

(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

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 6/03 3 7 7

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 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】 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 12】

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 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。

【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

10

20

30

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。

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畳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。

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。

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 3 A】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図 3 B】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図 3 C】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図 3 D】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図 3 E】断層画像を説明するための説明図である。
- 【図 3 F】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。
- 【図 10】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 11】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 12】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 13】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 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。
- 【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 16 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 16 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 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 18 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 18 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 19 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 19 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 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畳画像の一例である。
- 【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。
- 【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畳画像の一例である。
- 【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

< 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。

【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。

【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。

【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 P O とを重畳した 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畳画像 P W 1 を生成する。

【0023】

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、重畳画像 P W 1 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 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。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

< 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。

【0030】

< ステップ S 10 > 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。

【0031】

< ステップ S 11 > 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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【 0 0 3 4 】

< ステップ S 1 2 > 挿入経路算出

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、それぞれの断層画像に重畳された重畳画像 P W 2 が表示される。ここで経路画像 P P R 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。

【 0 0 3 7 】

一方、V B S 画像生成部 1 3 は、挿入経路 R にある分岐部 J 1 ~ J 4 の V B S 画像と、それぞれの V B S 画像の縮小画像であるサムネイル画像とを、生成する。

【 0 0 3 8 】

< < 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 R B S と、V B S 画像 V B S と、重畳画像 P W 1 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 2 C が、4 個の分岐部のうちの最初の分岐部 J 1 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 J 1 ~ J 4 の縮小画像が表示されており、分岐部番号 J 1 が大きく表示されている。

【 0 0 3 9 】

< ステップ S 1 3 > 先端部の位置および方向および回転角算出

位置算出部 2 0 は、先端部 2 C 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。

【 0 0 4 0 】

そして、位置算出部 2 0 は、V B S 画像生成部 1 3 を制御して、C C D (2 B) が撮影したリアル画像と類似した V B S 画像を生成する。すなわち、V B S 画像生成部 1 3 は、位置および方向および回転角 (X 1、Y 1、Z 1、a 1、e 1、r 1) を視線パラメータとする V B S 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。

【 0 0 4 1 】

そして、位置算出部 2 0 は、V B S 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。

【 0 0 4 2 】

リアル画像と V B S 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 V B S 画像の類似度を基準に行われる。

【 0 0 4 3 】

リアル画像と V B S 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 e 0 よりも大きい場合には、位置算出部 2 0 は、値を変えた視線パラメータ値を V B S 画像生成部 1 3 に出力する。V B S 画像生成部 1 3 は新規な視線パラメータに従った、次の 1 枚の V B S 画像を生成する。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

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 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S14> 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。好ましい断層画像は、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S15> 重畳画像生成

重畳画像生成部12が、断層画像POと挿入経路Rとの重畳画像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に示す重畳画像PW1である。

【0049】

図9に示す重畳画像PW1は、図6に示した目標位置設定画面の重畳画像PW2と類似しているようにも見える。しかし、重畳画像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、重畳画像PW2は、通常の2次元画像である。

【0050】

これに対して、重畳画像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の平面の延長上に設定すれば、重畳画像PW1上の断層画像POは、線で表示される。また、重畳画像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、重畳画像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、重畳画像生成部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。さらに重畳画像生成部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 重畳画像生成部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。また重畳画像生成部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、重畳画像生成部12は、断層画像POとして、複合断層

50

画像を用いた重畳画像PW1Aを生成してもよい。重畳画像PW1Aは、図3Eに示した2つの直交する平面PAとPC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PW1Aでは、平面PAと先端部7Cの方向と垂直な平面PCとの交差線上に先端部7Cがある。

【0055】

また、図11に示すように、重畳画像生成部12は、経路画像PRに、それぞれの分岐部の位置を示す分岐部表示マークPJ1～PJ4も重畳した重畳画像PW1B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12は、経路画像PRとして、挿入経路以外の芯線Sの画像PR2を、重畳した重畳画像PW1C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ャル画像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。

【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。

【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】

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)。

【 0 0 6 5 】

< ステップ S 1 7 > 終了？

目標部位 9 G の近傍まで先端部 2 C が挿入される (S 1 7 : Y e s) まで、ステップ S 1 3 からの処理が繰り返し行われる。

【 0 0 6 6 】

目標部位 9 G の近傍まで先端部 2 C 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 2 C から突出させて、目標部位 9 G の生検等が行われる。

