

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02012/101888

発行日 平成26年6月30日 (2014. 6. 30)

(43) 国際公開日 平成24年8月2日 (2012. 8. 2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 1 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 8/12	
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

出願番号	特願2012-533423 (P2012-533423)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/075686	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成23年11月8日 (2011. 11. 8)	(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
(11) 特許番号	特許第5160699号 (P5160699)	(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
(45) 特許公報発行日	平成25年3月13日 (2013. 3. 13)	(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
(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)		

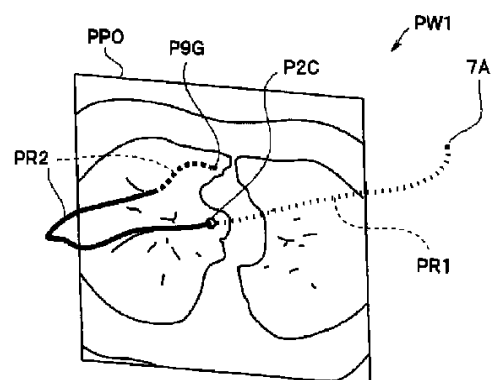
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器

(57) 【要約】

医療機器1は、被検者7の気管支9に挿入される挿入部と、予め取得した被検者7の3次元画像データを記憶するCT画像データ記憶部15と、気管支内における挿入部2Aの先端部2Cの位置および方向を算出する位置算出部20と、3次元画像に基づいて気管支9を介して先端部2Cを目標部位9Gまで挿入するための挿入経路Rを生成する経路生成部18と、先端部2Cの位置および方向に基づいた断層画像を3次元画像データから生成する断層画像生成部14と、挿入経路Rと断層画像POとを重畳した重畳画像PW1を生成する重畳画像生成部12と、重畳画像PW1を表示する表示部4と、を具備する。

【図9】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の管腔に挿入される挿入手段と、
予め取得した前記被検体の 3 次元画像データを記憶する記憶手段と、
前記管腔内における前記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 次元画像に基づいて、前記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、

前記挿入経路と前記断層画像とを重畳した重畳画像を生成する重畳画像生成手段と、
前記重畳画像を表示する表示手段と、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、前記重畳画像に、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】

前記重畳画像生成手段が、前記挿入経路に、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 5】

前記重畳画像生成手段が、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】

前記重畳画像生成手段が、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】

前記挿入手段が、前記先端部に内視鏡画像を撮像する撮像手段を有し、
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を具備し、
前記表示手段が、さらに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を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 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

【請求項 9】

前記重畳画像生成手段が、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畳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】

重畳表示された前記第 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、前記重畳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】

重畳表示された前記第 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、

10

20

30

40

50

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、前記重畳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畳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12】

前記先端部に配設された位置センサを具備し、

前記位置算出手段が、前記位置センサのデータから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1に記載の医療機器。

【請求項13】

前記先端部のチャンネル開口から突出する、処置具先端部に位置センサを有する処置具、を具備し、

前記位置算出手段が、前記位置センサのデータから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1に記載の医療機器。

【請求項14】

前記表示手段が表示する画像が、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15】

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14に記載の医療機器。

【請求項16】

前記挿入手段が、内部を挿通し前記先端部にチャンネル開口のあるチャンネルを有し、前記断層画像生成手段が、前記先端部の方向と平行な平面の前記断層画像を生成するときには、前記先端部の位置として前記チャンネル開口の位置に基づいて、前記断層画像を生成することを特徴とする請求項15に記載の医療機器。

【請求項17】

前記挿入手段が、コンベックス走査方式の超音波振動子を前記先端部に有し、

前記断層画像生成手段が生成する前記先端部の方向と平行な平面の前記断層画像が、前記超音波振動子の走査平面の断層画像であることを特徴とする請求項16に記載の医療機器。

【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標部位の診断が行われるようになってきている。

【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

20

30

40

50

【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内の管路の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。

【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畳表示する内視鏡誘導装置が開示されている。

10

【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畳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。

【0009】

20

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、被検体の管腔に挿入される挿入手段と、予め取得した前記被検体の3次元画像データを記憶する記憶手段と、前記管腔内における前記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次元画像に基づいて、前記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、前記挿入経路と前記断層画像とを重畳した重畳画像を生成する重畳画像生成手段と、前記重畳画像を表示する表示手段と、を具備する。

30

【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。

【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。

【図8】第1実施形態の医療機器が表示する重畳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畳画像の一例である。

40

50

【図 1 0】第 1 実施形態の医療機器が表示する重畳画像の一例である。

【図 1 1】第 1 実施形態の医療機器が表示する重畳画像の一例である。

【図 1 2】第 1 実施形態の医療機器が表示する重畳画像の一例である。

【図 1 3】第 1 実施形態の医療機器が表示する重畳画像の一例である。

【図 1 4】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。

【図 1 5】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 1 6 A】第 2 実施形態の変形例 1 の医療機器が表示する重畳画像を説明するための構成図である。

【図 1 6 B】第 2 実施形態の変形例 1 の医療機器が表示する重畳画像を説明するための構成図である。

【図 1 7】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 1 8 A】第 2 実施形態の変形例 2 の医療機器が表示する重畳画像を説明するための説明図である。

【図 1 8 B】第 2 実施形態の変形例 2 の医療機器が表示する重畳画像を説明するための説明図である。

【図 1 9 A】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 1 9 B】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 2 0】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 2 1】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 2 2】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 2 3】第 4 実施形態の医療機器が表示する重畳画像の一例である。

【図 2 4】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。

【図 2 5】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 2 6】第 5 実施形態の医療機器が表示する重畳画像の一例である。

【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 2 A の先端部 2 C を、挿入開始位置である被検者 7 の咽頭部 7 A から、複数の分岐部 J 1 ~ J 5 を有する気管支 9 を介して、目標位置である目標部位 9 G まで挿入するナビゲーションを行う。図 1 は、目標部位 9 G に向けて挿入部 2 A 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 2 A 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 8 A から挿入された処置具 6 を、先端部 2 C から突出させて、目標部位 9 G 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 2 C の位置を含み、先端部 2 C の方向に垂直な平面の断層画像（オブリーク画像）P O と、3 次元の挿入経路 R と、が重畳表示された 3 次元空間を示す 3 次元モデル画像である重畳画像 P W 1 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 L A（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 2 C の位置変化につれて、すなわち挿入操作の進行につれて表示される断層画像 P O は自動的に更新される。なお、挿入部 2 A の先端部 2 C の位置を示す位置表示マーク P 2 C が、断層画像 P O に重畳表示されている。

