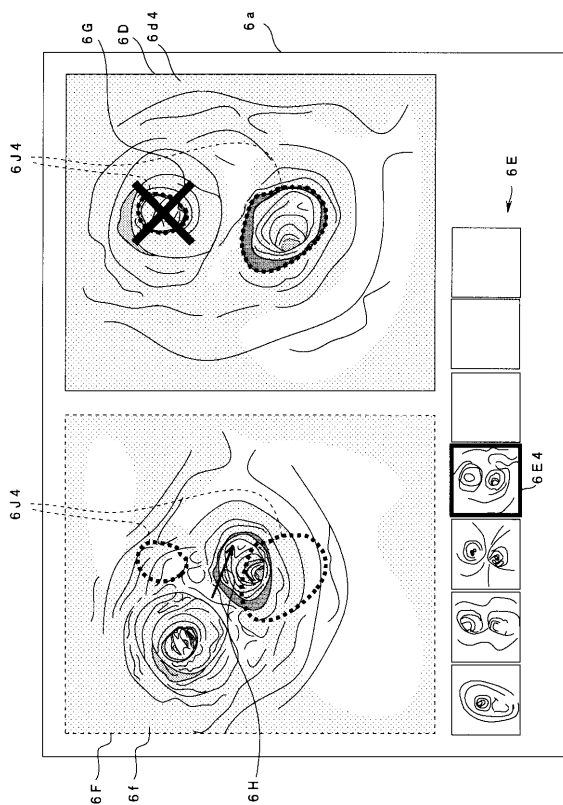
【図 1】



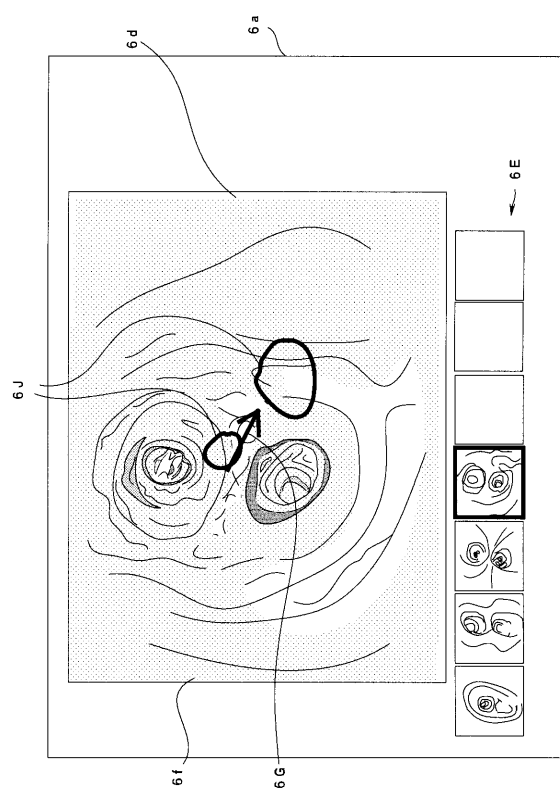
【図 3】



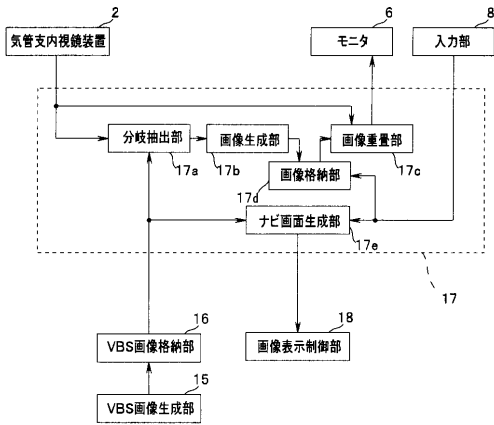
【図 4】



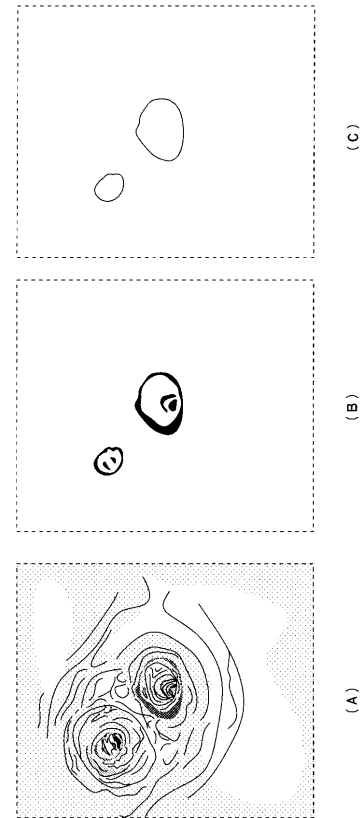
