

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5160699号
(P5160699)

(45) 発行日 平成25年3月13日(2013.3.13)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B	1/04	(2006.01)	A 61 B	1/04	370
A61B	1/00	(2006.01)	A 61 B	1/00	320Z
A61B	6/03	(2006.01)	A 61 B	6/03	360G
			A 61 B	6/03	377

請求項の数 13 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-533423 (P2012-533423)
(86) (22) 出願日	平成23年11月8日 (2011.11.8)
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/075686
(87) 国際公開番号	W02012/101888
(87) 国際公開日	平成24年8月2日 (2012.8.2)
審査請求日	平成24年7月24日 (2012.7.24)
(31) 優先権主張番号	特願2011-12103 (P2011-12103)
(32) 優先日	平成23年1月24日 (2011.1.24)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者	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	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	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	伊藤 满祐 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】 医療機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

予め取得した被検体の3次元画像データを記憶する記憶手段と、

前記被検体内の管腔に挿入された挿入手段の先端部の位置および方向を算出する位置算出手段と、

前記3次元画像データに基づいて、前記被検体内の管腔を介して前記先端部を目標位置まで挿入するための3次元の挿入経路を生成する経路生成手段と、

前記先端部の位置および方向に基づいた2次元の断層画像を、前記3次元画像データから生成する断層画像生成手段と、

前記3次元の挿入経路と前記2次元の断層画像とが3次元空間上で重畳された画像データから、前記3次元空間を所望の視線からの3次元モデル画像として表示可能に生成する重畳画像生成手段と、を具備することを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

前記断層画像生成手段が、前記先端部の位置を含み、前記先端部の方向と垂直な平面の断層画像を生成することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項 3】

前記重畳画像生成手段が、前記3次元モデル画像に対して前記先端部の位置または方向の少なくともいずれかを示す先端部表示マークを重畳することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項 4】

10

20

前記重畠画像生成手段が、前記挿入経路に対して分岐している前記管路の分岐部の位置を示す分岐部表示マークを重畠することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項5】

前記重畠画像生成手段が、挿入開始位置から前記先端部の位置までの前記挿入経路を、前記先端部の位置から前記目標位置までの前記挿入経路と、識別可能に表示することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項6】

前記重畠画像生成手段が、挿入開始位置から前記先端部の位置までの前記挿入経路を表示しないことを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項7】

前記挿入手段の先端部に内視鏡画像を撮像する撮像手段と、

前記先端部の位置および方向および回転角を視線パラメータとする仮想内視鏡画像を前記3次元画像データから生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記重畠画像生成手段により生成された前記3次元モデル画像及び前記内視鏡画像及び前記仮想内視鏡画像の少なくともいずれかを表示する表示手段と、
を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項8】

位置算出手段が、前記内視鏡画像と類似した前記仮想内視鏡画像の視線パラメータをもとに、前記先端部の位置および方向を算出することを特徴とする請求項7に記載の医療機器

10

【請求項9】

前記重畠画像生成手段が、前記挿入経路を示す第2の挿入経路画像を前記内視鏡画像または前記仮想内視鏡画像の少なくともいずれかに重畠表示することを特徴とする請求項8に記載の医療機器。

【請求項10】

重畠表示された前記第2の挿入経路画像の表示面積を算出する表示面積算出手段を具備し、

前記表示面積が第1の所定値以下の場合に、前記重畠画像生成手段が前記第2の挿入経路画像を強調表示することを特徴とする請求項9に記載の医療機器。

【請求項11】

重畠表示された前記第2の挿入経路画像の表示面積を算出する表示面積算出手段と、

前記挿入経路を含む平面と前記管腔の管腔壁との交差線である、補助挿入経路を算出する補助挿入経路算出手段と、を具備し、

前記表示面積が第2の所定値以下の場合に、前記重畠画像生成手段が前記補助挿入経路を示す補助経路画像を重畠表示することを特徴とする請求項9に記載の医療機器。

20

【請求項12】

前記重畠画像生成手段により生成された3次元モデル画像が、前記先端部の位置に基づいて選択されることを特徴とする請求項9に記載の医療機器。

【請求項13】

前記断層画像生成手段が、前記先端部の位置を含み、前記先端部の方向と平行な平面の断層画像を、さらに生成することを特徴とする請求項12に記載の医療機器。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、被検体の管腔に挿入する医療機器に関し、特に被検体の3次元画像データに基づき、精度の高い検査／処置を行う医療機器に関する。

【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

40

50

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標部位の診断が行われるようになっている。

【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2次元断層画像から、3次元画像が形成される。

【0004】

診断に用いられる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挿入部の先端部から生検針または生検鉗子等を突出して組織のサンプルを採取することが行われる。

10

【0005】

気管支のように、多段階の分岐を有する体内的管路では、異常部の所在が気管支の末梢にあるときには、先端部を短時間で正しく目標部位近傍に到達させることが難しい。このため、例えば、日本国特開2004-180940号公報および日本国特開2005-131042号公報には、被検体の3次元の画像データに、基づいて前記被検体の管路の3次元画像を形成し、3次元画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内視画像を前記画像データに基づいて形成し、表示する挿入ナビゲーションシステムが開示されている。

20

【0006】

また、日本国特開2003-265408号公報には、内視鏡先端部の位置を断層画像に重畠表示する内視鏡誘導装置が開示されている。

【0007】

しかし、公知の挿入ナビゲーションシステムでは、術者が、挿入操作中に、挿入経路の全体像を確認することは容易ではないことがあった。また内視鏡先端部の位置を断層画像に重畠表示する場合であっても、3次元的な位置を確認するには2枚以上の断層画像を用いる必要があり、視認性がよいとはいえないかった。

【0008】

このため、公知の挿入ナビゲーションシステムは、挿入部の先端部を目標部位まで容易に挿入できないことがあった。

30

【0009】

本発明の実施形態は、挿入部の先端部を目標部位まで挿入しやすい医療機器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】

【0010】

本発明の一の形態の医療機器は、予め取得した被検体の3次元画像データを記憶する記憶手段と、前記被検体の管腔に挿入された挿入手段の先端部の位置および方向を算出する位置算出手段と、前記3次元画像データに基づいて、前記被検体の管腔を介して前記先端部を目標位置まで挿入するための3次元の挿入経路を生成する経路生成手段と、前記先端部の位置および方向に基づいた2次元の断層画像を、前記3次元画像データから生成する断層画像生成手段と、前記3次元の挿入経路と前記2次元の断層画像とが3次元空間上で重畠された画像データから、前記3次元空間を所望の視線からの3次元モデル画像として表示可能に生成する重畠画像生成手段と、を具備する。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1実施形態の医療機器の気管支への挿入状態を説明するための3次元モデル図である。

【図2】第1実施形態の医療機器の構成を説明するための構成図である。

50

- 【図3A】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図3B】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図3C】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図3D】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図3E】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図3F】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図4】第1実施形態の医療機器の処理の流れを説明するためのフローチャートである。
- 【図5】第1実施形態の医療機器の目標位置設定画面を説明するための説明図である。
- 【図6】第1実施形態の医療機器の目標位置設定画面を説明するための説明図である。
- 【図7】第1実施形態の医療機器のナビゲーション画面を説明するための説明図である。 10
- 【図8】第1実施形態の医療機器が表示する重畠画像を説明するための3次元モデル図である。
- 【図9】第1実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【図10】第1実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【図11】第1実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【図12】第1実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【図13】第1実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【図14】第2実施形態の医療機器のナビゲーション画面を説明するための説明図である。 20
- 【図15】第2実施形態の変形例1の医療機器の構成を説明するための構成図である。
- 【図16A】第2実施形態の変形例1の医療機器が表示する重畠画像を説明するための構成図である。
- 【図16B】第2実施形態の変形例1の医療機器が表示する重畠画像を説明するための構成図である。
- 【図17】第2実施形態の変形例2の医療機器の構成を説明するための構成図である。
- 【図18A】第2実施形態の変形例2の医療機器が表示する重畠画像を説明するための説明図である。
- 【図18B】第2実施形態の変形例2の医療機器が表示する重畠画像を説明するための説明図である。 30
- 【図19A】第2実施形態の変形例2の医療機器が表示する補助経路を説明するための説明図である。
- 【図19B】第2実施形態の変形例2の医療機器が表示する補助経路を説明するための説明図である。
- 【図20】第3実施形態の医療機器の構成を説明するための構成図である。
- 【図21】第3実施形態の変形例の医療機器の構成を説明するための構成図である。
- 【図22】第4実施形態の医療機器の挿入部の先端部を説明するための説明図である。
- 【図23】第4実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【図24】第4実施形態の医療機器の処理の流れを説明するためのフローチャートである。 40
- 【図25】第5実施形態の医療機器の挿入部の先端部を説明するための説明図である。
- 【図26】第5実施形態の医療機器が表示する重畠画像の一例である。
- 【発明を実施するための最良の形態】
- 【0012】
- <第1実施形態>
- 以下、図面を参照して本発明の第1実施形態の医療機器1について説明する。図1に示すように、医療機器1は、内視鏡装置2の挿入部2Aの先端部2Cを、挿入開始位置である被検者7の咽頭部7Aから、複数の分岐部J1～J5を有する気管支9を介して、目標位置である目標部位9Gまで挿入するナビゲーションを行う。図1は、目標部位9Gに向けて挿入部2Aが挿入操作されている状態を示している3次元モデル図である。挿入部2Aは、内部を挿通するチャンネル8を有し、チャンネル挿入口8Aから挿入された処置具 50