【 0 0 6 7 】

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 2 C の位置を容易に把握できる。さらに術者は、先端部 2 C の近傍組織の状態を断層画像 P O により把握できる。このため医療機器 1 は、挿入部 2 A の先端部 2 C を目標部位 9 G まで挿入しやすい。

【 0 0 6 8 】

< 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 1 A について説明する。医療機器 1 A 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。

【 0 0 6 9 】

図 1 4 に示すように、医療機器 1 A では、ナビゲーション画面に V B S 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 P R 2 が重畳表示されている。

【 0 0 7 0 】

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

【 0 0 7 1 】

術者は、リアル画像に重畳表示された第 2 の経路画像 P R 2 により挿入経路 R を確認しながら、かつ、重畳画像 P W 1 により先端部 2 C の位置等を把握しながら、挿入操作を行うことができる。

【 0 0 7 2 】

医療機器 1 A 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 1 A 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 1 A の構成を医療機器 1 で用いることもできる。

【 0 0 7 3 】

< 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 1 B および変形例 2 の医療機器 1 C について説明する。医療機器 1 B、1 C は、医療機器 1 A 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。

【 0 0 7 4 】

図 1 5 に示すように医療機器 1 B は、表示面積算出手段である表示面積算出部 3 0 を具備する。表示面積算出部 3 0 は、V B S 画像に重畳表示された第 2 の経路 P R 2 の表示面積を算出する。

【 0 0 7 5 】

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 1 6 A に示すように、V B S 画像に表示される第 2 の経路は、先端部 2 C 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。

【 0 0 7 6 】

しかし、図 1 6 B に示すように、医療機器 1 A では、表示面積算出部 3 0 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 1 2 が第 2 の経路画像 P R 2 を強調

10

20

30

40

50

表示する。

【 0 0 7 7 】

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。

【 0 0 7 8 】

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 の色との区別が付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。

【 0 0 7 9 】

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。

【 0 0 8 0 】

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。

【 0 0 8 1 】

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。

【 0 0 8 2 】

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。

【 0 0 8 3 】

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。

【 0 0 8 4 】

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。

【 0 0 8 5 】

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。

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

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

10

20

30

40

50

てもよい。

【 0 0 8 8 】

医療機器 1 B および 1 C は、医療機器 1、1 A 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 1 B および 1 C においても医療機器 1、1 A 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 B、1 C の構成を医療機器 1、1 A で用いることもできる。

【 0 0 8 9 】

< 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 1 D について説明する。医療機器 1 D 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

【 0 0 9 0 】

図 2 0 に示すように、医療機器 1 D の挿入部 2 A の先端部 2 C には位置センサである磁界センサ 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。

【 0 0 9 1 】

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。

20

【 0 0 9 2 】

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。

【 0 0 9 3 】

< 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。

30

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

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 2 1 D は誘導子の先端部に配設されていてもよい。

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

< 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

50

する。

【 0 0 9 8 】

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。

【 0 0 9 9 】

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、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。

【 0 1 0 0 】

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。

【 0 1 0 1 】

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。

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

<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。

【 0 1 0 4 】

<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。

【 0 1 0 5 】

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。

【 0 1 0 6 】

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。

【 0 1 0 7 】

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

10

20

30

40

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、重畳画像生成部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、を重畳表示した重畳画像PW1Fを生成する。