【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。

10

【0017】

本体部3は、内視鏡画像処理部11と、重畳画像生成手段である重畳画像生成部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。

20

【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もよい。

30

【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】

重畳画像生成部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POとを重畳した3次元空間を、所定の視線LAから観察したときの3次元モデル画像である重畳画像PW1を生成する。

40

【0023】

表示部4は、挿入操作中は、リアル画像またはVBS画像の少なくともいずれかと、重畳画像PW1と、を有するナビゲーション画像を表示する。

【0024】

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CPUに読み込まれて動作するプログラムであってもよい。

【0025】

ここで、図3A～図3F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。

【0026】

50

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。

10

【 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。

20

【 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、が重畳されている。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。

30

【 0 0 3 2 】

術者が、いずれかの断層画像に重畳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、それにつれて移動する。

【 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。

【 0 0 3 4 】

< ステップ S 1 2 > 挿入経路算出

40

目標部位 9 G が設定されると、経路生成部 1 8 が、挿入開始位置である咽頭部 7 A から目標位置である目標部位 9 G までの挿入経路 R を、C T 画像データ記憶部 1 5 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 9 G につながる芯線である。

【 0 0 3 5 】

経路生成部 1 8 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 9 G が複数の管腔の間に存在する場合、または、目標部位 9 G 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。

【 0 0 3 6 】

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 P P R が、

50

それぞれの断層画像に重畳された重畳画像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>>

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、重畳画像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。

【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。

【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】

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く、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e0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S14> 断層画像生成

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。好ましい断層画像は、図3Fに示した、

10

20

30

40

50

先端部 2 C の方向と垂直な平面のオブリーク画像 P O、または、前記オブリーク画像 P O を含む複合断層画像である。術者が先端部 2 C 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 1 5> 重畳画像生成

重畳画像生成部 1 2 が、断層画像 P O と挿入経路 R との重畳画像 P W 1 を生成する。

【0048】

図 8 に示すように、2 次元の断層画像 P O 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 L A からの 3 次元モデル画像が、図 9 に示す重畳画像 P W 1 である。

10

【0049】

図 9 に示す重畳画像 P W 1 は、図 6 に示した目標位置設定画面の重畳画像 P W 2 と類似しているようにも見える。しかし、重畳画像 P W 2 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、重畳画像 P W 2 は、通常の 2 次元画像である。

【0050】

これに対して、重畳画像 P W 1 は、3 次元モデル画像であり、術者が視線 L A 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 L A を断層画像 P O の平面の延長上に設定すれば、重畳画像 P W 1 上の断層画像 P O は、線で表示される。また、重畳画像 P W 1 では断層画像 P O は先端部 2 C を含むため、術者は先端部 2 C の周囲組織の情報を得ることができる。

20

【0051】

なお、重畳画像 P W 1 においては、挿入経路 R を示す経路画像 P R と断層画像 P O との交点が、先端部 2 C の位置であり、位置表示マーク P 2 C が表示されている。

【0052】

また、重畳画像生成部 1 2 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 から先端部 2 C の位置を示す位置表示マーク P 2 C までの経路画像 P R 1 を、位置表示マーク P 2 C から前記目標位置を示す目標位置マーク P 9 G までの経路画像 P R 2 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 P R 1 は点線で、経路画像 P R 2 は主として実線で表示されている。さらに重畳画像生成部 1 2 は、経路画像 P R 2 のうち、視線 L A から見て断層画像 P O の後側にある部分は破線で表示している。

30

【0053】

なお 重畳画像生成部 1 2 は、経路画像 P R 1 と、経路画像 P R 2 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。また重畳画像生成部 1 2 は、経路画像 P R 1 を表示しなくともよい。

【0054】

さらに、図 10 に示すように、重畳画像生成部 1 2 は、断層画像 P O として、複合断層画像を用いた重畳画像 P W 1 A を生成してもよい。重畳画像 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。重畳画像 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。

40

【0055】

また、図 11 に示すように、重畳画像生成部 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 も重畳した重畳画像 P W 1 B を生成してもよい。

【0056】

さらに、図 12 に示すように、重畳画像生成部 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、重畳した重畳画像 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 12 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

50

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。

【0057】

また、図 13 に示すように、重畳画像生成部 12 は、先端部 2C の位置を含むアキシアル画像 PA を有する重畳画像 PW1D を生成してもよい。この場合には、重畳画像生成部 12 は、重畳画像 PW1D に、先端部 2C の位置だけでなく先端部 2C の方向も示す先端部表示マーク P2CD 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。さらに重畳画像生成部 12 は、先端部表示マークに先端部 2C の回転角を表示してもよい。

10

【0058】

なお、図 13 においては、重畳画像生成部 12 は、すでに通過した挿入経路である、咽頭部 7A から先端部 2C の経路の経路画像 PR1 を表示していないため、重畳画像の視認性がよい。

【0059】

また、断層画像生成部 14 が、先端部 2C の位置を含む、コロナル画像 PC またはサジタル画像 PS を生成してもよい。

【0060】

すなわち、断層画像生成部 14 は、先端部 2C 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 2C の位置のみに基づく断層画像も生成可能である。

20

【0061】

<ステップ S16> 重畳表示

重畳画像生成部 12 が生成した重畳画像 PW1 が、リアル画像および VBS 画像とともに、表示部 4 に表示される。

【0062】

なお、重畳画像 PW1 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畳画像 PW1 を一時的に非表示としてもよいし、制御部 10 の制御のもと、自動的に重畳画像 PW1 を非表示としてもよい。また、重畳画像 PW1 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 10 の制御により変更されてもよい。

【0063】

30

ナビゲーション画面に表示する画像は、先端部 2C の位置に基づいて選択されてもよい。例えば、先端部 2C が分岐部 J に近づいたときは、重畳画像 PW1 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 2C が分岐部 J を通過した後は、重畳画像 PW1 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もよい。

【0064】

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 10 が制御する（図 24 参照）。

【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。

40

【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。

【0068】

50

<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。

【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。

【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を具備する。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。

【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もよいし、点滅表示するようにしてもよい。

【0079】

10

20

30

40

50

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、楕円、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。

【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もある。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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

界センサ 2 1 が配設されており、位置算出部 2 0 D は、磁界センサ 2 1 のデータから先端部 2 C 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 2 2 からの磁界を検出することで、位置算出部 2 0 D は、先端部 2 C の位置等を検出する。すなわち、先端部 2 C に配設された磁界センサ 2 1 の配設位置と撮像部 2 B の配設位置とは既知であるため、位置算出部 2 0 D は、撮像部 2 B 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。