6を、先端部2Cから突出させて、目標部位9Gの生検を行う。なお、以下の図において、Z軸方向は被検者7の体軸であり、X軸方向は被検者7の左右方向、Y軸方向は被検者7の前後方向である。

【0013】

後述するように、医療機器1では、挿入操作中に、そのときの先端部2Cの位置を含み、先端部2Cの方向に垂直な平面の断層画像（オブリーク画像）POと、3次元の挿入経路Rと、が重畠表示された3次元空間を示す3次元モデル画像である重畠画像PW1が、表示部4（図2参照）に表示される。3次元モデル図の視線LA（視点位置、視線方向、視線回転角）は、術者が任意に設定可能である。

【0014】

先端部2Cの位置変化について、すなわち挿入操作の進行について表示される断層画像POは自動的に更新される。なお、挿入部2Aの先端部2Cの位置を示す位置表示マークP2Cが、断層画像POに重畠表示されている。

【0015】

次に、図2を用いて、医療機器1の構成について説明する。医療機器1は、内視鏡装置2と、挿入支援を行うための本体部3と、表示手段である表示部4と、入力手段である入力部5と、を具備する。

【0016】

内視鏡装置2は、撮像手段である撮像部2Bが先端部2Cに配設された挿入手段である挿入部2Aと、挿入部2A等を制御する内視鏡制御部2Dと、を有する気管支鏡である。挿入部2Aの内部には、処置具6が挿通可能なチャンネル8が配設されている。目標部位9Gの近傍まで先端部2Cが挿入されると、先端部2Cのチャンネル開口8Eから処置具6を突出させて生検が行われる。

【0017】

本体部3は、内視鏡画像処理部11と、重畠画像生成手段である重畠画像生成部12と、位置算出手段である位置算出部20と、仮想内視鏡画像（Virtual Bronchus Scope画像：以下、「VBS画像」ともいう。）生成部13と、断層画像生成手段である断層画像生成部14と、記憶手段であるCT画像データ記憶部15と、芯線算出手段である芯線算出部16と、経路生成手段である経路生成部18と、制御手段である制御部10と、を有する。

【0018】

制御部10はナビゲーション全体の制御を行う。内視鏡画像処理部11は、撮像部2Bが撮像した画像を処理し、内視鏡画像（以下、「リアル画像」ともいう。）を出力する。CT画像データ記憶部15は、CT装置を用いて予め取得された被検体である被検者7の3次元画像データを記憶する。VBS画像生成部13は、3次元画像データから、先端部2Cの位置および方向および回転角（以下「位置等」ともいう）を視線パラメータとするVBS画像を生成する。

【0019】

位置算出部20は、気管支9に挿入された挿入部2Aの先端部2Cの位置等を算出する。芯線算出部16は気管支9の芯線Sを、3次元画像データから算出する。ここで、芯線Sとは気管支9の管路方向垂直面の重心点を結んだ線、すなわち、管腔長手方向の情報である。芯線Sとして、管腔の管路方向垂直面の中心点を結んだ中心線等の情報を用いてよい。

【0020】

経路生成部18は、入力部5を介して術者が設定した目標位置である目標部位9Gまでの芯線Sに沿った挿入経路Rを、3次元画像データから生成する。

【0021】

断層画像生成部14は、位置算出部20が算出した先端部2Cの3次元位置を含み、先端部2Cの方向に垂直な平面の断層画像POを、3次元画像データから生成する。

【0022】

10

20

30

40

50

重畠画像生成部 12 は、3 次元の挿入経路 R と断層画像生成部 14 が生成した断層画像 P O とを重畠した 3 次元空間を、所定の視線 L A から観察したときの 3 次元モデル画像である重畠画像 P W 1 を生成する。

【 0 0 2 3 】

表示部 4 は、挿入操作中は、リアル画像または V B S 画像の少なくともいずれかと、重畠画像 P W 1 と、を有するナビゲーション画像を表示する。

【 0 0 2 4 】

なお、本体部 3 の上記構成要素は独立したハードウェアである必要はなく、例えば C P U に読み込まれて動作するプログラムであってもよい。

【 0 0 2 5 】

ここで、図 3 A ~ 図 3 F を用いて断層画像生成部 14 が生成する断層画像について説明する。

【 0 0 2 6 】

図 3 A に示すアキシャル画像 P A は、被検者 7 の体軸に垂直な X Y 面の画像であり、図 3 B に示すコロナル画像 P C は、被検者 7 と向かい合う X Z 面の画像であり、図 3 C に示すサジタル画像 P S は、被検者 7 の側面方向の Y Z 面の画像である。そして、図 3 D に示すオブリーク画像 P O は、任意の平面の画像である。

【 0 0 2 7 】

また、図 3 E に示す複合断層画像は、2 つの直交する平面 P A と P C とからなる。直交する 2 つの平面を含む複合断層画像としては、他の平面の画像の組み合わせでもよい。さらに、前記オブリーク画像 P O および直交する平面の画像からなる複合断層画像であってもよい。また、図 3 F に示す複合断層画像は、直交する 3 つの平面を含む複合断層画像の例である。

【 0 0 2 8 】

次に、図 4 のフローチャートを用いて、医療機器 1 の処理の流れについて説明する。

【 0 0 2 9 】

<< 設定操作モード >>

最初に、図 5 に示す目標位置設定画面が表示部 4 に表示される。目標位置設定画面には、アキシャル画像 P A とコロナル画像 P C とサジタル画像 P S とが表示されている。

【 0 0 3 0 】

<ステップ S 1 0 > 断層画像作成

2 次元画像を表示する表示部 4 を用いて、目標部位 9 G を示す 3 次元座標を設定する必要があるため、最初に、3 種類の断層画像、アキシャル画像 P A とコロナル画像 P C とサジタル画像 P S と、が、被検者の 3 次元画像データから生成される。目標位置設定のための断層画像は、例えば体軸を Z 軸として作成される。

【 0 0 3 1 】

<ステップ S 1 1 > 目標位置設定

図 5 に示すように、表示部 4 に表示された目標位置設定画面を用いて目標部位 9 G が設定される。このために、目標位置設定画面に表示された、アキシャル画像 P A とコロナル画像 P C とサジタル画像 P S には、目標位置を示す目標位置マーク P 9 G と、が重畠されている。なお、図 5 に示した例では、挿入開始位置である咽頭部 7 A の位置を示す開始位置マーク P 7 A は、アキシャル画像 P A の表示範囲内にはあるが、コロナル画像 P C 、サジタル画像 P S の表示範囲外にある。

【 0 0 3 2 】

術者が、いずれかの断層画像に重畠表示された目標位置マーク P 9 G を、入力手段であるマウス等を用いて移動すると、他の断層画像に表示された目標位置マーク P 9 G も、それについて移動する。

【 0 0 3 3 】

なお、挿入開始位置も開始位置マーク P 7 A の移動操作により設定可能であってもよい。また、目標位置は点である必要はなく所定の体積を有する目標領域であってもよい。ま

10

20

30

40

50

た、より正確に目標位置を設定するために、断層画像を拡大表示してもよい。

【0034】

<ステップS12> 挿入経路算出

目標部位9Gが設定されると、経路生成部18が、挿入開始位置である咽頭部7Aから目標位置である目標部位9Gまでの挿入経路Rを、CT画像データ記憶部15に記憶されている3次元画像データから生成する。挿入経路Rは、3次元画像データの管腔断面の重心点または中心点をつないだ芯線Sのうち、目標部位9Gにつながる芯線である。

【0035】

経路生成部18は、複数の挿入経路を生成し、術者に選択を促してもよい。すなわち、目標部位9Gが複数の管腔の間に存在する場合、または、目標部位9Gが所定以上の体積を有する部位の場合等には、複数の挿入経路が算出される。

10

【0036】

図6に示すように、挿入経路Rが算出されると、挿入経路Rを示す経路画像PPRが、それぞれの断層画像に重畠された重畠画像PW2が表示される。ここで経路画像PPRは、3次元の挿入経路Rを、それぞれの断層画像の平面に投影した画像である。

【0037】

一方、VBS画像生成部13は、挿入経路Rにある分岐部J1～J4のVBS画像と、それぞれのVBS画像の縮小画像であるサムネイル画像とを、生成する。

【0038】

<<挿入ナビゲーションモード>>

20

図7に示すように、挿入操作が開始されると、表示部4には、ナビゲーション画面が表示される。ナビゲーション画面には、リアル画像RBSと、VBS画像VBSと、重畠画像PW1と、サムネイル画像と、分岐番号と、が表示されている。なお、図7は、先端部2Cが、4個の分岐部のうちの最初の分岐部J1にあるときのナビゲーション画面例である。サムネイル画像には、4個の分岐部J1～J4の縮小画像が表示されており、分岐部番号J1が大きく表示されている。

【0039】

<ステップS13> 先端部の位置および方向および回転角算出

位置算出部20は、先端部2Cの位置等を、リアルタイムまたは所定の時間間隔で、算出する。

30

【0040】

そして、位置算出部20は、VBS画像生成部13を制御して、CCD(2B)が撮影したリアル画像と類似したVBS画像を生成する。すなわち、VBS画像生成部13は、位置および方向および回転角(X1、Y1、Z1、a1、e1、r1)を視線パラメータとするVBS画像を生成する。ここで、(X、Y、Z)は3次元座標値を、(a)はアジャマス角度(azimuth angle)を、(e)はエレベーション角度(elevation angle)を、(r)は回転角(roll angle)を示している。