【図 5】



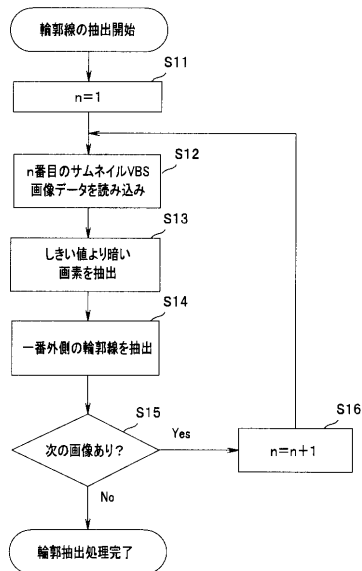
【図 6】



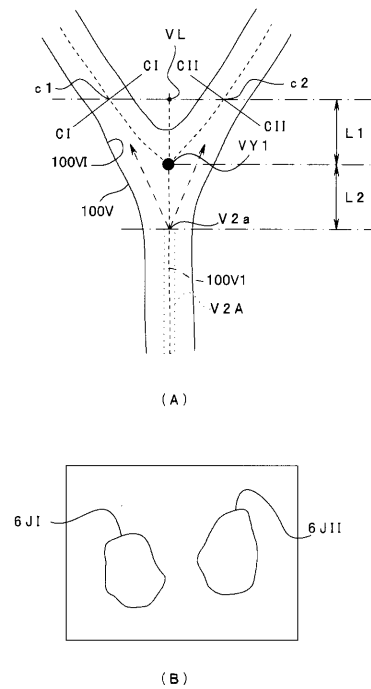
【図 7】



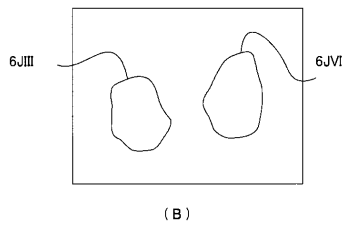
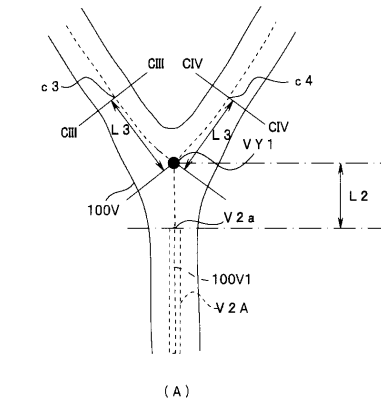
【図 8】