30

【0115】

術者は、3次元モデル画像である重畳画像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。

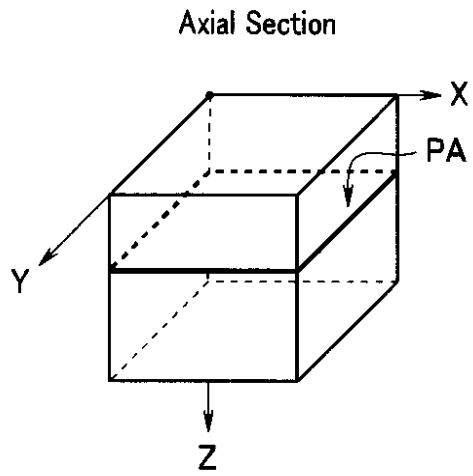
40

【0118】

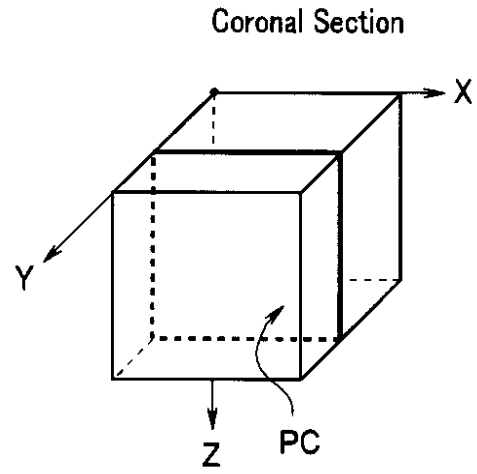
なお、実施形態の医療機器は、スクリーニングのように目的部位を確定しないで全体を観察するときにも使用できる。この場合には挿入経路に替えて内視鏡先端の軌跡を表示する。軌跡を構成する点は、位置算出手段で求めた位置でもよいし、求めた位置近傍にある管腔臓器の中心線上の点でもよい。また表示する軌跡は、それまでの内視鏡先端の全ての移動を示す移動履歴でもよいし、所定期間または所定空間範囲内の軌跡のみでもよい。また、軌跡に管腔臓器の中心線を重畳表示することにより、どの部位まで観察したのかの判