【0092】

医療機器 1 D は、医療機器 1 と同じ効果を有する。なお、医療機器 1 D においても医療機器 1、1 A ～ 1 C 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 1 D の構成を医療機器 1、1 A ～ 1 C 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 1 D A について説明する。医療機器 1 D A は、医療機器 1 D 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。

【0094】

図 2 1 に示すように、医療機器 1 D A の処置具 6 の処置具先端部 6 A には位置センサである磁界センサ 2 1 D が配設されている。そして、挿入部 2 A の挿入操作中は、処置具先端部 6 A は挿入部 2 A の先端部 2 C に収容されている。このため、位置算出部 2 0 D は、磁界センサ 2 1 D のデータから先端部 2 C 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 6 A 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 6 A 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】

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 2 1 D は誘導子の先端部に配設されていてもよい。

【0096】

医療機器 1 D A は医療機器 1 D と同じ効果を有し、さらに、チャンネル開口 8 E から突出した処置具先端部 6 A 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 1 E について説明する。医療機器 1 E 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。

【0098】

医療機器 1 E は、挿入部 2 A の先端部 2 C が、目標部位 9 G 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 2 C の位置に基づいて制御部 1 0 により選択される。より具体的には、先端部 2 C の位置と目標部位 9 G 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 2 2 に示すように医療機器 1 E の先端部 2 C には、撮像部 2 B、照明部 2 B 1 が配設されており、チャンネル開口 8 E からは処置具 6 が突出可能である。チャンネル開口 8 E の位置と撮像部 2 B 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

10

20

30

40

50

、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 1 E では、先端部 2 C の位置としてチャンネル開口 8 E の位置を用いることが好ましい。

【0100】

そして、断層画像生成部 1 4 は、チャンネル開口 8 E 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 2 C の方向と平行な平面の断層画像 P P E を生成する。さらに、図 2 3 に示すように、重畳画像生成部 1 2 は、断層画像 P P E にチャンネル 8 の延長線 P 8 S を重畳表示した重畳画像 P W 1 E を生成する。延長線 8 S は処置具 6 がチャンネル開口 8 E から突出する方向を示している。

【0101】

延長線 P 8 S には目盛りが付加されていたり、長さに応じて色が変わえられたりしてもよい。また、延長線 P 8 S の方向は、先端部 2 C 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 2 4 のフローチャートを用いて、医療機器 1 E 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 S 2 0 ~ S 2 3>

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 S 1 0 ~ S 1 3 と同様である。

【0104】

<ステップ S 2 4>トリガ算出

医療装置 1 E では、S 2 1 にて算出した先端部 2 C の位置に応じてトリガが制御部 1 0 により設定される。例えば、トリガは、先端部 2 C の位置と目標部位 9 G 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 2 C の位置と目標部位 9 G 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 2 C 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 2 C の位置の気管支 9 の内径と挿入部 2 A の外径との差が所定値以下になった場合に設定される。

【0106】

また、トリガは制御部 1 0 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 8 E 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 8 E から突出すると、リアル画像の所定の注目領域 (R O I) の範囲の画素の輝度が上がる。このため R O I 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トリガを設定してもよい。

【0108】

<ステップ S 2 5>トリガ ON ? <ステップ S 2 6>モード切り替え

トリガが ON の場合 (Y E S) 、ステップ S 2 6 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 O F F の場合 (N O) 、今までのナビゲーションモードが継続する。

【0109】

<ステップ S 2 7 ~ S 3 0>

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 S 1 4 ~ S 1 7 と同様である。

【0110】

医療機器 1 E は、医療機器 1 等と同じ効果を有し、さらに先端部 2 C が目標部位 9 G 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 1 E においても

10

20

30

40

50

医療機器 1、1 A～1 D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 1 Eの構成を医療機器 1、1 A～1 D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 1 Fについて説明する。医療機器 1 F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。

【0112】

図24に示すように、医療機器 1 Fの内視鏡装置 2 F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 2 C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。

10

【0113】

そして、断層画像生成部 14は、先端部 2 Cが目標部位 9 G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 2 Cの位置を含み、超音波振動子 40の走査平面の断層画像 P P F（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、重畳画像生成部 12は、断層画像 P P Fに超音波振動子 40の走査範囲 41と、チャンネル開口 8 Eから突出した処置具 6が処置可能な範囲 6 Eと、を重畳表示した重畳画像 P W 1 Fを生成する。

【0115】

術者は、3次元モデル画像である重畳画像 P W 1 F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 6 Eとの3次元の関係を把握することができる。

20

【0116】

なお、医療機器 1 F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 1 E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 1 Fは、医療機器 1等と同じ効果を有し、さらに先端部 2 Cが目標部位 9 G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 1 Fにおいても医療機器 1、1 A～1 E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 1 Fの構成を医療機器 1、1 A～1 Eで用いることもできる。

30

【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畳表示することにより、どの部位まで観察したのかの判別が容易となる。

【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、カー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、カー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。

