

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第4728456号
(P4728456)

(45) 発行日 平成23年7月20日 (2011.7.20)

(24) 登録日 平成23年4月22日 (2011.4.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
 A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z
 A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 13 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2011-505275 (P2011-505275)
 (86) (22) 出願日 平成22年9月7日 (2010.9.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/065324
 審査請求日 平成23年2月4日 (2011.2.4)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-36480 (P2010-36480)
 (32) 優先日 平成22年2月22日 (2010.2.22)
 (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 伊藤 誠一
 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 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

審査官 右▲高▼ 孝幸

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】

撮像部と、内部を挿通するチャンネルと、を有する内視鏡挿入部と、
先端部に配設された位置、方向および回転角を検出するためのセンサと、前記先端部を
湾曲する湾曲部とを有し、前記チャンネルに挿通され前記先端部が前記内視鏡挿入部の挿
入部先端部から突出可能な処置手段と、

予め取得した被検体の前記管腔の3次元画像データを記憶する記憶手段と、
 前記目標位置を、前記3次元画像データをもとに設定するための目標位置設定手段と、
 前記3次元画像データに基づいて、前記センサが検出する前記先端部の位置および方向
 および回転角からなる視線パラメータの仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手
 段と、

前記先端部を前記目標位置まで挿入するための操作情報と、前記仮想内視鏡画像と、を
 重畳表示処理する画像処理手段と、を具備することを特徴とする医療機器。

【請求項2】

前記湾曲部が上下方向または左右方向に湾曲可能であり、
 前記画像処理手段が処理する前記操作情報が、前記湾曲部の湾曲角度および前記先端部
 の回転角度の情報であ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】

前記管腔が複数の分岐部を有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】

前記先端部を前記所定位置まで挿入するための挿入経路を、前記画像処理手段が、さらに重畳表示処理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】

複数の前記挿入経路がある場合、全ての前記複数の挿入経路または選択された一の前記挿入経路を、前記画像処理手段が重畳表示処理することを特徴とする請求項 4 に記載の医療機器。

【請求項 6】

前記目標位置設定手段が、前記目標位置として所定の体積を有する目標部位の設定が可能であり、

前記目標部位の前記所定の体積、および前記先端部から前記目標部位までの前記挿入経路の長さ、および前記先端部から前記目標部位までの前記挿入経路にある前記分岐部の数を、前記画像処理手段が重畳表示処理する請求項 4 に記載の医療機器。

10

【請求項 7】

前記撮像手段が撮像する内視鏡画像と、前記撮像手段の位置および方向および回転角からなる視線パラメータの第 2 の仮想内視鏡画像と、をもとに、前記センサが検出した位置および方向および回転角を補正するとともに、前記センサが検出した前記位置の座標を前記 3 次元画像データの座標系に変換する座標変換式を算出する補正手段、を具備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】

前記内視鏡画像が、前記挿入部先端部から突出した前記先端部が撮像されている画像であることを特徴とする請求項 7 に記載の医療機器。

20

【請求項 9】

前記挿入部先端部から突出した前記処置手段の前記先端部の位置が、前記挿入部先端部が挿入できない位置であることを特徴とする請求項 7 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記管腔が気管支であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 11】

前記画像処理手段は、前記湾曲部の湾曲操作または前記先端部の回転操作の少なくともいずれかが必要なときに、その前記操作情報を重畳表示処理することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

30

【請求項 12】

前記画像処理手段は、前記操作情報である前記湾曲角度および前記回転角度と、それぞれの所定の閾値とを比較することにより、前記湾曲操作または前記回転操作が必要か否かを判断することを特徴とする請求項 11 に記載の医療機器。

【請求項 13】

前記画像処理手段が処理する前記操作情報の少なくともいずれかが、グラフィック表示であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、被検体の管腔に挿入し処置を行う処置具を有する医療機器に関し、特に管腔の 3 次元画像データにもとづいた仮想内視鏡画像を用いて処置具の挿入操作支援を行う医療機器に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、3 次元画像データを用いた診断 / 処置が広く行われている。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 次元画像を得て目標部位の診断等が行われている。

【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移動する

50

ことにより、被検体を螺旋状に連続スキャン（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次元画像データが得られる。

【０００４】

診断／処置に用いられる３次元画像データの１つに、肺の気管支の３次元画像データがある。気管支の３次元画像データは、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、気管支に内視鏡を挿入して内視鏡の先端部から生検針または生検鉗子等の処置具を突出して目標部位のサンプルが取得される。

【０００５】

気管支のように、複数の分岐部を有する管腔では、処置具を肺の目標部位まで短時間に正確に挿入させることが容易ではないことがある。このため、例えば、特開２００９－５６２３８号公報には、被検体の３次元画像データにもとづいて管腔の３次元画像を形成し、３次元画像上で管腔に沿った目標点までの経路を求め、さらに経路に沿った管腔の仮想内視鏡画像を形成し表示することによって、挿入操作のナビゲーションを行うナビゲーションシステムが開示されている。