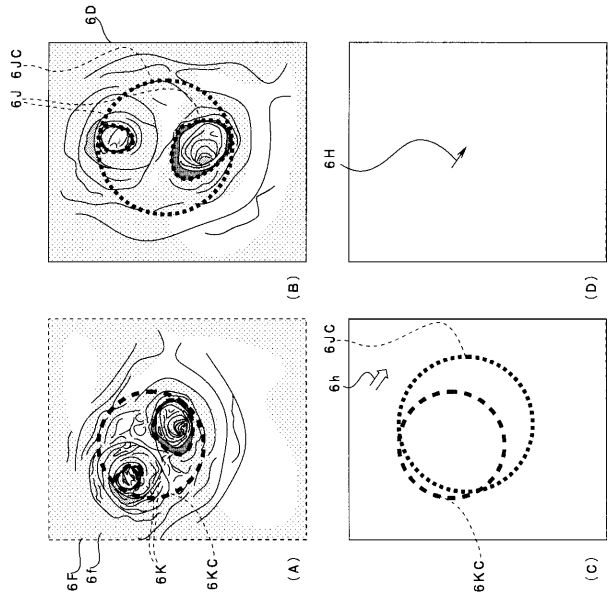
【図 9】



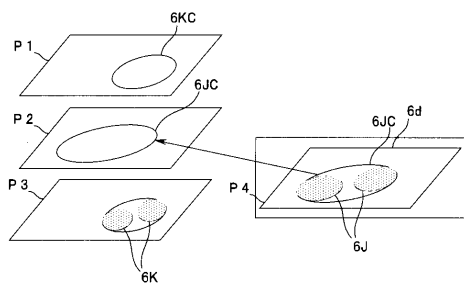
【図 10】



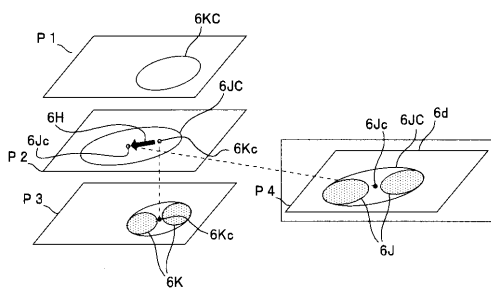
【図 11】



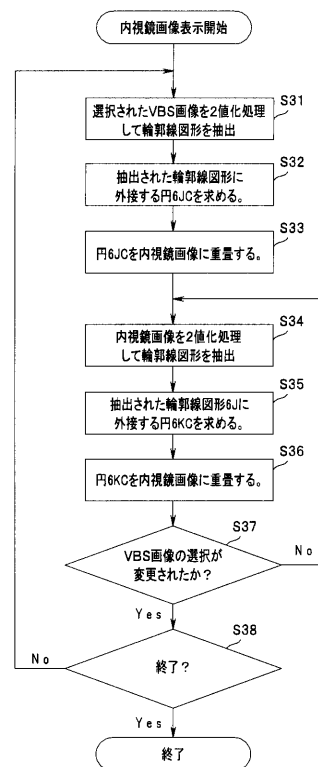
【図 12】



【図 13】

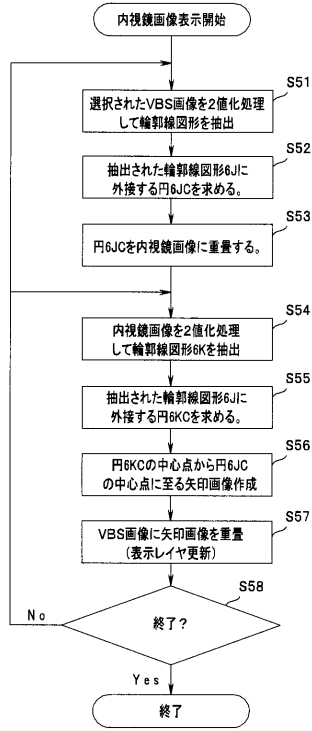


【図 14】

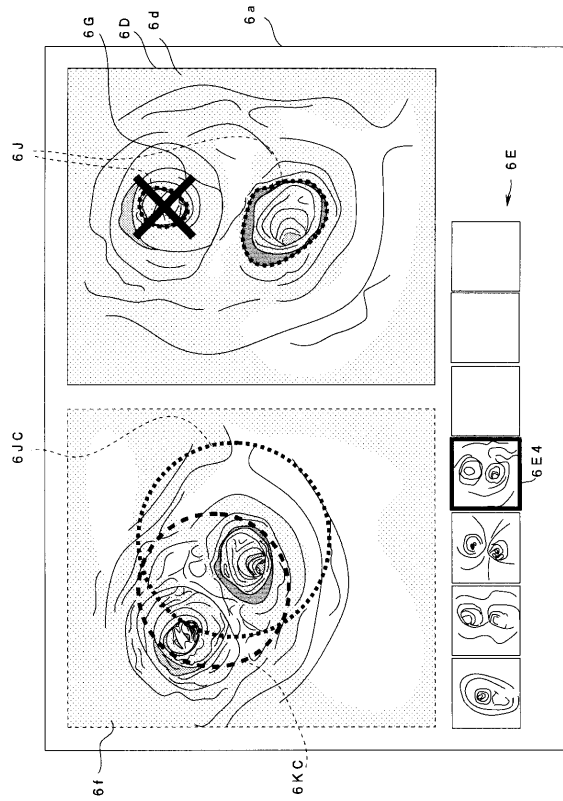




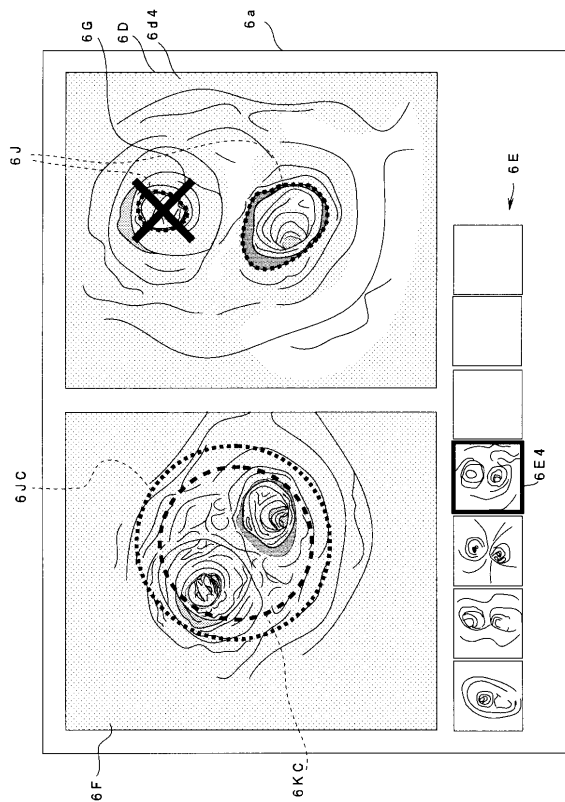
【図 15】



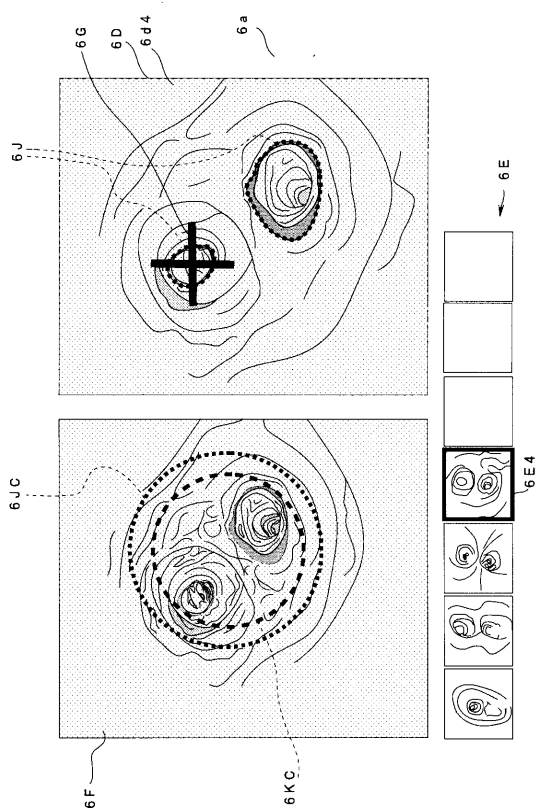
【図 16】



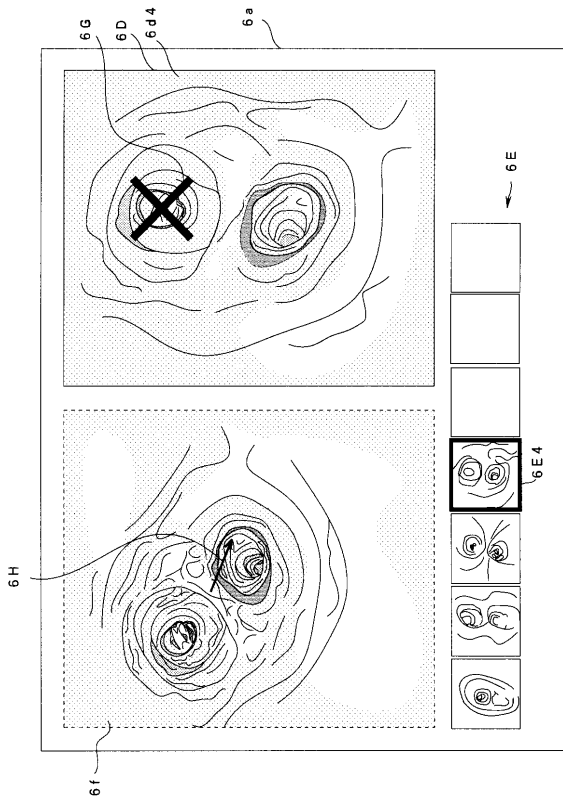
【図 17】



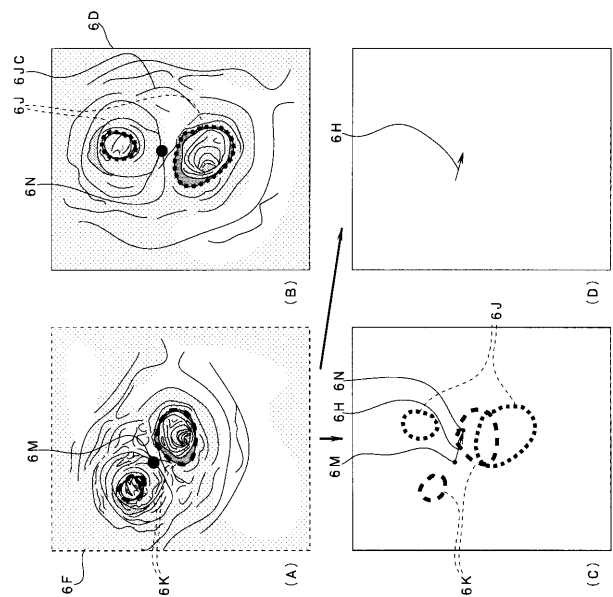
【図 18】



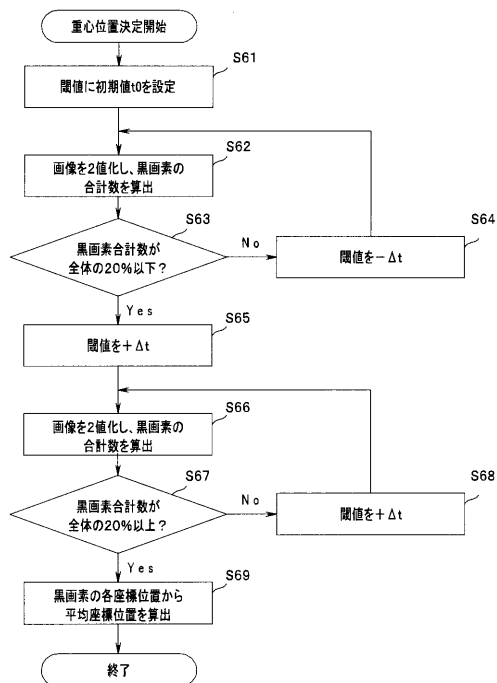
【図 19】