【0041】

そして、位置算出部20は、VBS画像とリアル画像との類似度を比較する。ここで、画像の類似度は、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、または、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。

40

【0042】

リアル画像とVBS画像とのマッチング処理は、リアル画像のフレーム単位で行われるため、実際の比較処理は静止内視鏡画像とVBS画像の類似度を基準に行われる。

【0043】

リアル画像とVBS画像Bとの類似度を比較し算出した両画像の誤差eが、所定の許容誤差e0よりも大きい場合には、位置算出部20は、値を変えた視線パラメータ値をVBS画像生成部13に出力する。VBS画像生成部13は新規な視線パラメータに従った、次の1枚のVBS画像を生成する。

【0044】

50

上記処理を繰り返し行うこと、すなわち、視線パラメータを変化させることで、VBS 画像生成部 13 が生成する VBS 画像 B は、徐々にリアル画像に類似した画像となっていき、何回かの繰り返し処理の後に、両画像の誤差 e は、許容誤差 e 0 以下となる。

【0045】

そして、位置算出部 20 は、リアル画像と類似した VBS 画像の視線パラメータをもとに、先端部 2C の位置等の情報 (X、Y、Z、a、e、r) を算出する。すなわち、位置算出部 20 が算出する先端部 2C の位置および方向および回転角は、より正確には、先端部 2C に配設されている撮像部 2B の視線位置および視線方向および回転角である。

【0046】

<ステップ S 14> 断層画像生成

10

断層画像生成部 14 は、位置算出部 20 が算出した先端部 2C の 3 次元位置 (X、Y、Z) を含む平面 P の断層画像を生成する。なお、術者は、図 3A ~ 図 3E に示した断面画像の中から所望の画像を選択することができる。好みの断層画像は、図 3F に示した、先端部 2C の方向と垂直な平面のオブリーク画像 PO、または、前記オブリーク画像 PO を含む複合断層画像である。術者が先端部 2C の位置および方向を最も容易に把握できるためである。

【0047】

<ステップ S 15> 重畠画像生成

重畠画像生成部 12 が、断層画像 PO と挿入経路 R との重畠画像 PW1 を生成する。

【0048】

20

図 8 に示すように、2 次元の断層画像 PO と、3 次元の挿入経路 R と、が配置されている 3 次元空間の、所望の視線 LA からの 3 次元モデル画像が、図 9 に示す重畠画像 PW1 である。

【0049】

図 9 に示す重畠画像 PW1 は、図 6 に示した目標位置設定画面の重畠画像 PW2 と類似しているように見える。しかし、重畠画像 PW2 では、経路画像は、3 次元の挿入経路 R を断層画像に投影した 2 次元の経路画像であり、また断層画像は予め定められた平面の断層像である。すなわち、重畠画像 PW2 は、通常の 2 次元画像である。

【0050】

これに対して、重畠画像 PW1 は、3 次元モデル画像であり、術者が視線 LA を任意に変更することにより、所望の状態に変えることができる。例えば、視線 LA を断層画像 PO の平面の延長線上に設定すれば、重畠画像 PW1 上の断層画像 PO は、線で表示される。また、重畠画像 PW1 では断層画像 PO は先端部 2C を含むため、術者は先端部 2C の周囲組織の情報を得ることができる。

30

【0051】

なお、重畠画像 PW1 においては、挿入経路 R を示す経路画像 PR と断層画像 PO との交点が、先端部 2C の位置であり、位置表示マーク P2C が表示されている。

【0052】

また、重畠画像生成部 12 は、挿入開始位置である咽頭部 7A の位置を示す開始位置マーク P7A から先端部 2C の位置を示す位置表示マーク P2C までの経路画像 PR1 を、位置表示マーク P2C から前記目標位置を示す目標位置マーク P9G までの経路画像 PR2 とは、識別可能な異なる線種で表示している。すなわち、経路画像 PR1 は点線で、経路画像 PR2 は主として実線で表示されている。さらに重畠画像生成部 12 は、経路画像 PR2 のうち、視線 LA から見て断層画像 PO の後側にある部分は破線で表示している。

40

【0053】

なお、重畠画像生成部 12 は、経路画像 PR1 と、経路画像 PR2 とを、識別するために、異なる色または太さで表示してもよい。また重畠画像生成部 12 は、経路画像 PR1 を表示しなくともよい。

【0054】

さらに、図 10 に示すように、重畠画像生成部 12 は、断層画像 PO として、複合断層

50

画像を用いた重畠画像 P W 1 A を生成してもよい。重畠画像 P W 1 A は、図 3 E に示した 2 つの直交する平面 P A と P C とからなる複合断層画像と挿入経路 R との 3 次元モデル画像である。重畠画像 P W 1 A では、平面 P A と先端部 7 C の方向と垂直な平面 P C との交差線上に先端部 7 C がある。

【 0 0 5 5 】

また、図 1 1 に示すように、重畠画像生成部 1 2 は、経路画像 P R に、それぞれの分岐部の位置を示す分岐部表示マーク P J 1 ~ P J 4 も重畠した重畠画像 P W 1 B を生成してもよい。

【 0 0 5 6 】

さらに、図 1 2 に示すように、重畠画像生成部 1 2 は、経路画像 P R として、挿入経路以外の芯線 S の画像 P R 2 を、重畠した重畠画像 P W 1 C を生成してもよい。ただし、多くの芯線 S を表示すると認識が困難となるために、図 1 2 に示すように、挿入経路から 1 分岐した芯線 S のみを表示する等の表示制限を行うことが好ましい。表示制限方法としては、所定数の分岐の芯線 S のみを表示したり、分岐部 J から所定の長さだけ芯線 S を表示したりしてもよい。

10

【 0 0 5 7 】

また、図 1 3 に示すように、重畠画像生成部 1 2 は、先端部 2 C の位置を含むアキシャル画像 P A を有する重畠画像 P W 1 D を生成してもよい。この場合には、重畠画像生成部 1 2 は、重畠画像 P W 1 D に、先端部 2 C の位置だけでなく先端部 2 C の方向も示す先端部表示マーク P 2 C D を表示してもよいし、方向のみを表示してもよい。すなわち、先端部表示マークは、先端部の位置または方向の少なくともいずれかを示していれば所定の効果が得られる。さらに重畠画像生成部 1 2 は、先端部表示マークに先端部 2 C の回転角を表示してもよい。

20

【 0 0 5 8 】

なお、図 1 3 においては、重畠画像生成部 1 2 は、すでに通過した挿入経路である、咽頭部 7 A から先端部 2 C の経路の経路画像 P R 1 を表示していないため、重畠画像の視認性がよい。

【 0 0 5 9 】

また、断層画像生成部 1 4 が、先端部 2 C の位置を含む、コロナル画像 P C またはサジタル画像 P S を生成してもよい。

30

【 0 0 6 0 】

すなわち、断層画像生成部 1 4 は、先端部 2 C の位置および方向に基づいた断層画像を生成するが、先端部 2 C の位置のみに基づく断層画像も生成可能である。

【 0 0 6 1 】

<ステップ S 1 6 > 重畠表示

重畠画像生成部 1 2 が生成した重畠画像 P W 1 が、リアル画像および V B S 画像とともに、表示部 4 に表示される。

【 0 0 6 2 】

なお、重畠画像 P W 1 は、常時、ナビゲーション画面に表示されていてもよいが、術者の設定により重畠画像 P W 1 を一時的に非表示としてもよいし、制御部 1 0 の制御のもと、自動的に重畠画像 P W 1 を非表示としてもよい。また、重畠画像 P W 1 に表示される断層画像の種類も術者の設定または制御部 1 0 の制御により変更されてもよい。

40

【 0 0 6 3 】

ナビゲーション画面に表示する画像は、先端部 2 C の位置に基づいて選択されてもよい。例えば、先端部 2 C が分岐部 J に近づいたときは、重畠画像 P W 1 を含むナビゲーション画面を表示する表示モードとし、先端部 2 C が分岐部 J を通過した後は、重畠画像 P W 1 を表示しないナビゲーション画面を表示する表示モードに切り替えてよい。

【 0 0 6 4 】

表示モードの切り替えは、後述するナビゲーションモードの切り替えと同様に、トリガ設定の有無により制御部 1 0 が制御する（図 2 4 参照）。

50

【0065】

<ステップS17> 終了?