50

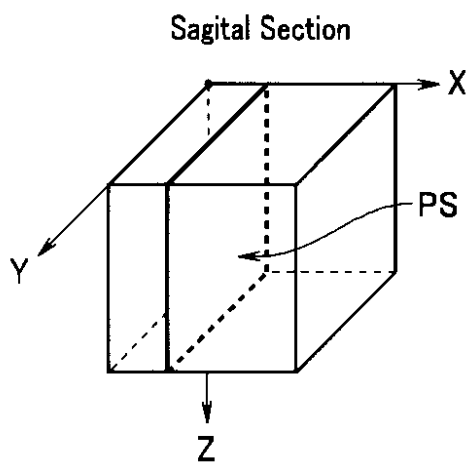
【図 3 A】



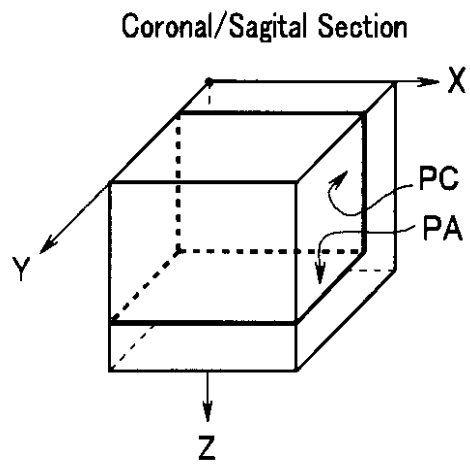
【図 3 B】



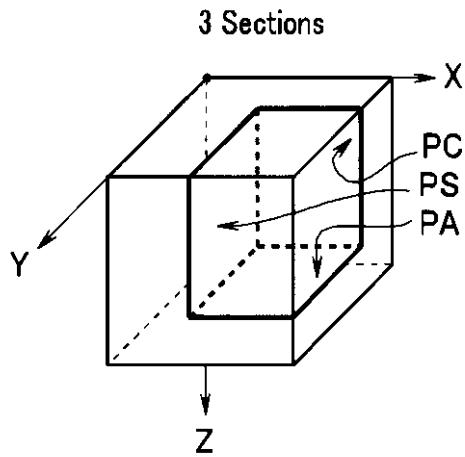
【図 3 C】



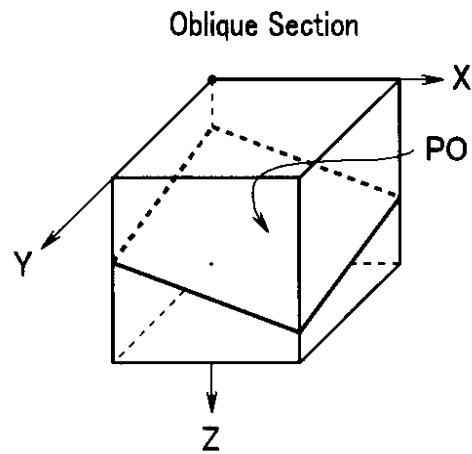
【図 3 D】



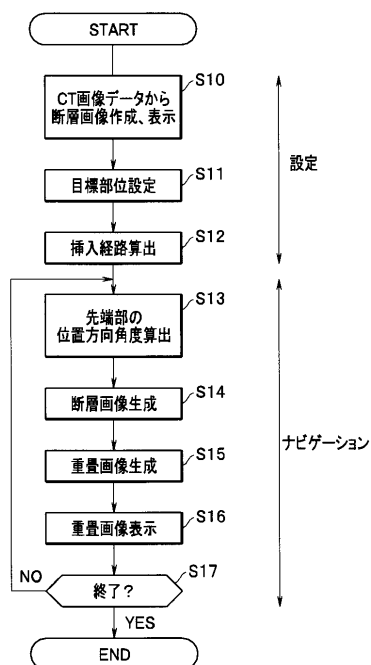
【図 3 E】



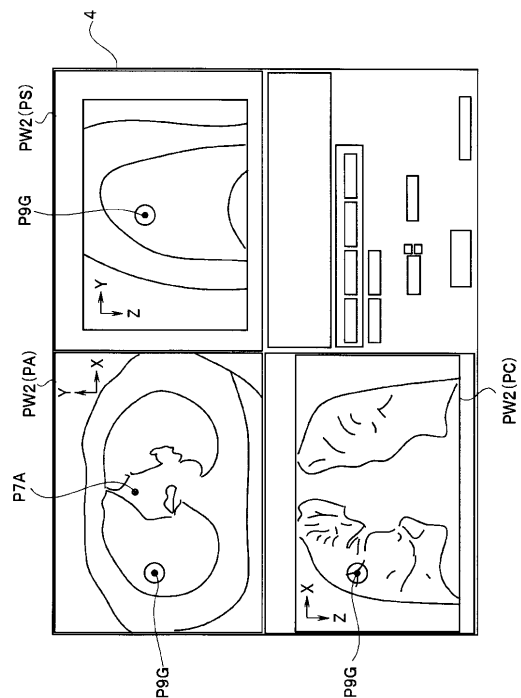
【図 3 F】



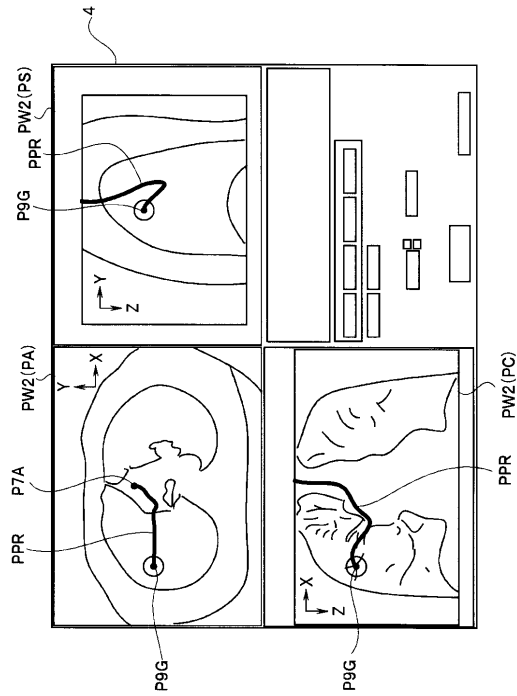
【図 4】



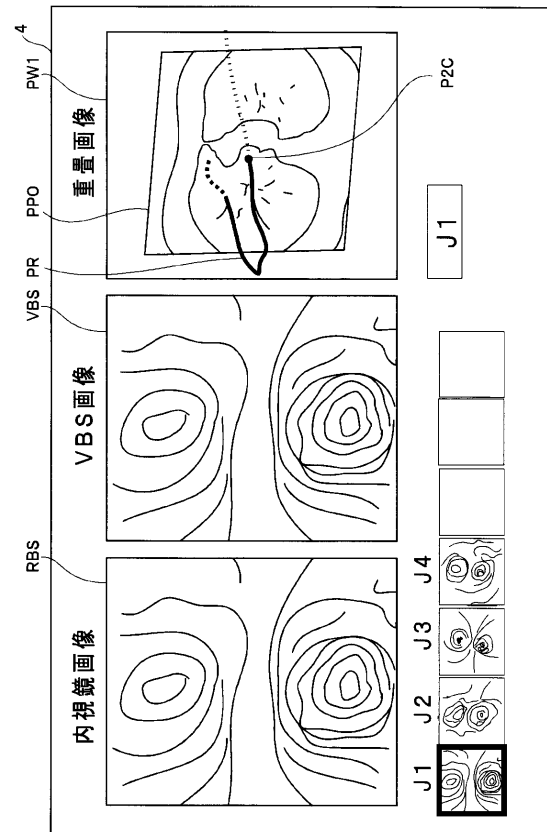
【図 5】