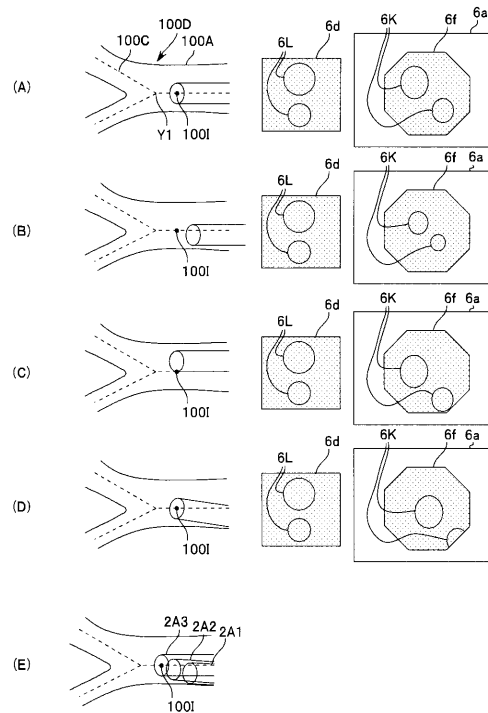
【図 20】



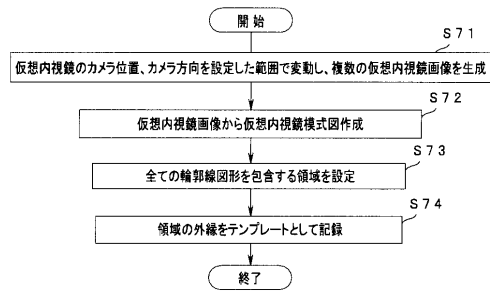
【図 21】



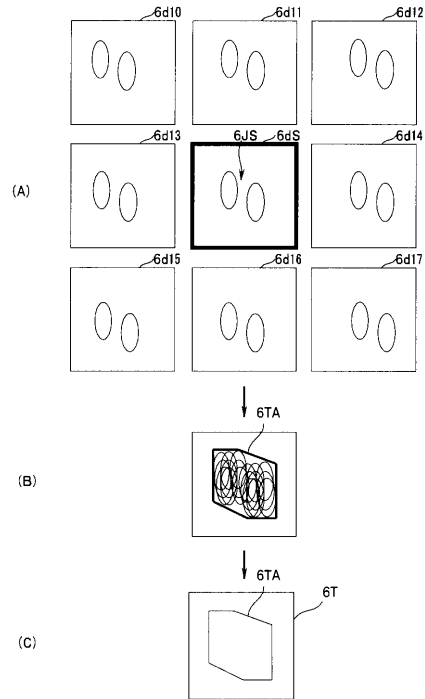
【図 22】



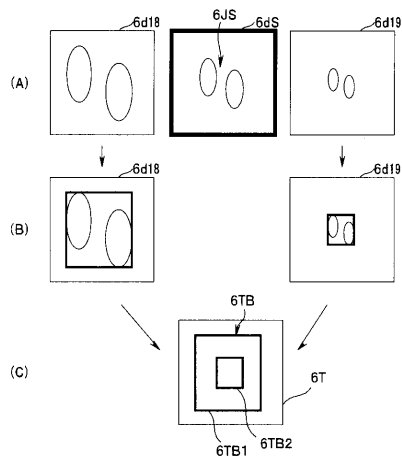
【図 23】



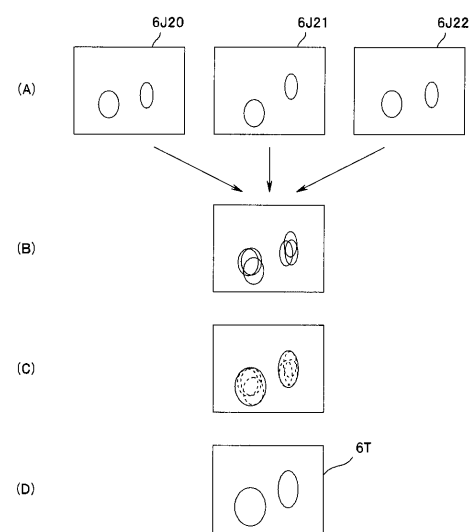
【図 24】



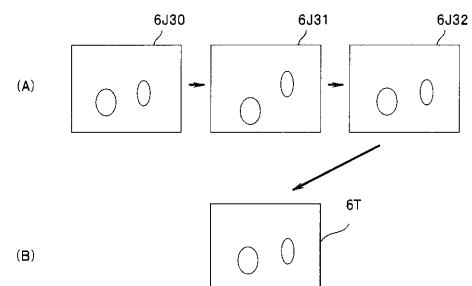
【図 25】



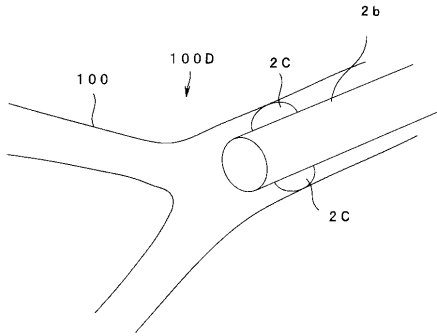
【図 26】



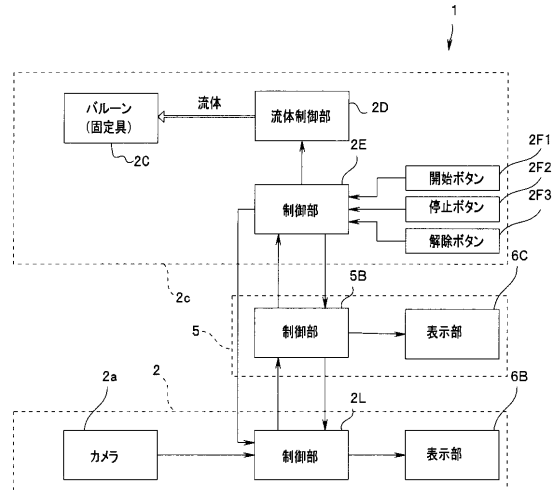
【図 27】



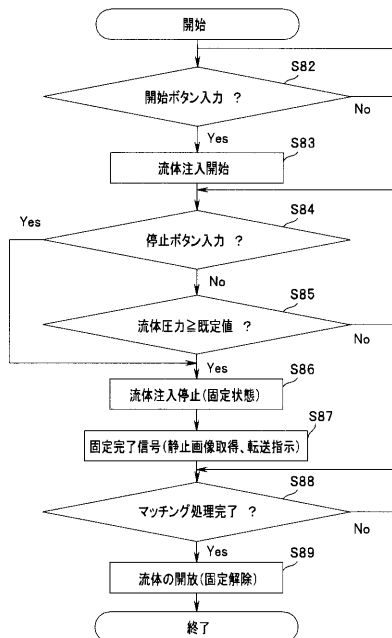
【図 28】



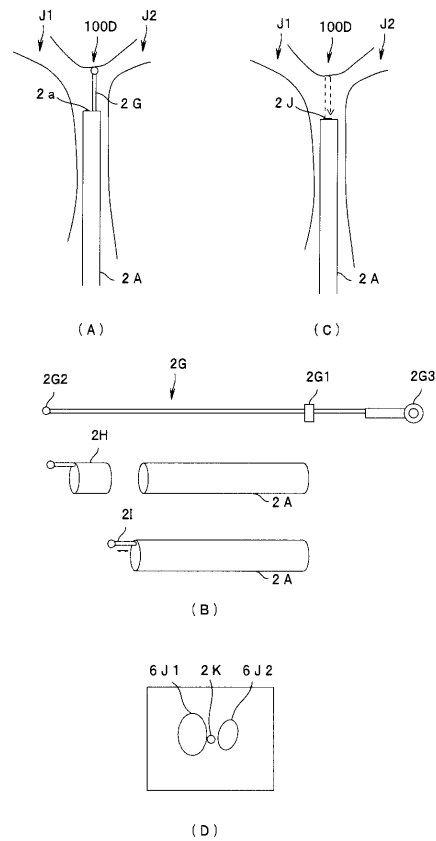
【図 29】



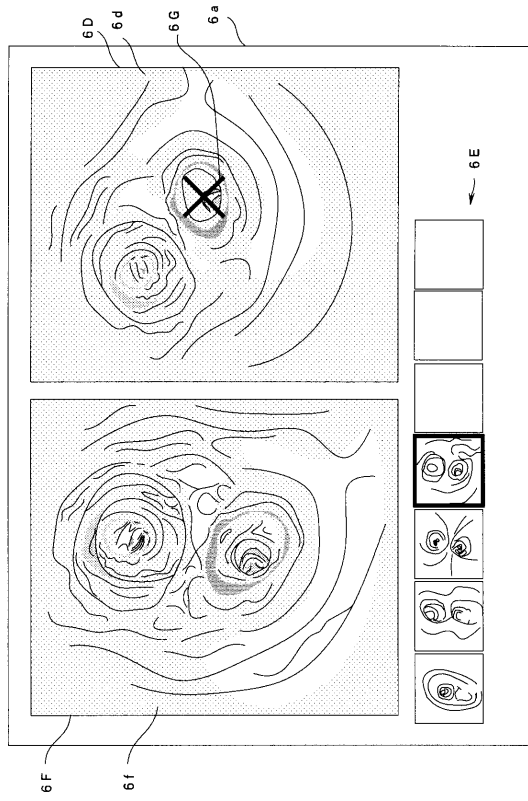