目標部位9Gの近傍まで先端部2Cが挿入される(S17: Yes)まで、ステップS13からの処理が繰り返し行われる。

【0066】

目標部位9Gの近傍まで先端部2Cが挿入されると、挿入ナビゲーションモードは終了し、処置具6を、先端部2Cから突出させて、目標部位9Gの生検等が行われる。

【0067】

以上の説明のように、医療機器1は、表示部4に表示される重畳画像により、術者が先端部2Cの位置を容易に把握できる。さらに術者は、先端部2Cの近傍組織の状態を断層画像POにより把握できる。このため医療機器1は、挿入部2Aの先端部2Cを目標部位9Gまで挿入しやすい。10

【0068】

<第2実施形態>

以下、図面を参照して本発明の第2実施形態の医療機器1Aについて説明する。医療機器1Aは、医療機器1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0069】

図14に示すように、医療機器1Aでは、ナビゲーション画面にVBS画像が表示されておらず、リアル画像には挿入経路Rを示す第2の経路画像PR2が重畳表示されている。20

【0070】

リアル画像に第2の経路画像PR2を挿入するためには、まずリアル画像と対応したVBS画像に重畳される第2の経路画像PR2が生成され、そして、生成した第2の経路画像PR2がリアル画像に重畳される。

【0071】

術者は、リアル画像に重畳表示された第2の経路画像PR2により挿入経路Rを確認しながら、かつ、重畳画像PW1により先端部2Cの位置等を把握しながら、挿入操作を行うことができる。

【0072】

医療機器1Aは、医療機器1が有する効果を有し、さらにナビゲーション画面が単純で視認性に優れている。なお、医療機器1Aにおいても医療機器1で説明した各種の構成を用いることができるし、医療機器1Aの構成を医療機器1で用いることもできる。30

【0073】

<第2実施形態の変形例1、2>

以下、図面を参照して本発明の第2実施形態の変形例1の医療機器1Bおよび変形例2の医療機器1Cについて説明する。医療機器1B、1Cは、医療機器1Aと類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0074】

図15に示すように医療機器1Bは、表示面積算出手段である表示面積算出部30を備する。表示面積算出部30は、VBS画像に重畳表示された第2の経路PR2の表示面積を算出する。40

【0075】

挿入経路Rは所定の太さのある気管支9の中心である芯線Sに沿って算出されている。このため、図16Aに示すように、VBS画像に表示される第2の経路は、先端部2Cの方向等によっては、短くなる。すると、術者が正しい挿入経路Rを認識することが容易ではなくなる。

【0076】

しかし、図16Bに示すように、医療機器1Aでは、表示面積算出部30が算出した表示面積が第1の所定値以下の場合に、重畳画像生成部12が第2の経路画像PR2を強調50

表示する。

【0077】

例えば、表示面積算出部30は、 500×500 の画素で構成されているVBS画像の中の、第2の経路画像PR2の画素数Kをカウントする。そして、画素数Kが第1の所定値K1以下の場合に、重畳画像生成部12が経路画像PRを表示する線を、例えば、画素数がK1となるように太く表示する。すなわち、重畳表示される経路が短いほど、経路画像PRは太く表示される。

【0078】

また、リアル画像はハレーション等を起こすと部分的に真っ白になってしまうこともあるし、管腔内の色と第2の経路画像PR2の色との区別がつきにくくなることもある。このため、第2の経路画像PR2の強調表示方法としては、色または線種を変えてよいし、点滅表示するようにしてもよい。

10

【0079】

また、表示面積算出部30は、リアル画像RBSの全体ではなく、所定の注目領域(ROI)の範囲の画素について平均輝度を算出し、その平均輝度の変化に応じて第2の経路画像PR2の視認性が改善するように表示方法を変更してもよい。

【0080】

ROIとしては、第2の経路画像PR2を取り囲む範囲に設定することが好ましく、その形状は円、橢円、長方形、または正方形等のいずれであってもよい。また予め設定した形状に限られるものではなく、処理毎に第2の経路画像PR2を取り囲む範囲が最小面積となる図形を選択してもよいし、予め選択した図形を第2の経路画像PR2を取り囲む範囲に拡大縮小してもよい。

20

【0081】

一方、図17に示すように、第2実施形態の変形例2の医療機器1Cは、補助挿入経路生成手段である補助挿入経路生成部31を有する。

【0082】

図18Aに示すように、先端部2Cの位置または方向によっては、第2の経路画像PR2が極めて短く表示されたり、または全く表示されないことがある。すると、術者が正しい挿入経路を認識することが容易ではなくなる。

30

【0083】

しかし、図18Bに示すように、医療機器1Bでは、表示面積算出部30が算出した第2の経路画像PR2の表示面積が第2の所定値K2以下の場合に、重畳画像生成部12が第2の経路画像PR2に変えて、または第2の経路画像PR2とともに補助挿入経路画像PSRを重畳表示する。ここで、第2の所定値K2は、例えば0であってもよい。

【0084】

補助挿入経路生成部31は、管腔の3次元形状情報として、芯線情報だけでなく、ボリューム情報も用いる。すでに説明したように、芯線Sは管腔の管路方向垂直面の重心点を結んだ線であるが、ボリュームは管腔の管壁の位置を示す情報である。

【0085】

すなわち、図19Aに示すように、補助挿入経路生成部31は、挿入経路Rを含む面と、ボリューム情報である気管支9の管腔壁との交差線である、補助挿入経路SRを生成する。なお、図19Aは説明のため管腔が直管の場合を示している。このため、挿入経路Rを含む面は2次元の平面である。しかし、実際の管腔は湾曲しているため、挿入経路Rを含む面も湾曲した平面である。

40

【0086】

図19Aは、挿入経路Rを含む直交した2つの面により、4本の補助挿入経路SRが生成される場合を示している。このため、図19Bに示すように芯線S方向と視線方向LAが一致する場合でも、内視鏡画像には、4本の補助挿入経路画像PSRが重畳される。

【0087】

なお、補助挿入経路生成部31は、4本以上、例えば8本の補助挿入経路SRを生成し

50

てもよい。

【0088】

医療機器1Bおよび1Cは、医療機器1、1Aが有する効果を有し、さらにナビゲーション画面における挿入経路Rの視認性に優れている。なお、医療機器1Bおよび1Cにおいても医療機器1、1Aで説明した各種の構成を用いることができるし、医療機器1B、1Cの構成を医療機器1、1Aで用いることもできる。

【0089】

<第3実施形態>

以下、図面を参照して本発明の第3実施形態の医療機器1Dについて説明する。医療機器1Dは、医療機器1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

10

【0090】

図20に示すように、医療機器1Dの挿入部2Aの先端部2Cには位置センサである磁界センサ21が配設されており、位置算出部20Dは、磁界センサ21のデータから先端部2Cの位置および方向および回転角を算出する。

【0091】

磁界センサが、被検者7の外部に配設した複数の磁界発生アンテナ22からの磁界を検出することで、位置算出部20Dは、先端部2Cの位置等を検出する。すなわち、先端部2Cに配設された磁界センサ21の配設位置と撮像部2Bの配設位置とは既知であるため、位置算出部20Dは、撮像部2Bの視線位置および視線方向および回転角を検出する。なお、磁界検出センサとして、MRセンサ、ホール素子またはコイル等を用いることができる。

20

【0092】

医療機器1Dは、医療機器1と同じ効果を有する。なお、医療機器1Dにおいても医療機器1、1A～1Cで説明した各種の構成を用いることができるし、医療機器1Dの構成を医療機器1、1A～1Cで用いることもできる。

【0093】

<第3実施形態の変形例>

以下、図面を参照して本発明の第3実施形態の変形例の医療機器1DAについて説明する。医療機器1DAは、医療機器1Dと類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

30

【0094】

図21に示すように、医療機器1DAの処置具6の処置具先端部6Aには位置センサである磁界センサ21Dが配設されている。そして、挿入部2Aの挿入操作中は、処置具先端部6Aは挿入部2Aの先端部2Cに収容されている。このため、位置算出部20Dは、磁界センサ21Dのデータから先端部2Cの位置および方向および回転角を算出する。さらに処置具6を挿入操作中は、処置具先端部6Aの位置および方向および回転角を算出する。なお、処置具先端部6Aとは、処置具が針の場合には刃先であるが、生検鉗子の場合にはカップの中心であってもよく、ブラシの場合にはブラシの中心であってもよい。

【0095】

40

なお、気管支分岐への挿入を補助するために、処置具6として、先細り型で関節付きの先端部を手元操作で曲げられる鉗子である誘導子を用いる場合には、磁界センサ21Dは誘導子の先端部に配設されていてもよい。

【0096】

医療機器1DAは医療機器1Dと同じ効果を有し、さらに、チャンネル開口8Eから突出した処置具先端部6Aの位置情報を取得することができる。

【0097】

<第4実施形態>

以下、図面を参照して本発明の第4実施形態の医療機器1Eについて説明する。医療機器1Eは、医療機器1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略

50

する。

【0098】

医療機器1Eは、挿入部2Aの先端部2Cが、目標部位9Gの近傍まで到達すると、ナビゲーション画面に表示される断層画像が変化する。言い換えれば、表示部4が表示する画像が、先端部2Cの位置に基づいて制御部10により選択される。より具体的には、先端部2Cの位置と目標部位9Gの位置との距離が所定値以下となった場合、または、最後の分岐部を通過した場合等には、ナビゲーションモードが、挿入部挿入支援モードから、処置具操作支援モードに切り替わる。もちろん術者が、ナビゲーションモードを選択してもよい。

【0099】

ここで、図22に示すように医療機器1Eの先端部2Cには、撮像部2B、照明部2B1が配設されており、チャンネル開口8Eからは処置具6が突出可能である。チャンネル開口8Eの位置と撮像部2Bの位置とは異なる。より正確な処置具操作支援を行うために、ナビゲーションモードが処置具操作支援モードに切り替わると、医療機器1Eでは、先端部2Cの位置としてチャンネル開口8Eの位置を用いることが好ましい。

10

【0100】

そして、断層画像生成部14は、チャンネル開口8Eの位置を含み、チャンネル8の軸方向に平行な平面、すなわち先端部2Cの方向と平行な平面の断層画像PPEを生成する。さらに、図23に示すように、重畠画像生成部12は、断層画像PPEにチャンネル8の延長線P8Sを重畠表示した重畠画像PW1Eを生成する。延長線8Sは処置具6がチャンネル開口8Eから突出する方向を示している。