40

【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。

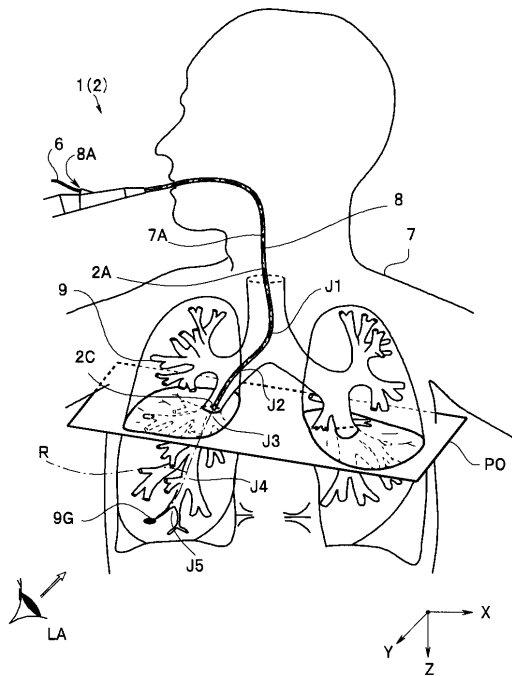
【0121】

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

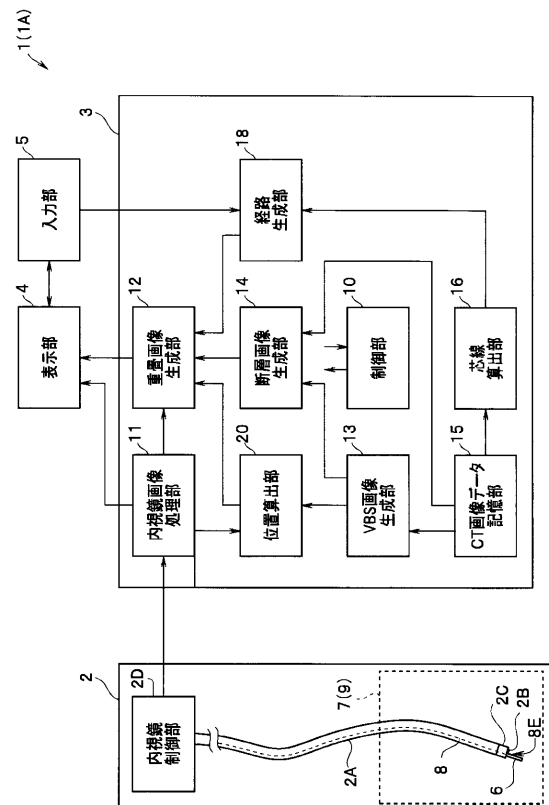
50

範囲、図面に引用されたものとする。

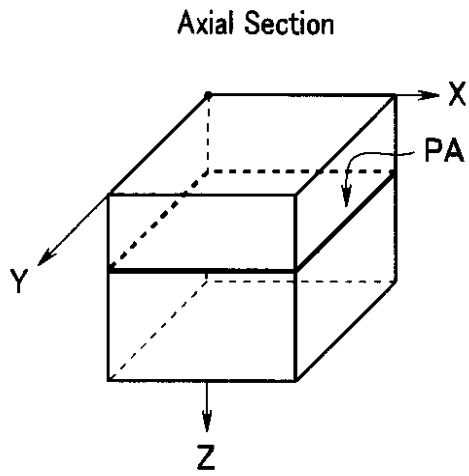
【図 1】



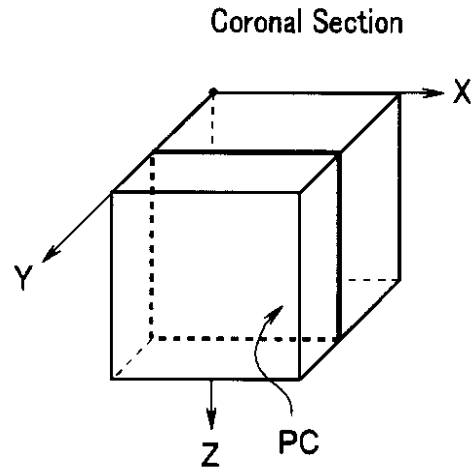
【図 2】



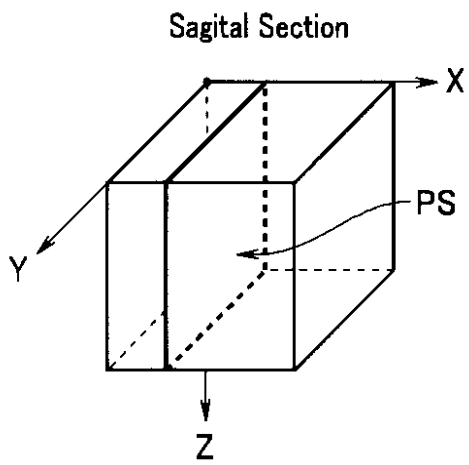
【図 3 A】



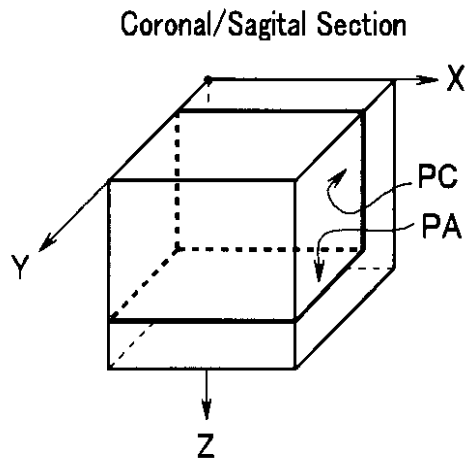
【図 3 B】



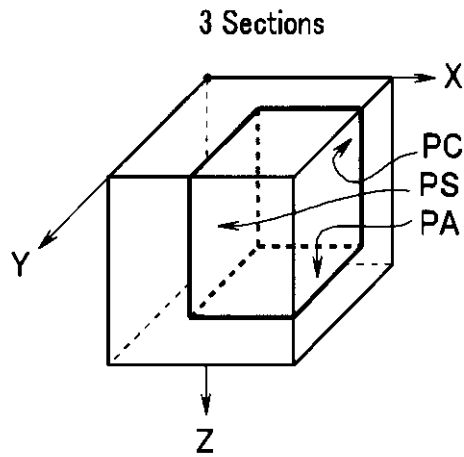
【図 3 C】



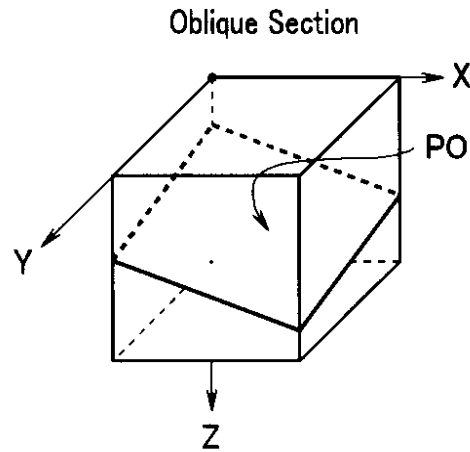
【図 3 D】



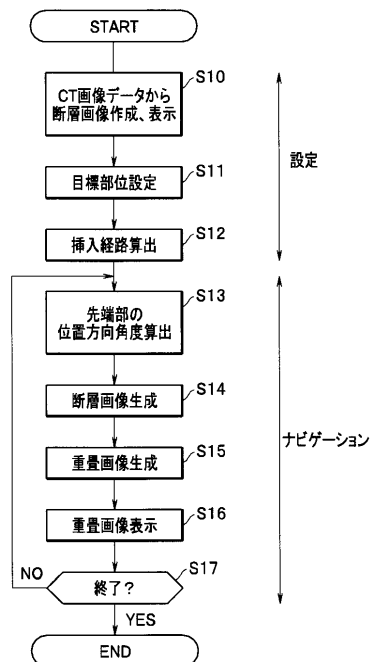
【図 3 E】



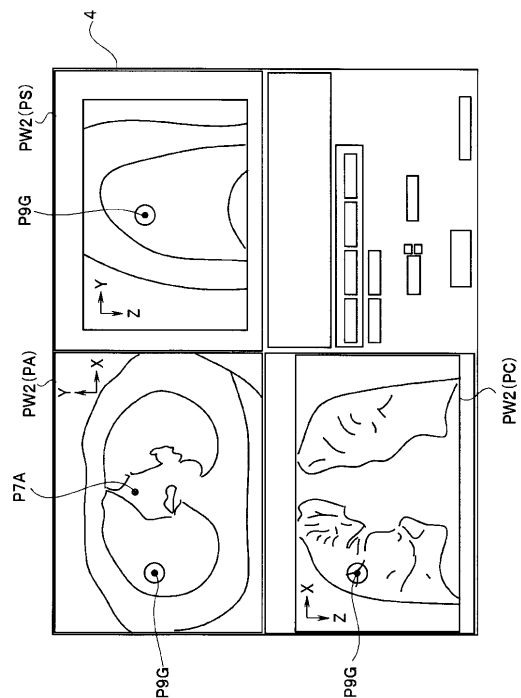
【図 3 F】



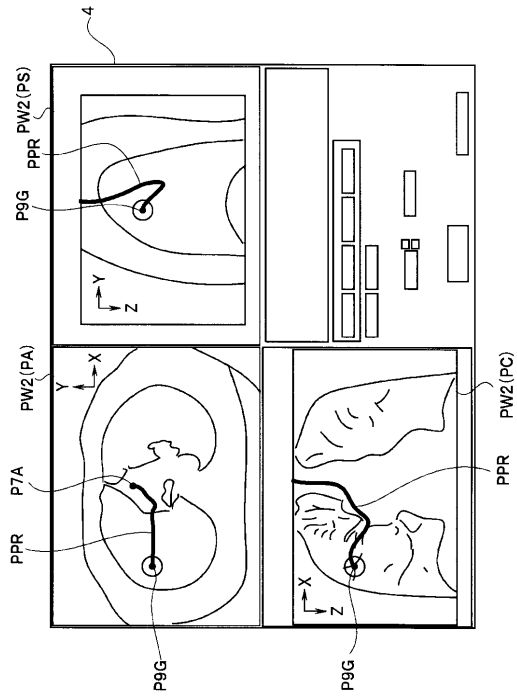
【図 4】



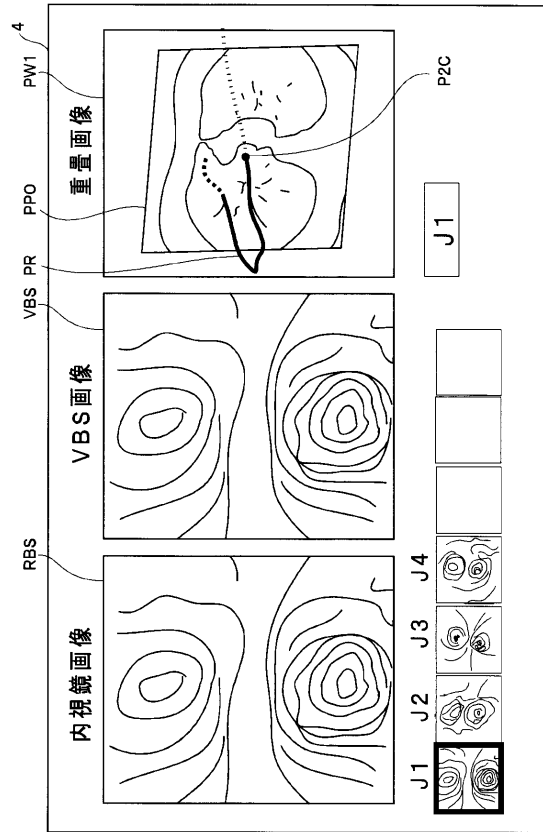
【図 5】



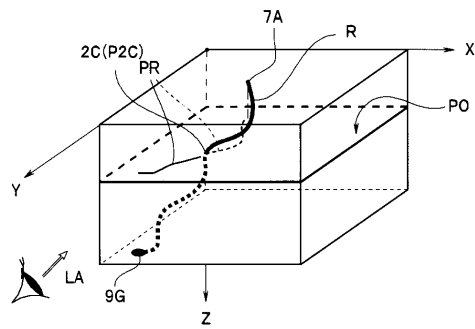
【図 6】



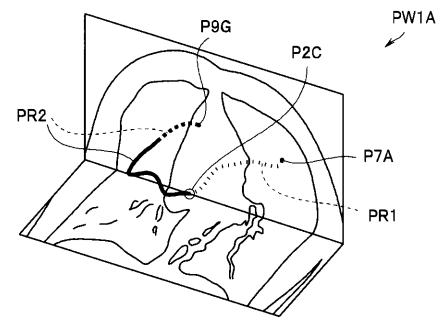
【図 7】



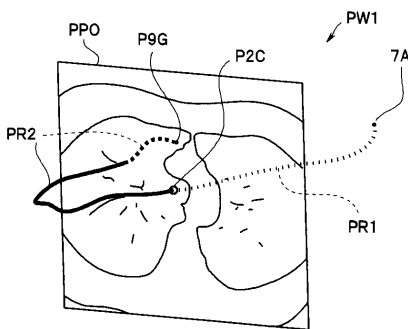
【図 8】



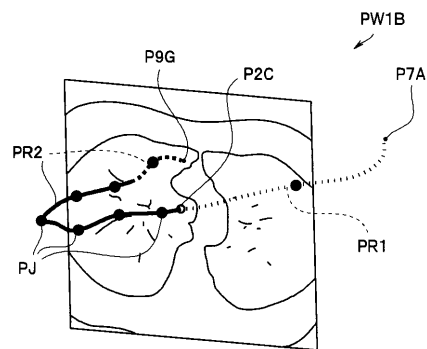
【図 10】



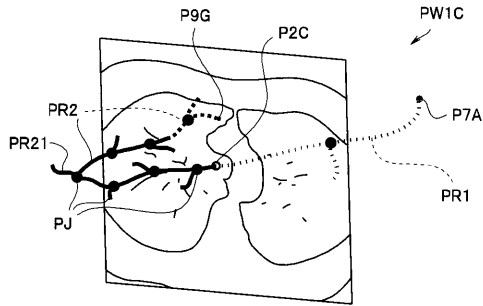
【図 9】



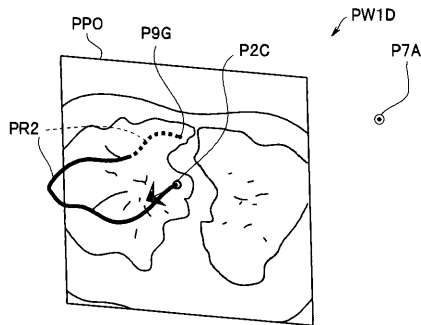
【図 11】



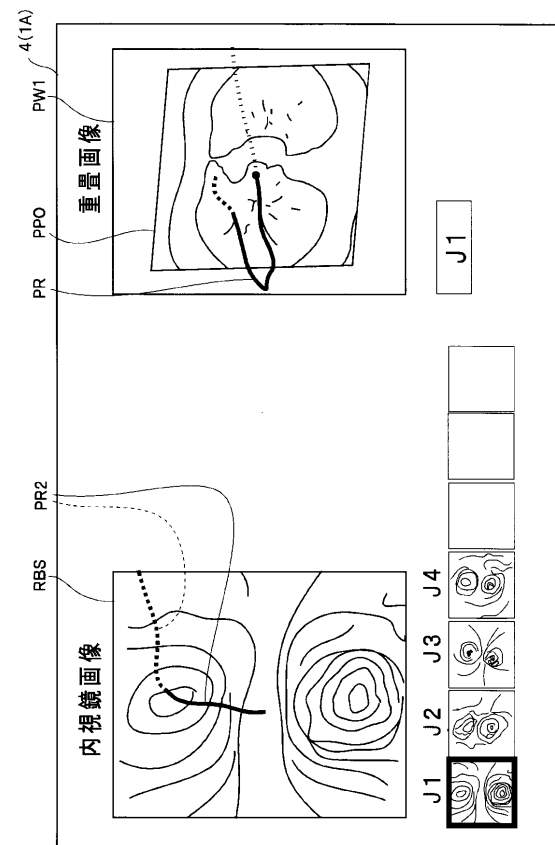
【図 1 2】



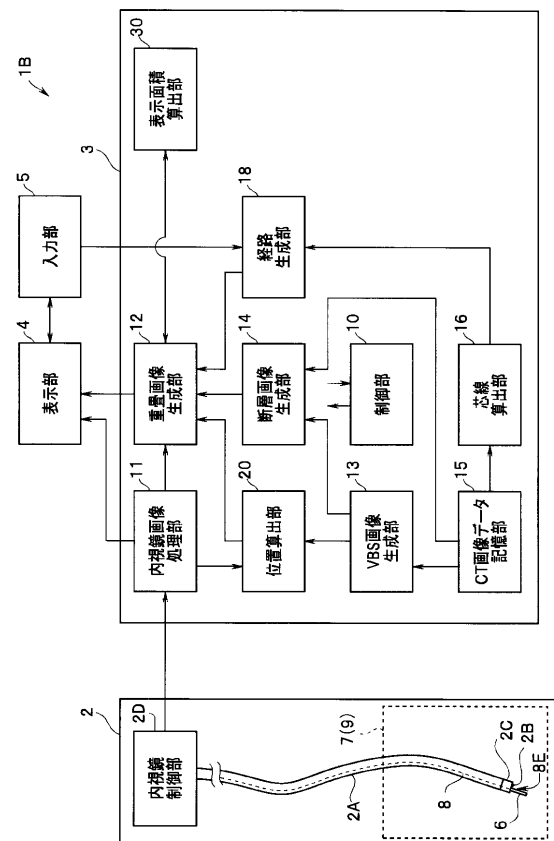
【図 1 3】



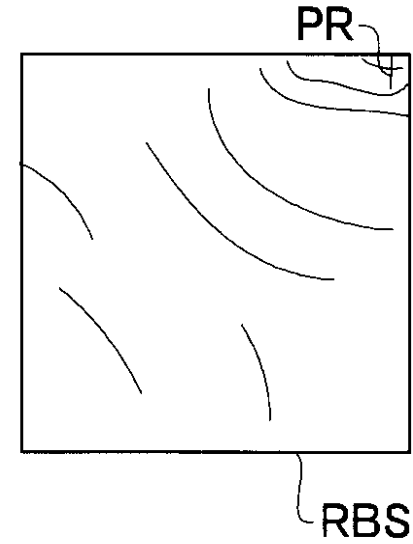
【図 1 4】



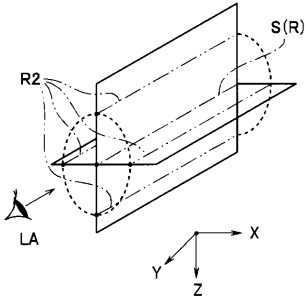
【図 1 5】