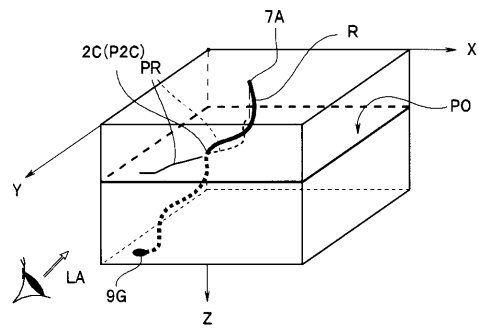
【図 6】



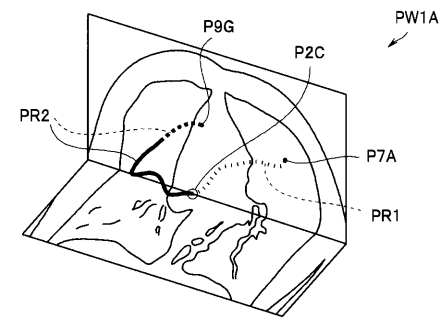
【図 7】



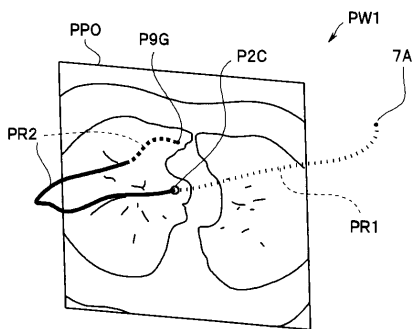
【図 8】



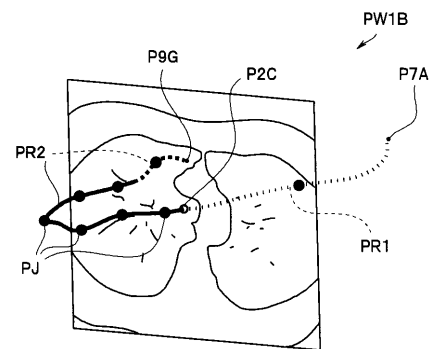
【図 10】



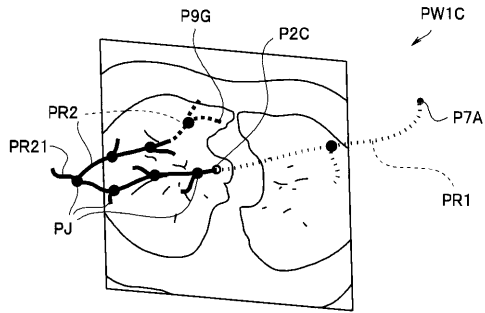
【図 9】



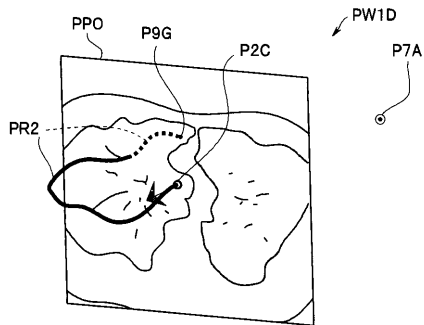
【図 11】



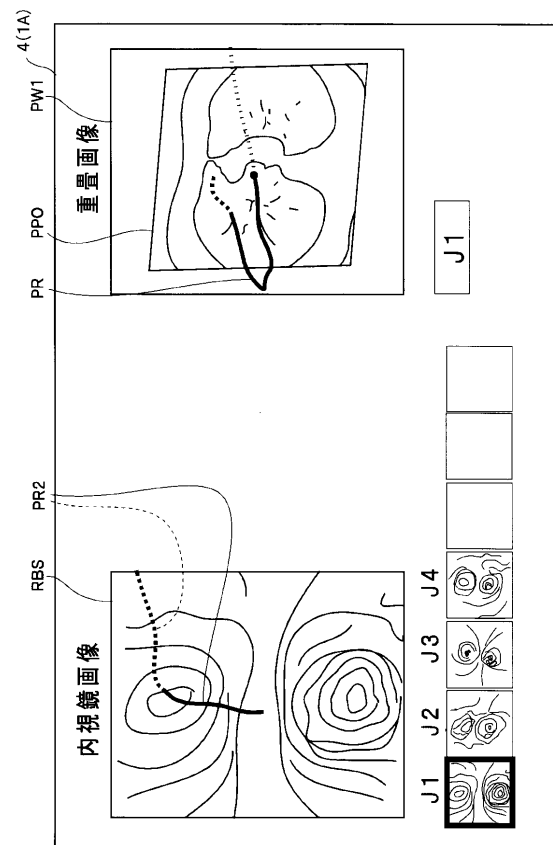
【図 1 2】



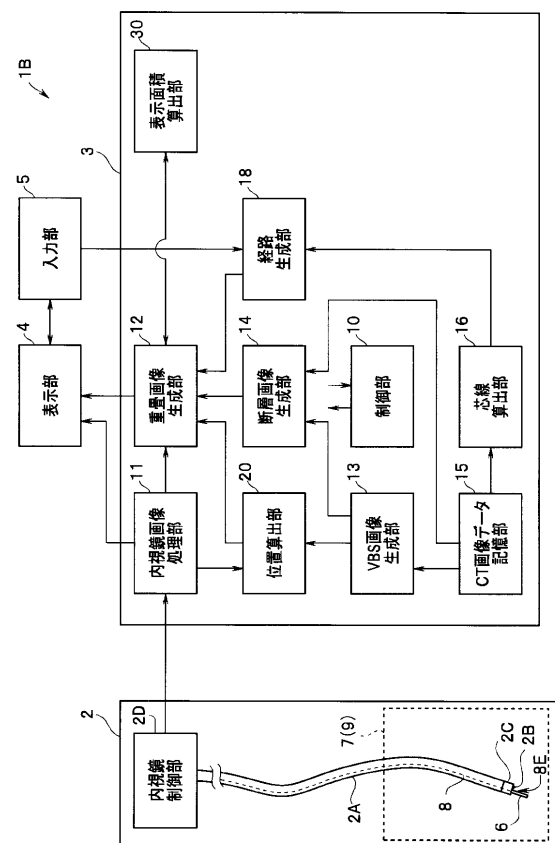
【図 1 3】