20

【0101】

延長線P8Sには目盛りが付加されていたり、長さに応じて色が変えられたりしてもよい。また、延長線P8Sの方向は、先端部2Cの方向に対して所定の角度を有していてもよく、その角度は術者が任意に変更可能である。

【0102】

ここで、図24のフローチャートを用いて、医療機器1Eにおけるナビゲーションモードの切り替えについて説明する。

【0103】

<ステップS20～S23>

30

図4を用いて説明した第1実施形態の医療機器1のステップS10～S13と同様である。

【0104】

<ステップS24>トリガ算出

医療装置1Eでは、S21にて算出した先端部2Cの位置に応じてトリガが制御部10により設定される。例えば、トリガは、先端部2Cの位置と目標部位9Gとの距離が所定値以下になった場合に設定される。ここで、先端部2Cの位置と目標部位9Gとの距離は、直線距離でもよいし、芯線Sを介した挿入経路距離でもよい。

【0105】

また、例えば、トリガは、先端部2Cの位置の気管支9の内径が所定値以下になった場合、または、先端部2Cの位置の気管支9の内径と挿入部2Aの外径との差が所定値以下になった場合に設定される。

40

【0106】

また、トリガは制御部10により自動的に設定されるだけでなく、術者の入力部5を介した設定操作によって設定されてもよい。または、リアル画像に処置具6の画像が映ったこと、すなわち、術者がチャンネル開口8Eから処置具6を突出して生検を開始したことを検出してトリガを設定してもよい。

【0107】

例えば、処置具6がチャンネル開口8Eから突出すると、リアル画像の所定の注目領域(ROI)の範囲の画素の輝度が上がる。このためROIについて平均輝度を算出し、そ

50

の平均輝度の変化に応じてトリガを設定してもよい。

【0108】

<ステップS25>トリガON? <ステップS26>モード切り替え

トリガがONの場合(YES)、ステップS26においてナビゲーションモードが切り替わる。これに対してトリガがOFFの場合(NO)、今までのナビゲーションモードが継続する。

【0109】

<ステップS27～S30>

図4を用いて説明した第1実施形態の医療機器1のステップS14～S17と同様である。

10

【0110】

医療機器1Eは、医療機器1等と同じ効果を有し、さらに先端部2Cが目標部位9Gの近傍まで挿入された後も、さらに処置具操作支援を行う。なお、医療機器1Eにおいても医療機器1、1A～1Dで説明した各種の構成を用いることができるし、医療機器1Eの構成を医療機器1、1A～1Dで用いることもできる。

【0111】

<第5実施形態>

以下、図面を参照して本発明の第5実施形態の医療機器1Fについて説明する。医療機器1Fは、医療機器1と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

20

【0112】

図24に示すように、医療機器1Fの内視鏡装置2Fは、円弧状の範囲を走査するコンベックス走査方式の超音波振動子40を先端部2Cに有している。術者は超音波画像によりリンパ節または血管等の位置を確認することができる。

【0113】

そして、断層画像生成部14は、先端部2Cが目標部位9Gの近傍まで挿入されると、ナビゲーションモードが処置具操作支援モードに切り替わり、先端部2Cの位置を含み、超音波振動子40の走査平面の断層画像PPF(図26参照)を生成する。

【0114】

さらに、図25に示すように、処置具操作支援モードでは、重畠画像生成部12は、断層画像PPFに超音波振動子40の走査範囲41と、チャンネル開口8Eから突出した処置具6が処置可能な範囲6Eと、を重畠表示した重畠画像PW1Fを生成する。

30

【0115】

術者は、3次元モデル画像である重畠画像PW1Fの、視線位置等を変更することで、走査範囲41と処置可能な範囲6Eとの3次元の関係を把握することができる。

【0116】

なお、医療機器1Fにおいても、ナビゲーションモードの切り替えは、第4実施形態の医療機器1Eと同様に、トリガの設定を検出することにより行われる。

【0117】

医療機器1Fは、医療機器1等と同じ効果を有し、さらに先端部2Cが目標部位9Gの近傍まで挿入された後も、さらに処置具操作支援を行う。なお、医療機器1Fにおいても医療機器1、1A～1Eで説明した各種の構成を用いることができるし、医療機器1Fの構成を医療機器1、1A～1Eで用いることもできる。

40

【0118】

なお、実施形態の医療機器は、スクリーニングのように目的部位を確定しないで全体を観察するときにも使用できる。この場合には挿入経路に替えて内視鏡先端の軌跡を表示する。軌跡を構成する点は、位置算出手段で求めた位置でもよいし、求めた位置近傍にある管腔臓器の中心線上の点でもよい。また表示する軌跡は、それまでの内視鏡先端の全ての移動を示す移動履歴でもよいし、所定期間または所定空間範囲内の軌跡のみでもよい。また、軌跡に管腔臓器の中心線を重畠表示することにより、どの部位まで観察したのかの判

50

別が容易となる。

【0119】

スクリーニングのときには、所定の部位まで内視鏡先端を挿入後に、例えば、カリーナまで内視鏡を引き抜いたときにも、それまでの内視鏡先端の全ての移動を示す軌跡を表示しておいてもよい。そのときには、カリーナよりも深部側の内視鏡先端位置を示す線、すなわち軌跡は別色で表示したり点線で表示したりして判別可能とすることが好ましい。

【0120】

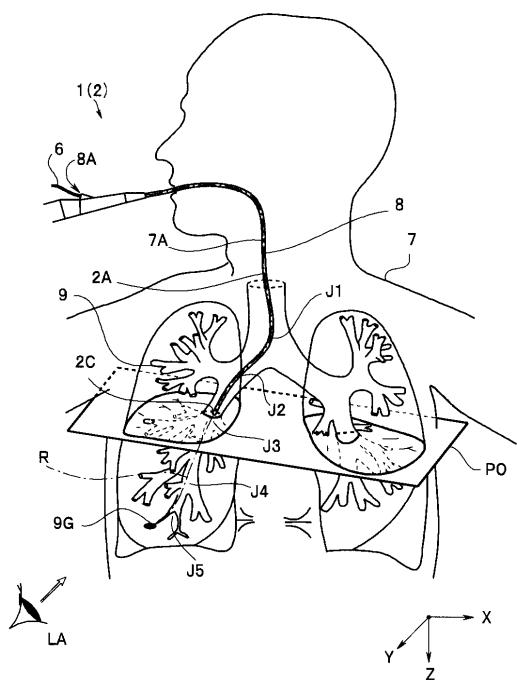
すなわち、本発明は、上述した実施形態または変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。例えばすでに説明したように上述した実施形態および変形例は適宜、組み合わせてもよい。

10

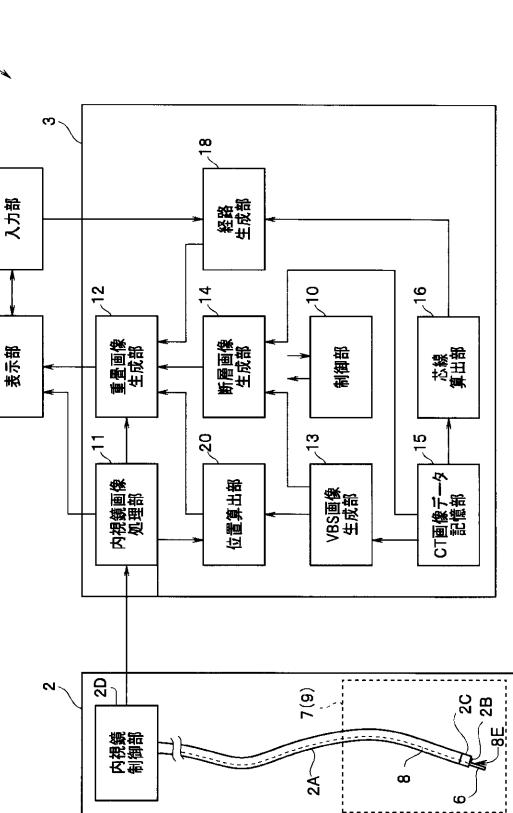
【0121】

本出願は、2011年1月24日に日本国に出願された特願2011-012103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、図面に引用されたものとする。