【図 30】



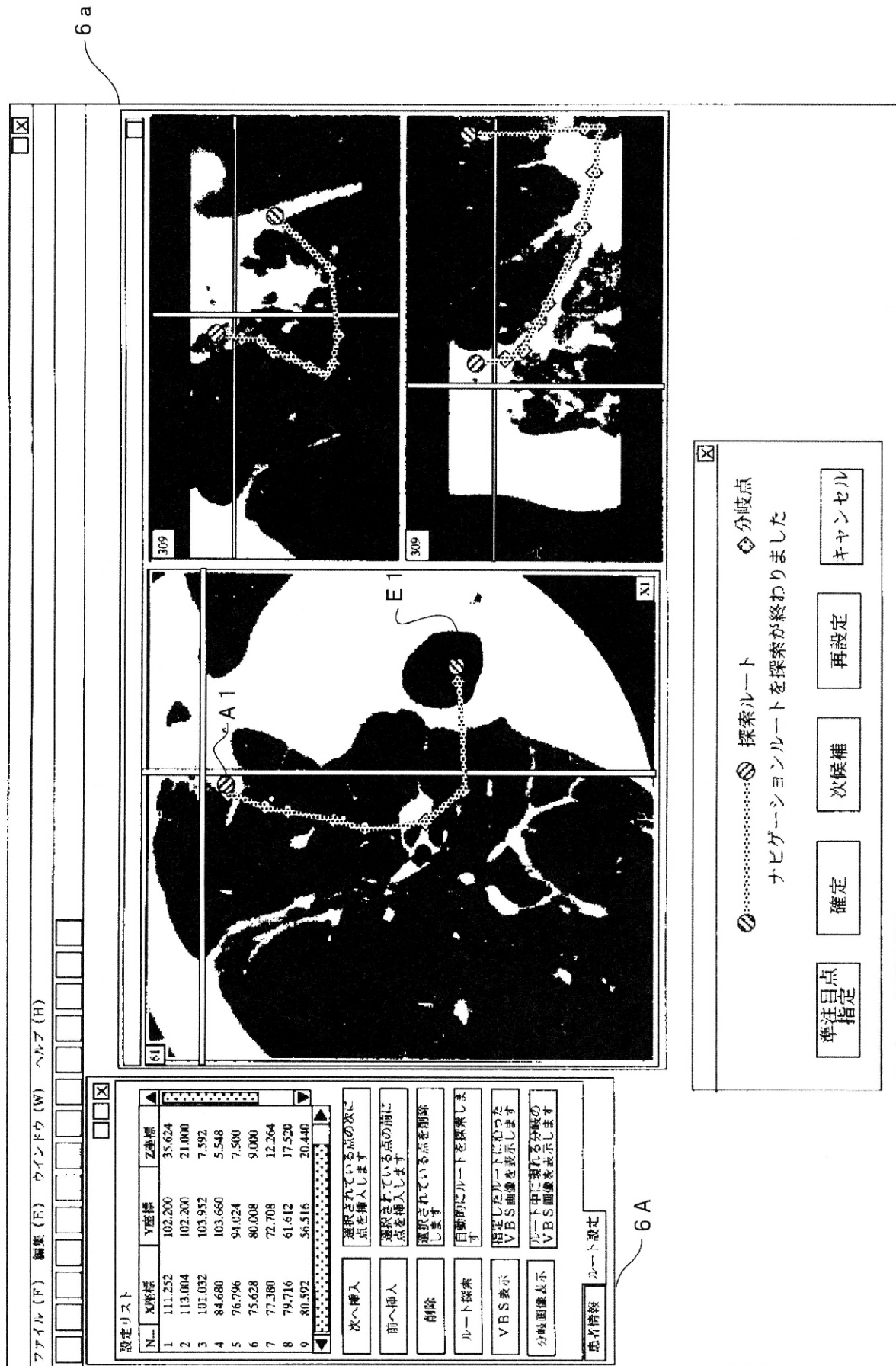
【図 31】



【図 3 2】



【図 2】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
**G 0 6 T 15/00 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 3 7 7  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)**

(72)発明者 秋本 俊也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 伊藤 誠一

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA07 BB02 CC06 DD03 JJ17 LL02 NN05 WW02 WW04 WW06  
 WW07 WW10 WW13 YY03 YY12  
 4C093 AA22 CA23 DA03 FF13 FF16 FF35 FF42 FG05 FG13  
 5B057 AA09 BA03 BA07 CA08 CA13 CA16 CB08 CB12 CB17 CD03  