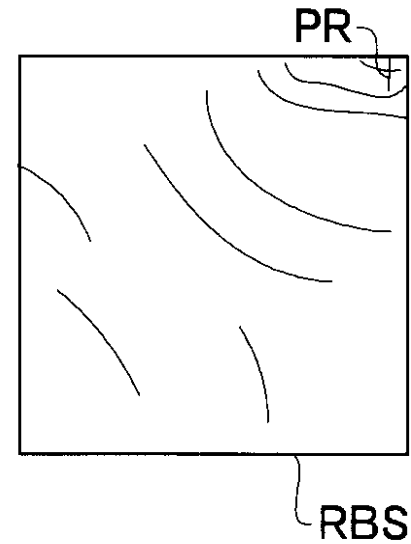
【図 1 4】



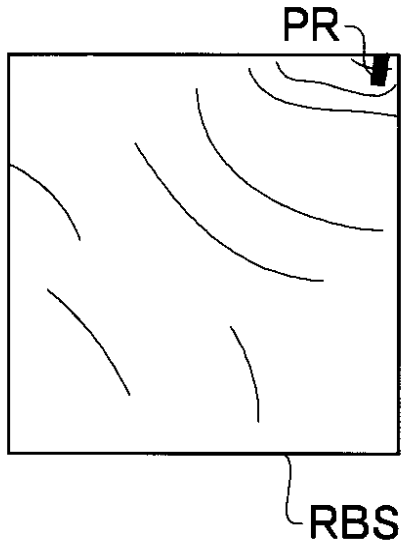
【図 1 5】



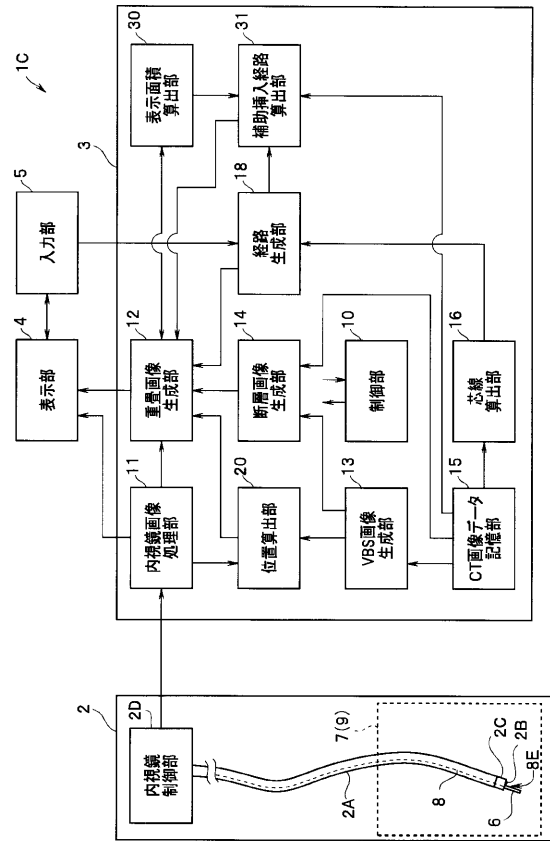
【図 1 6 A】



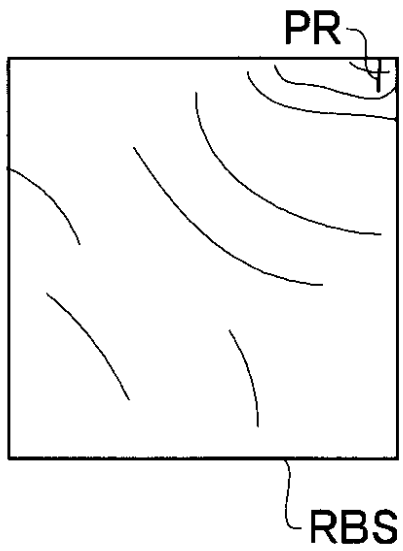
【図16B】



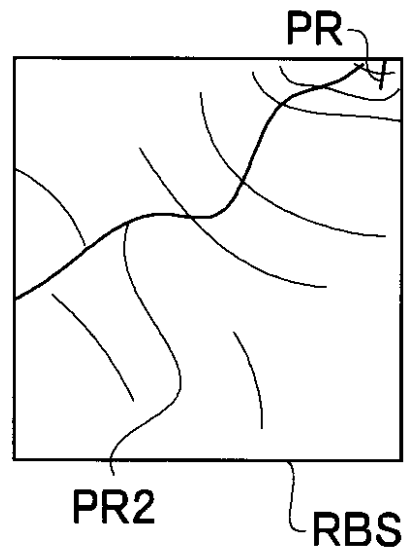
【図17】



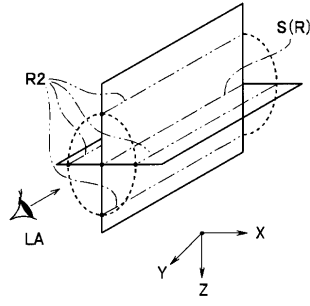
【図18A】



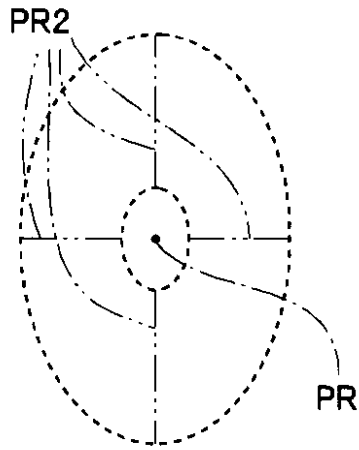
【図18B】



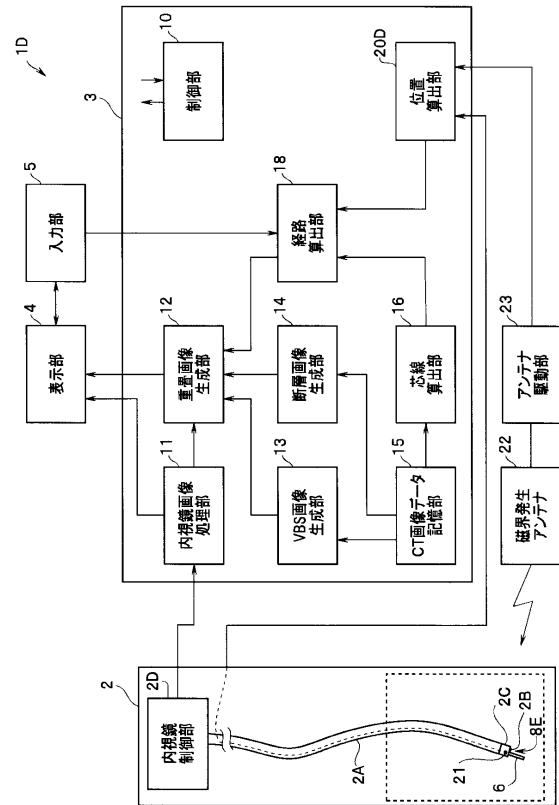
【図19A】