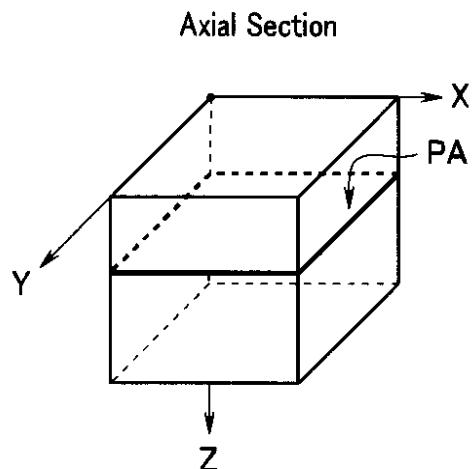
【図1】



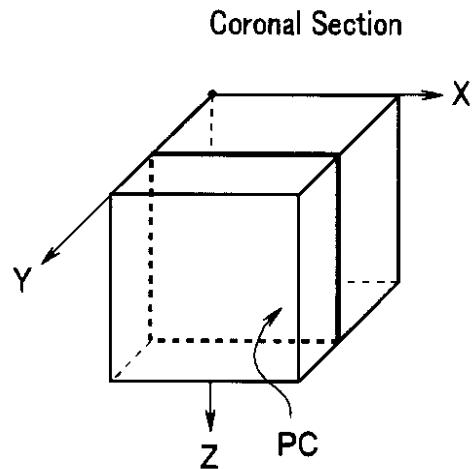
【図2】



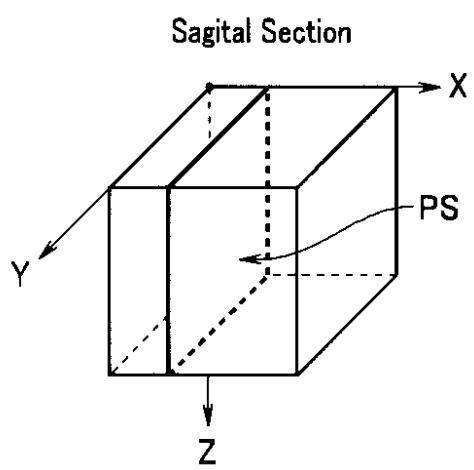
【図3A】



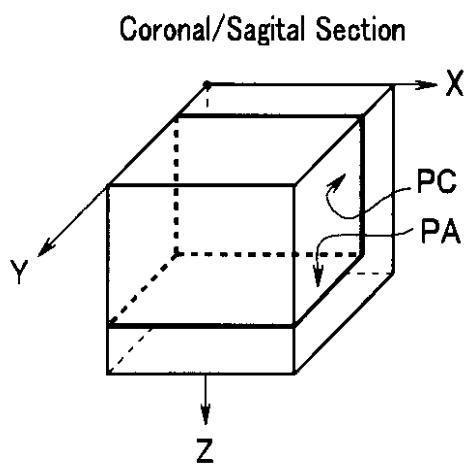
【図3B】



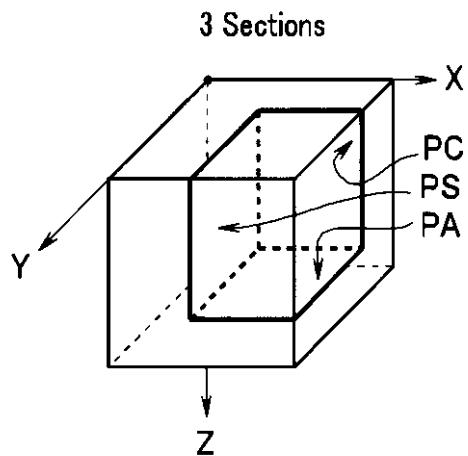
【図3C】



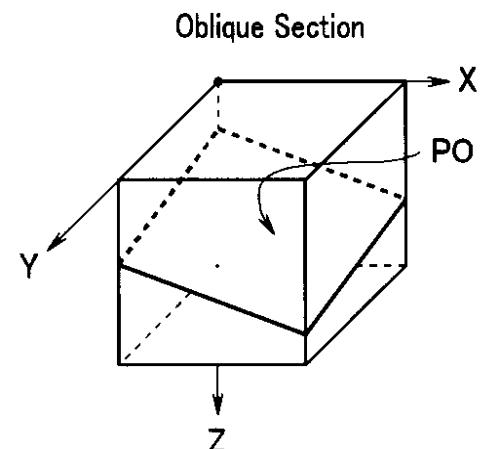
【図3D】



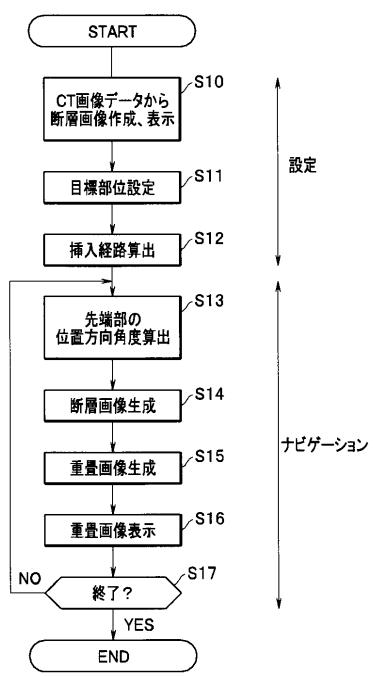
【図3E】



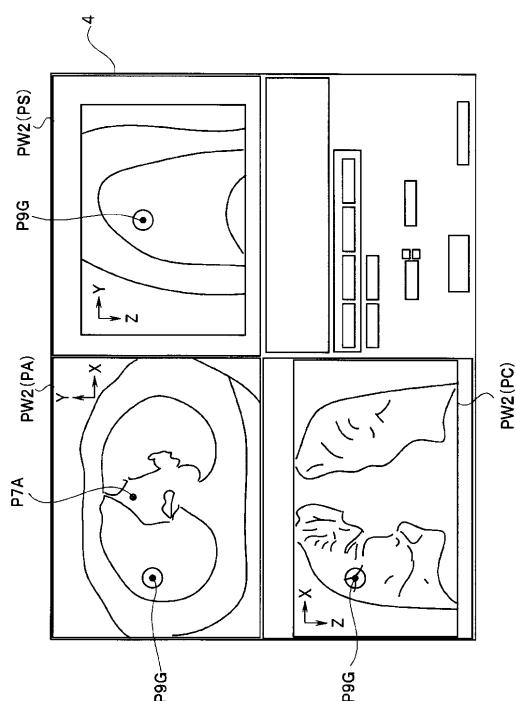
【図3F】



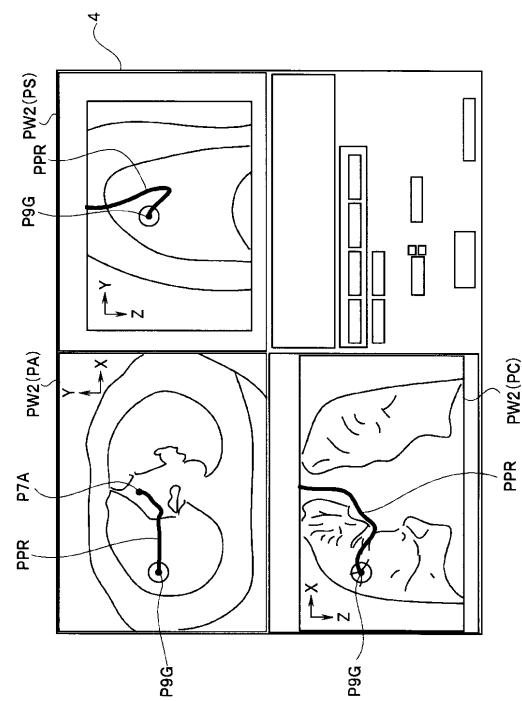
【図4】



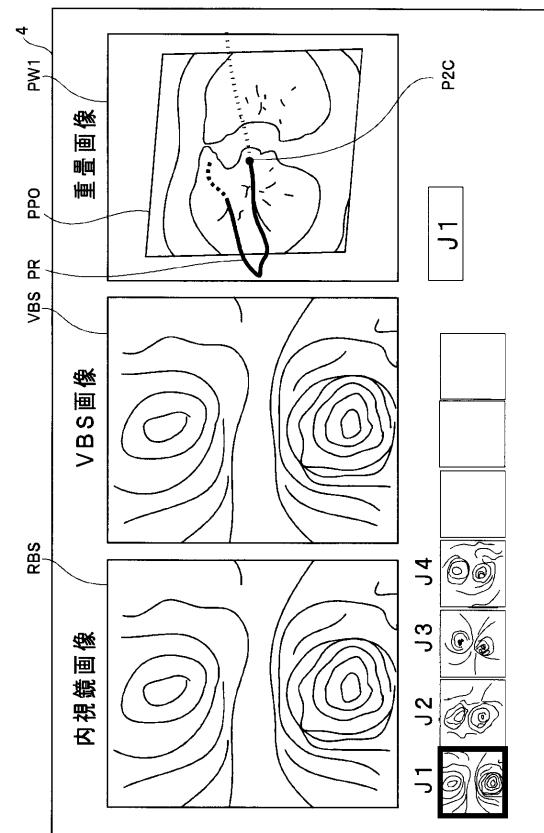
【図5】



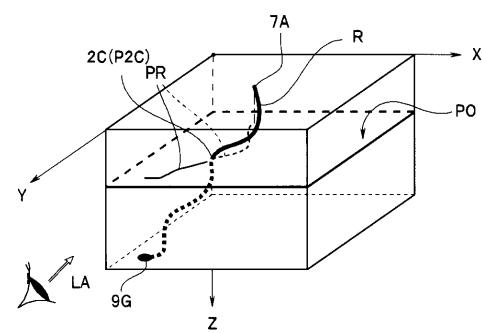
【図6】



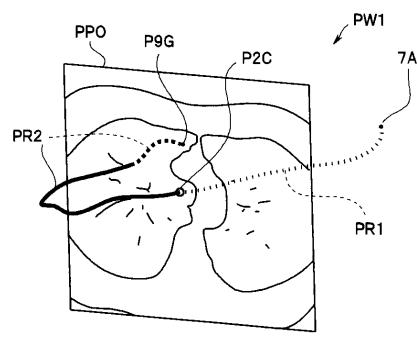
【図7】



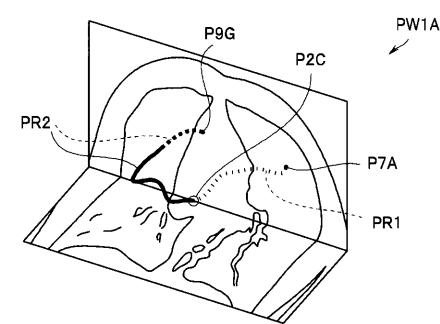
【図8】



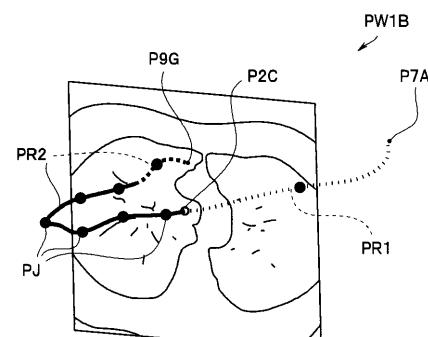
【図9】



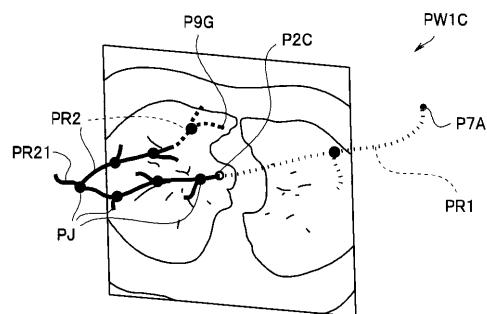
【図10】



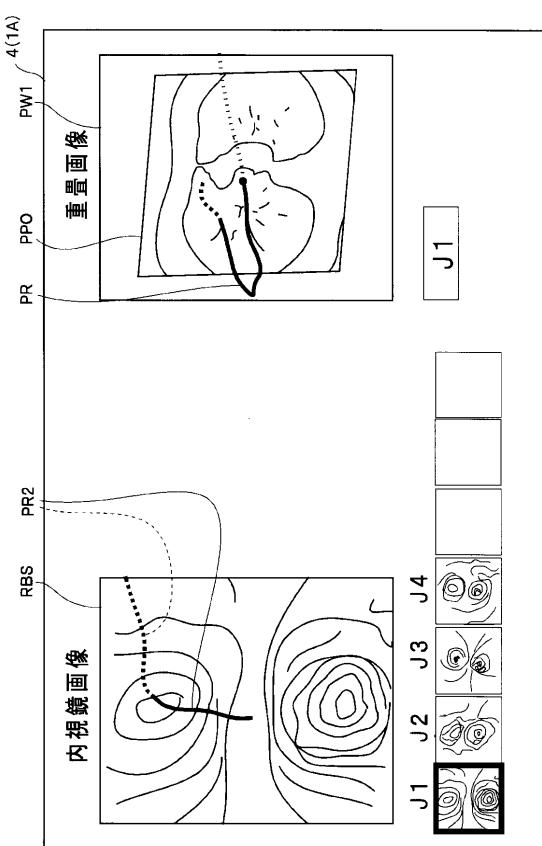
【図11】



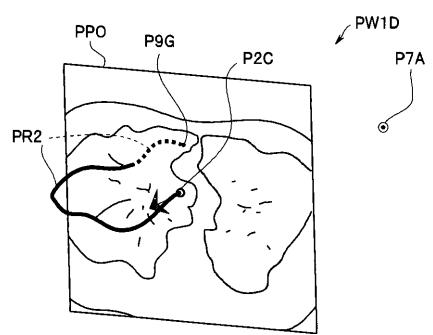
【図12】



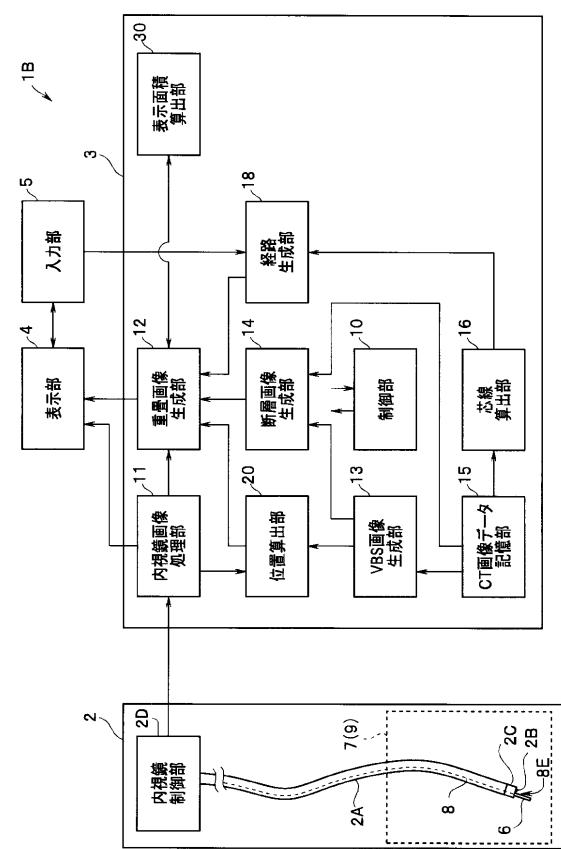
【図14】



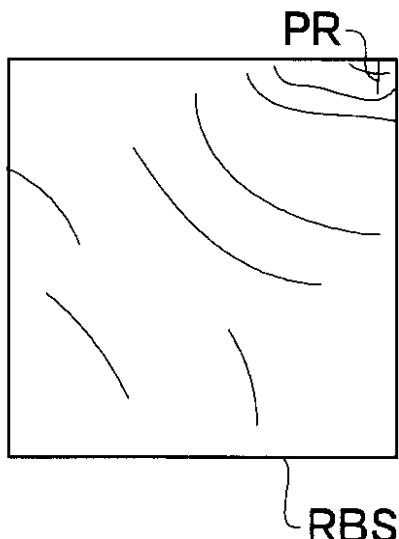
【図13】