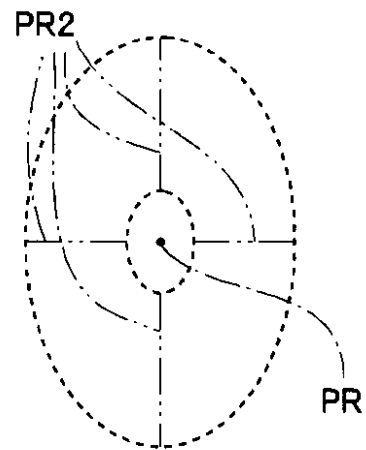
【図 1 6 A】



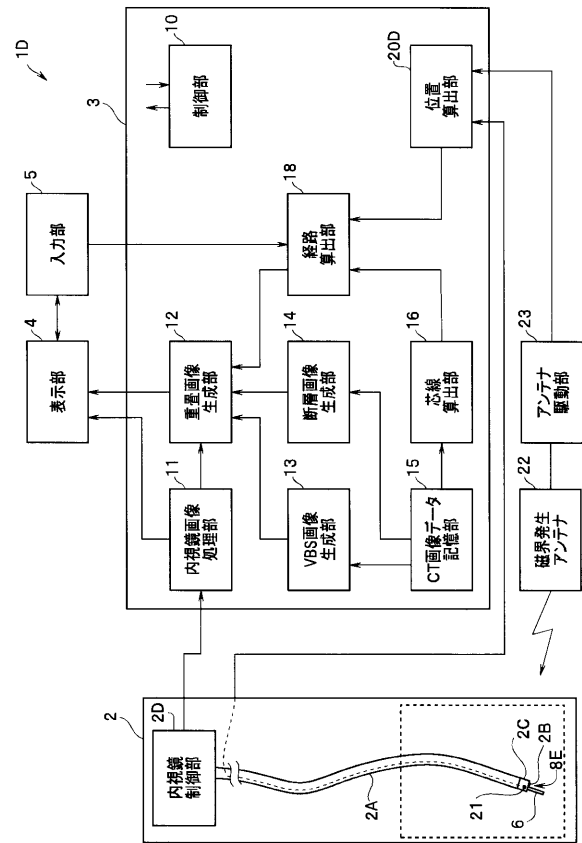
【図 19 A】



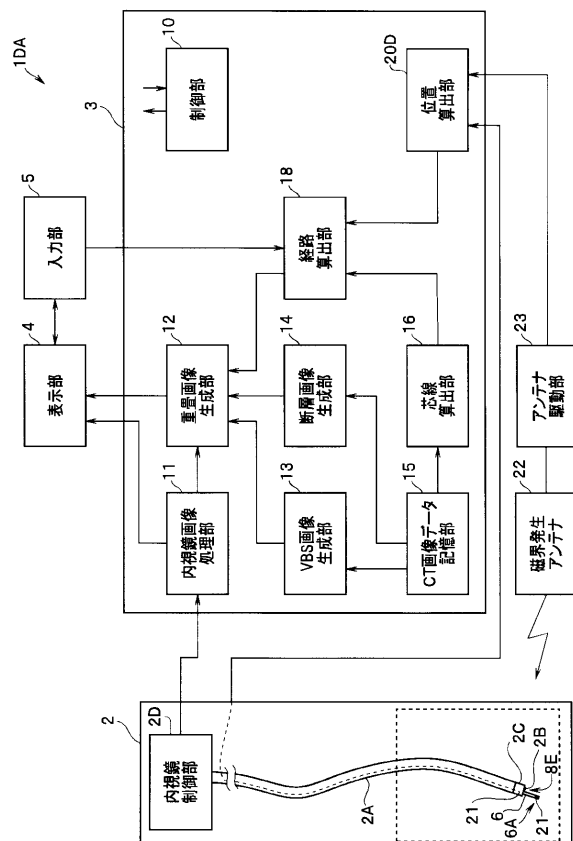
【図 19 B】



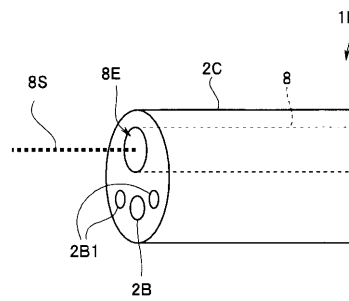
【図 20】



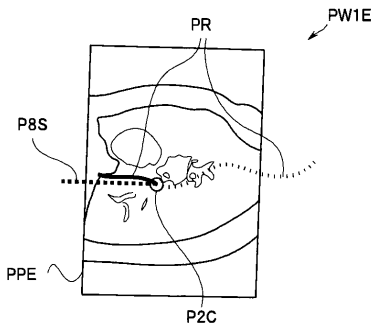
【図 21】



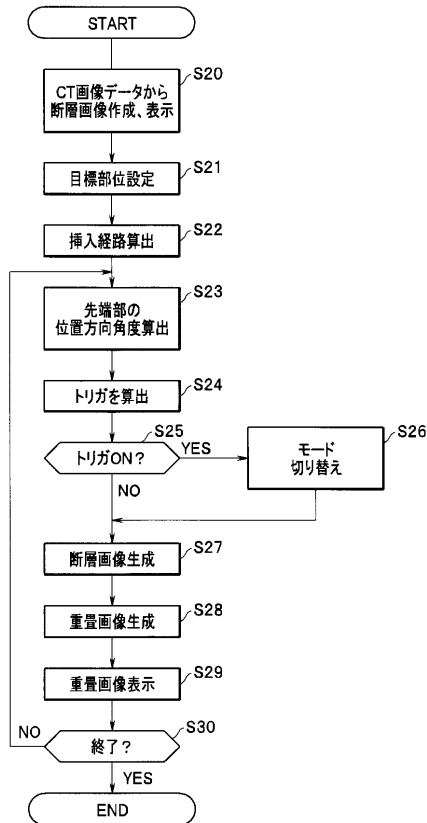
【図 22】



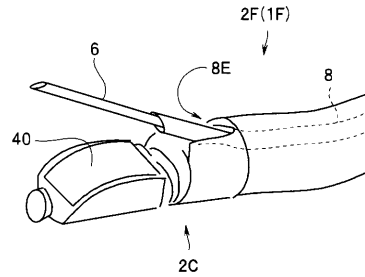
【図 23】



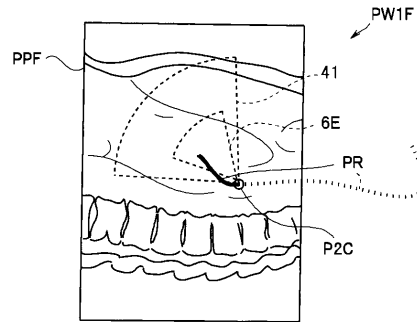
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



【手続補正書】

【提出日】平成24年7月24日(2012.7.24)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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】

前記重畳画像生成手段が、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 5】

前記重畳画像生成手段が、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】

前記重畳画像生成手段が、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、

前記重畳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

【請求項 9】

前記重畳画像生成手段が、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畳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】

重畳表示された前記第 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、前記重畳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】

重畳表示された前記第 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、前記重畳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畳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 1 2】