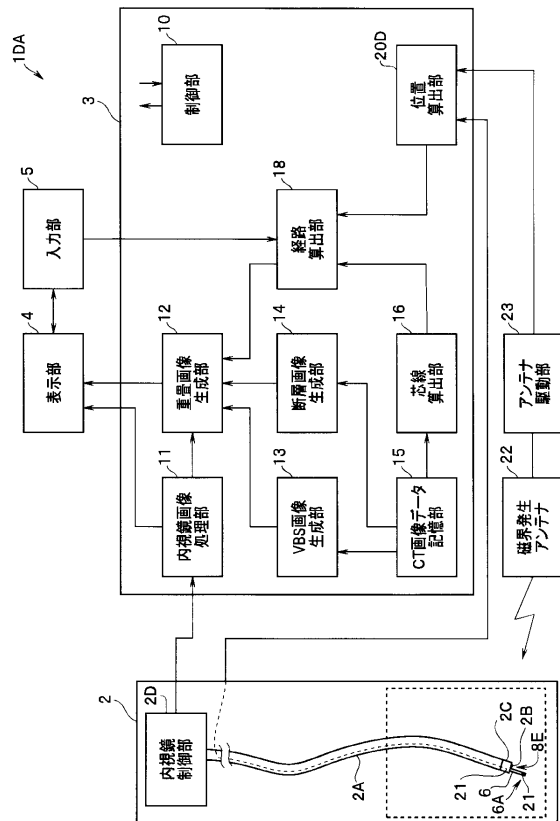
【図19B】



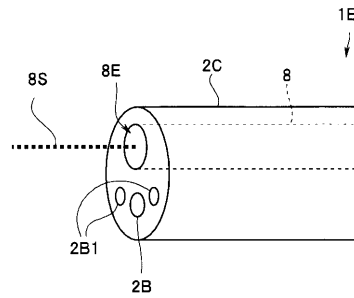
【図20】



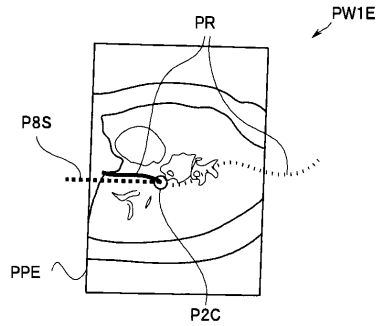
【図21】



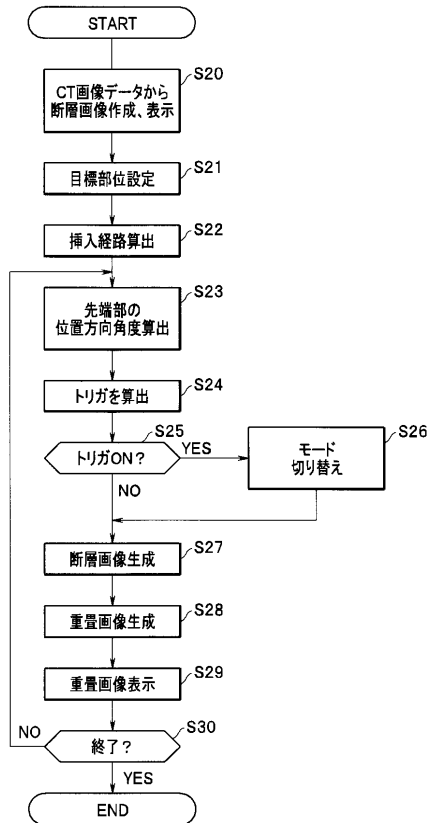
【図22】



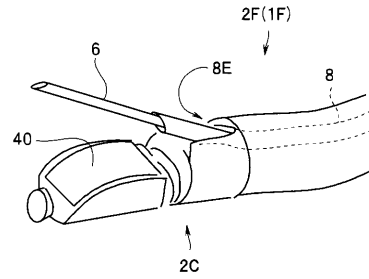
【図23】



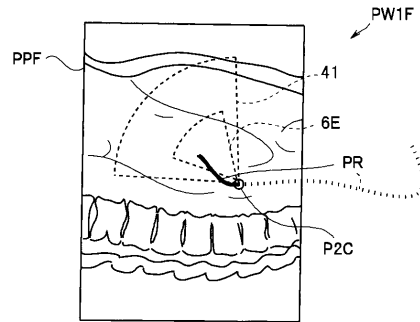
【図 24】



【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 2 0 1 0 - 5 1 7 6 3 2 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 8 9 4 8 3 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 8 1 1 1 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 0 4 9 3 7 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 7 / 1 2 9 4 9 3 (WO , A 1)
特許第 4 7 2 8 4 5 6 (J P , B 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 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)

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。

【 図 1 】