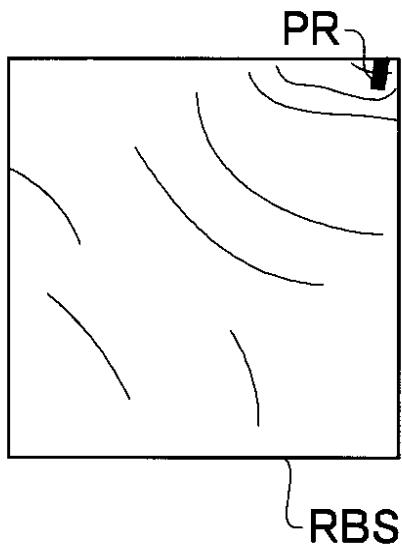
【図15】



【図16A】

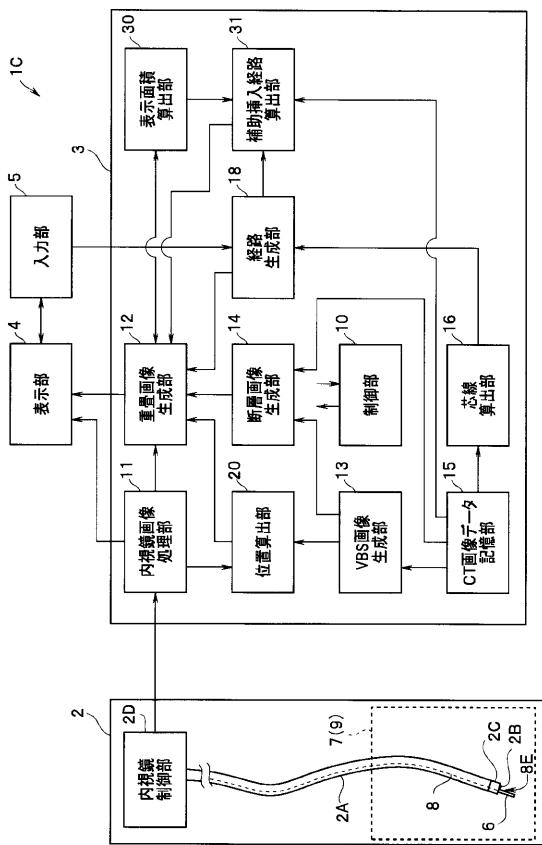


【図 16 B】

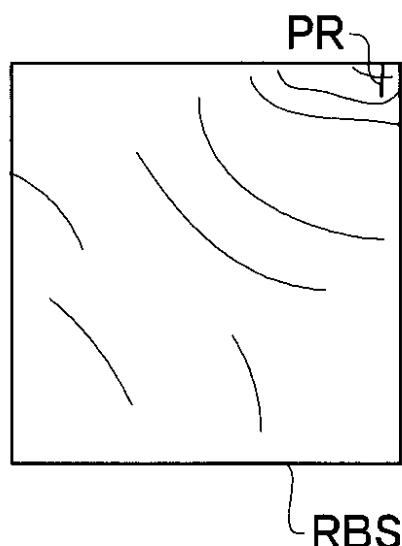


RBS

【図 17】

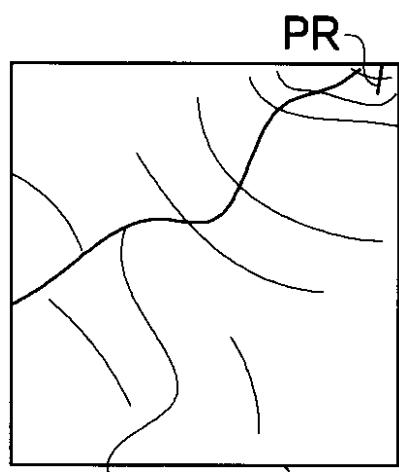


【図 18 A】



RBS

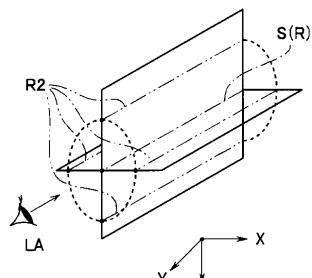
【図 18 B】



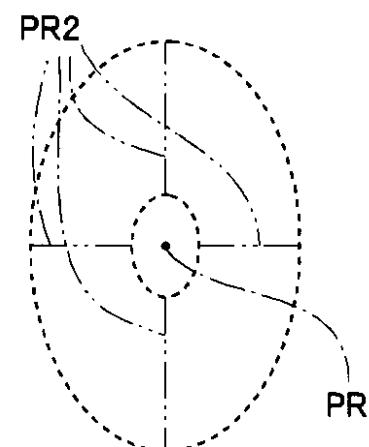
PR2

RBS

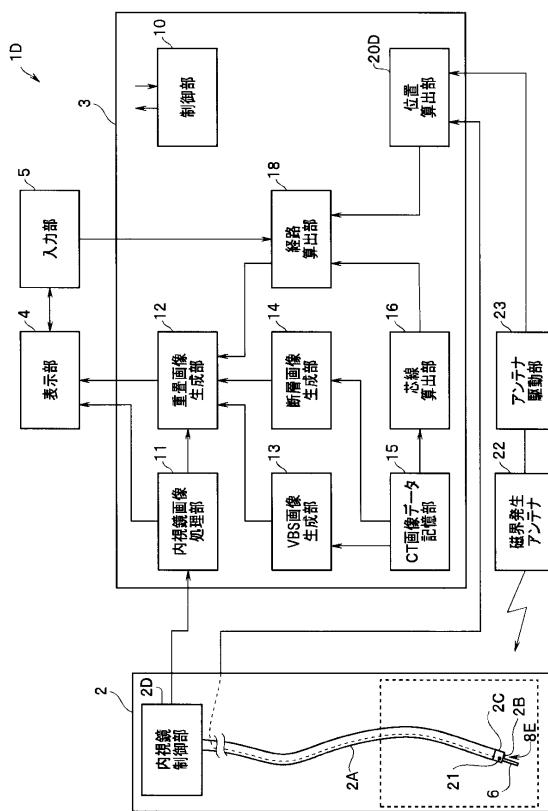
【図 19 A】



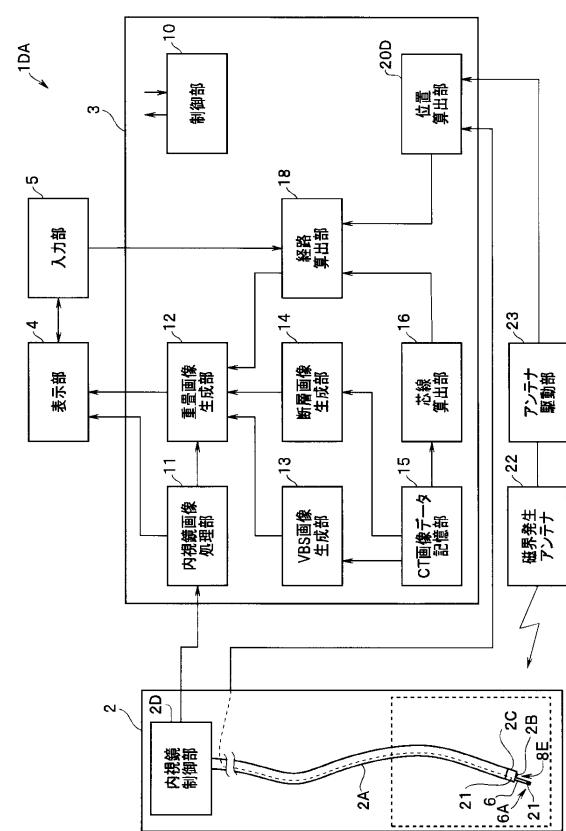
【図 19 B】



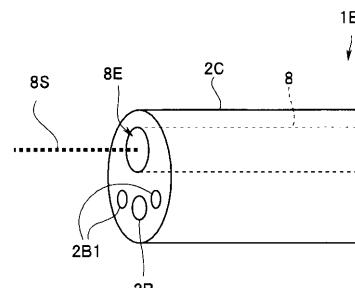
【図 20】



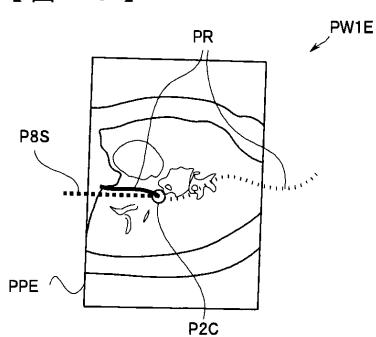
【図 21】



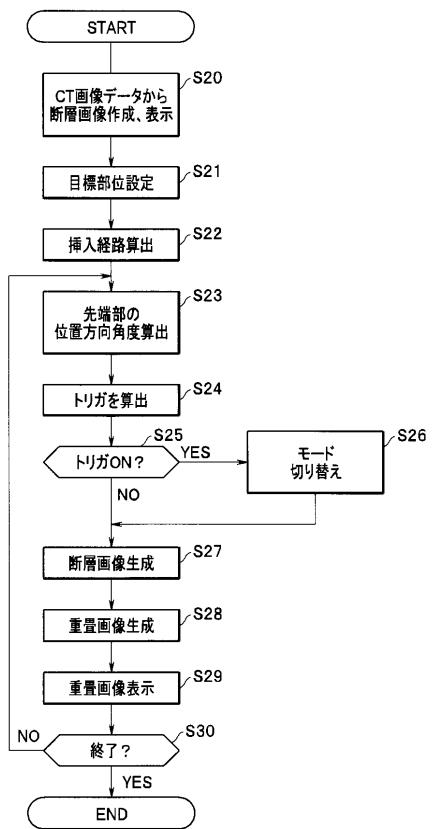
【図 22】



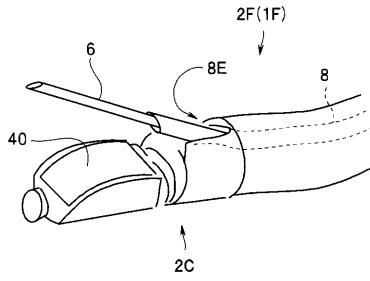
【図 23】



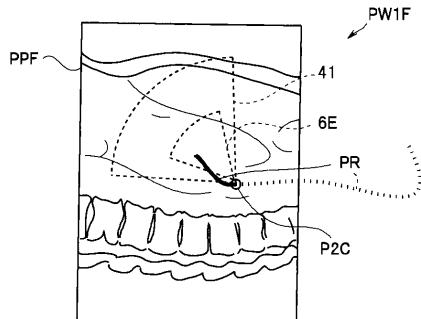
【図24】



【図25】



【図26】



フロントページの続き

審査官 原 俊文

- (56)参考文献 特表2010-517632(JP,A)
特開2004-089483(JP,A)
特開2006-181110(JP,A)
特開2005-304937(JP,A)
国際公開第2007/129493(WO,A1)
特許第4728456(JP,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

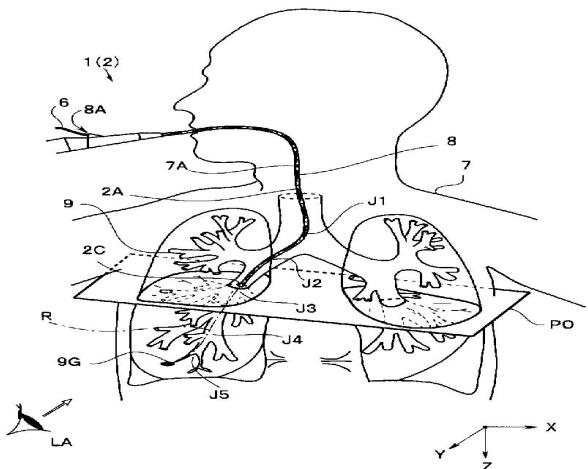
A61B 1/04

A61B 6/03

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP5160699B2	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	JP2012533423	申请日	2011-11-08
[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	大西順一 秋本俊也 伊藤満祐		
发明人	大西 順一 秋本 俊也 伊藤 満祐		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B6/032 A61B6/466 A61B8/523 A61B8/5261 A61B34/20 A61B34/25 A61B2034/2051 A61B2090/365 A61B2090/378		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.320.Z A61B6/03.360.G A61B6/03.377		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2011012103 2011-01-24 JP		
其他公开文献	JPWO2012101888A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

【图 1】



医疗设备1包括插入到对象7的支气管9中的插入单元，存储预先获取的对象7的三维图像数据的CT图像数据存储单元15，以及支气管中的插入单元2A。位置计算单元20，用于计算远端部分2C的位置和方向;以及路径生成单元18，用于基于三维图像生成用于经由支气管9将远端部分2C插入目标部位9G的插入路径R.并且，断层图像生成单元14和叠加图像生成单元12，断层图像生成单元14基于来自三维图像数据的尖端2C的位置和方向生成断层图像，叠加图像生成单元12生成叠加图像PW1，其中叠加插入路径R和断层图像PO。并且显示单元4用于显示叠加图像PW1。