前記重畳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 1 3】

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 1 2 に記載の医療機器。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, A61B6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-517632 A (The Penn State Research Foundation),	1-3, 6-9,
Y	27 May 2010 (27.05.2010),	14-15
A	entire text; fig. 1 to 7	4
	& US 2008/0207997 A1 & EP 2109391 A	5, 10-11
	& WO 2008/095068 A1	
Y	JP 2004-89483 A (Olympus Corp.),	4
A	25 March 2004 (25.03.2004),	1-3, 5-11,
	fig. 5	14-15
	(Family: none)	
Y	JP 2006-181110 A (Olympus Corp.),	4
A	13 July 2006 (13.07.2006),	1-3, 5-11,
	fig. 13	14-15
	(Family: none)	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
08 February, 2012 (08.02.12)Date of mailing of the international search report
21 February, 2012 (21.02.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075686

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-304937 A (Olympus Corp.), 04 November 2005 (04.11.2005), paragraphs [0034] to [0052]; fig. 9 to 20 & US 2006/0195033 A1 & EP 1681011 A1 & EP 2189107 A2 & EP 2245983 A2 & CN 101229048 A & CN 101229049 A	1-11,14-15
A	WO 2007/129493 A1 (Nagoya University), 15 November 2007 (15.11.2007), paragraphs [0137] to [0160]; fig. 50 to 55 & US 2009/0161927 A1	1-11,14-15
P,A	JP 4728456 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 20 July 2011 (20.07.2011), paragraphs [0031] to [0033]; fig. 7A to 7B & WO 2011/102012 A1	1-11,14-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075686

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☒ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
1-11, 14-15
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/075686

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

Document 1 (JP 2010-517632 A (The Penn State Research Foundation), 27 May 2010 (27.05.2010), entire text, fig. 1-7) discloses a system which displays an endoscopic image on which an insertion path is superimposed and displayed, a virtual endoscopic image on which the insertion path is superimposed and displayed, and a tomographic image based on the position and direction of the tip of an endoscope (Especially see paragraphs [0079], [0111]). Superimposing and displaying the insertion path on the tomographic image as well as the endoscopic image and the virtual endoscopic image is merely a matter of design choice which a person skilled in the art properly can implement.