 CD14 CE08 DA07 DB03 DB09 DC08 DC09 DC16 DC36  
 5B080 AA19 BA04 FA08

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009056238A</a>	公开(公告)日	2009-03-19
申请号	JP2007228265	申请日	2007-09-03
[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	照井信夫 大西順一 伊藤満祐 秋本俊也 伊藤誠一		
发明人	照井 信夫 大西 順一 伊藤 満祐 秋本 俊也 伊藤 誠一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/267 A61B1/273 G06T1/00 G06T3/00 G06T15/00 A61B6/03 G06T15/08		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/26 G06T1/00.290.B G06T3/00.300 G06T15/00.200 A61B6/03.377 A61B1/00.V A61B1/01 A61B1/045.610 A61B1/045.620 A61B1/045.623 A61B1/267 G06T15/08 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW06 4C061/WW07 4C061/WW10 4C061/WW13 4C061/YY03 4C061/YY12 4C093/AA22 4C093/CA23 4C093/DA03 4C093/FF13 4C093/FF16 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FG05 4C093/FG13 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB17 5B057/CD03 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC09 5B057/DC16 5B057/DC36 5B080/AA19 5B080/BA04 5B080/FA08 4C161/AA07 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW07 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/YY03 4C161/YY12 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA01 5L096/EA16 5L096/EA43 5L096/FA06 5L096/FA18 5L096/FA60 5L096/FA62 5L096/FA67 5L096/JA03 5L096/JA09		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5028191B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供能够确保快速地将内窥镜插入目标部件的内窥镜装置。 解决方案：虚拟图像生成装置，用于基于对象的三维区域的图像数据生成对象中的体腔路径的虚拟图像，基于虚拟图像的体腔路径的分支部分的引导图像用于在体腔路径中从内窥镜图像的成像位置叠加并显示体腔路径的内窥镜图像和远端侧的下一个分支点的引导图像的图像引导图像是从虚拟内窥镜图像6d，虚拟内窥镜示意图像，移动方向显示图像和模板图像6T中选择一个或多个图像。 点域4