So, the inventions in claims 1-2, 7-9, 14-15 cannot be considered to make a contribution over the prior art in the light of the contents disclosed in document 1, and do not have a special technical feature. Therefore, since no same or corresponding special technical feature can be found among the inventions in claims 1-17, this international application does not comply with the requirement of unity of invention.

The following six inventions (groups) are contained in the claims.

Note that the inventions in claims 7-9, 14-15 which do not have a special technical feature, together with claims 1-2, are classified as invention 1.

(Invention 1) Claims 1-2, 7-9, 14-15:

Generating a tomographic image of a plane perpendicular to the direction of the tip.

(Invention 2) Claims 3-4:

Superimposing and displaying a mark indicating the tip or a branch part.

(Invention 3) Claims 5-6:

Making the display modes of the insertion path from an insertion start position to the position of the tip and the insertion path from the position of the tip to a target position different from each other.

(Invention 4) Claims 10-11:

Controlling the display mode of a superimposed image on the basis of the display area of a second insertion path image.

(Invention 5) Claims 12-13:

Calculating the position and direction of the tip from data in a position sensor at the tip.

(Invention 6) Claims 16-17:

Generating the tomographic image parallel to the direction of the tip on the basis of the position of a channel opening at the tip.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 5 6 8 6									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B6/03											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2010-517632 A (ザ ペン ステイト リサーチ ファンデーション)	1-3, 6-9, 14-15									
Y	2010.05.27, 全文, 第1-7図	4									
A	& US 2008/0207997 A1 & EP 2109391 A & WO 2008/095068 A1	5, 10-11									
Y	JP 2004-89483 A (オリンパス株式会社)	4									
A	2004.03.25, 第5図 (ファミリーなし)	1-3, 5-11, 14-15									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献						
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献										
国際調査を完了した日 08.02.2012		国際調査報告の発送日 21.02.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 原 俊文	2Q 4078 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 5 6 8 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2006-181110 A (オリンパス株式会社) 2006.07.13, 第13図 (ファミリーなし)	4 1-3, 5-11, 14-15
A	JP 2005-304937 A (オリンパス株式会社) 2005.11.04, 段落[0034]-[0052], 第9-20図 & US 2006/0195033 A1 & EP 1681011 A1 & EP 2189107 A2 & EP 2245983 A2 & CN 101229048 A & CN 101229049 A	1-11, 14-15
A	WO 2007/129493 A1 (国立大学法人名古屋大学) 2007.11.15, 段落[0137]-[0160], 第50-55図 & US 2009/0161927 A1	1-11, 14-15
P, A	JP 4728456 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.07.20, 段落[0031]-[0033], 第7A-7B図 & WO 2011/102012 A1	1-11, 14-15

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 7 5 6 8 6

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

特別ページ参照。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。

請求項 1-11, 14-15
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2009年7月）

文献1 (JP 2010-517632 A (ザ ペン ステイト リサーチ ファウンデーション) 2010.05.27, 全文, 第1-7図) には、挿入経路が重畳表示された内視鏡画像と、挿入経路が重畳表示された仮想内視鏡画像と、内視鏡先端部の位置及び方向に基づいた断層画像とを表示するシステムが記載されている (特に、段落【0079】、【0111】参照)。そして、前記内視鏡画像及び前記仮想内視鏡画像と同様に、前記断層画像にも挿入経路を重畳表示することは、当業者が適宜なし得る設計変更にすぎない。

そうすると、請求項1-2, 7-9, 14-15に係る発明は、文献1に開示された内容に照らして、先行技術に対する貢献をもたらすものとはいえず、特別な技術的特徴を有しない。したがって、請求項1-17に係る発明に同一の又は対応する特別な技術的特徴を見いだすことができず、よって、この国際出願は発明の単一性の要件を満たさない。

そして、請求の範囲には、以下に示す6の発明 (群) が含まれる。

なお、特別な技術的特徴を有しない請求項7-9, 14-15に係る発明は、請求項1-2とともに発明1に区分することとする。

(発明1) 請求項1-2, 7-9, 14-15:

先端部の方向と垂直な平面の断層画像を生成する。

(発明2) 請求項3-4:

先端部や分岐部を示すマークを重畳表示する。

(発明3) 請求項5-6:

挿入開始位置から先端部の位置までの挿入経路と、先端部の位置から目標位置までの挿入経路との表示態様を異ならせる。

(発明4) 請求項10-11:

第2の挿入経路画像の表示面積に基づいて重畳画像の表示態様を制御する。

(発明5) 請求項12-13:

先端部の位置センサのデータから先端部の位置及び方向を算出する。

(発明6) 請求項16-17:

先端部のチャンネル開口の位置に基づいて、先端部の方向と平行な方向の断層画像を生成する。

フロントページの続き

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

Fターム(参考) 4C161 AA07 BB02 BB08 CC06 DD03 GG15 HH51 HH55 JJ10 JJ17
 SS21 TT01 WW02 WW04 WW06 WW08 WW10 WW13 WW16 YY12
 4C601 BB02 BB22 DD14 DD30 EE11 JC11 JC20 KK06 KK12 KK24
 KK26 KK30 KK31 LL02 LL33

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

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JPWO2012101888A1	公开(公告)日	2014-06-30
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		
[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	A61B1/00 A61B8/12		
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	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.F A61B8/12 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C161/AA07 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW16 4C161/YY12 4C601/BB02 4C601/BB22 4C601/DD14 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/JC11 4C601/JC20 4C601/KK06 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK26 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL02 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2011012103 2011-01-24 JP		
其他公开文献	JP5160699B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医疗设备1包括：将被插入到被检体7的支气管9中的插入部；被配置为存储先前获取的被检体7的三维图像数据的CT图像数据存储部分15；位置计算部20，其计算出插入部2A的前端部2C在支气管中的位置和方向。路径生成部18，基于该三维图像，生成用于将前端部2C通过支气管9插入到目标位置9G的插入路径R。断层图像生成部14，根据该前端部2C的位置和方向，从三维图像数据生成断层图像。叠加图像生成部12，用于生成将插入路径R叠加在断层图像PO上的叠加图像PW1。显示部4被配置为显示重叠图像PW1。

【図9】