【０００６】

また、やはり挿入操作を補助するために、特開２００２－１１９５０７号公報には被検体に挿入されているカテーテルの先端部から見た仮想画像を表示する医療機器が、特開２００２－３０６４０３号公報には、内視鏡の先端部の仮想画像を仮想内視鏡画像と重畳して表示する内視鏡装置が開示されている。

【０００７】

ここで、先端部を目標部位まで挿入するには、先端部を湾曲する湾曲部の操作が不可欠であるが、その操作は容易ではないことがあった。

【０００８】

またＣＣＤを有する内視鏡が挿入できない細径の管腔末梢部においてはＸ線透視により管腔内における処置具先端部の位置を確認する必要があった。

【０００９】

本発明は、処置具の先端部を管腔の目標位置まで容易に挿入できる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】

本発明の一態様による医療機器は、撮像部と、内部を挿通するチャンネルと、を有する内視鏡挿入部と、先端部に配設された、位置、方向および回転角を検出するためのセンサと前記先端部を湾曲する湾曲部とを有し前記チャンネルに挿通され前記先端部が前記内視鏡挿入部の挿入部先端部から突出可能な処置部と、予め取得した被検体の前記管腔の３次元画像データを記憶する記憶部と、前記目標位置を、前記３次元画像データをもとに設定するための目標位置設定部と、前記３次元画像データに基づいて、前記センサが検出する前記先端部の位置および方向および回転角からなる視線パラメータの仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、前記先端部を前記目標位置まで挿入するための操作情報と、前記仮想内視鏡画像と、を重畳表示処理する画像処理部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】第１の実施の形態の医療機器による内視鏡の気管支への挿入を説明するための模式図である。

【図２】第１の実施の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３】第１の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。

【図４】第１の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。

【図５Ａ】第１の実施の形態の医療機器の表示画面の構成を説明するための図である。

10

20

30

40

50

- 【図5B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の構成を説明するための図である。
- 【図5C】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の構成を説明するための図である。
- 【図6A】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図6B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図6C】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図7A】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図7B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図8A】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図8B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図8C】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。 10
- 【図9A】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図9B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図10A】第1の実施の形態の医療機器の挿入経路を説明するための説明図である。
- 【図10B】第1の実施の形態の医療機器の挿入経路を説明するための説明図である。
- 【図11】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図12】第1の実施の形態の医療機器の湾曲部のベクトルを示す図である。
- 【図13A】第1の実施の形態の医療機器の動作および表示画面の一例を示す図である。
- 【図13B】第1の実施の形態の医療機器の動作および表示画面の一例を示す図である。
- 【図14A】第1の実施の形態の医療機器の動作、操作角度算出および表示画面の一例を示す図である。 20
- 【図14B】第1の実施の形態の医療機器の動作、操作角度算出および表示画面の一例を示す図である。
- 【図14C】第1の実施の形態の医療機器の動作、操作角度算出および表示画面の一例を示す図である。
- 【図15A】第1の実施の形態の医療機器の動作、操作角度算出および表示画面の一例を示す図である。
- 【図15B】第1の実施の形態の医療機器の動作、操作角度算出および表示画面の一例を示す図である。
- 【図15C】第1の実施の形態の医療機器の動作、操作角度算出および表示画面の一例を示す図である。 30
- 【図16】第1の実施の形態の医療機器の操作の一例を示す図である。
- 【図17】第1の実施の形態の医療機器の操作の一例を示す図である。
- 【図18A】第1の実施の形態の医療機器の操作情報表示の一例を示す図である。
- 【図18B】第1の実施の形態の医療機器の操作情報表示の一例を示す図である。
- 【図18C】第1の実施の形態の医療機器の操作情報表示の一例を示す図である。
- 【図18D】第1の実施の形態の医療機器の操作情報表示の一例を示す図である。
- 【図19A】第1の実施の形態の医療機器の挿入経路を説明するための説明図である。
- 【図19B】第1の実施の形態の医療機器の挿入経路を説明するための説明図である。
- 【図20A】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図20B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。 40
- 【図21A】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図21B】第1の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図22】第2の実施の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23】第2の実施の形態の医療機器による補正方法を説明するための模式図である。
- 【図24】第2の実施の形態の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図25】第2の実施の形態の変形例の医療機器による補正方法を説明するための模式図である。
- 【図26】第2の実施の形態の変形例の医療機器の表示画面の一例を示す図である。
- 【図27】第3の実施の形態の医療機器の構成を説明するための構成図である。
- 【発明を実施するための最良の形態】 50

【 0 0 1 2 】

< 第 1 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 1 の実施の形態の医療機器 1 について説明する。図 1 は、被検者 7 の気管支 9 に挿入された内視鏡装置 2 の内視鏡 2 A のチャンネル 2 F 1 に、処置具 4 の挿入部 4 E を挿通し、気管支末端の目標部位 9 G を生検する様子を示す模式図である。

【 0 0 1 3 】

図 1 に示すように、気管支 9 は複数の分岐部を有する。このため目標部位 9 G まで処置具 4 を挿入するためには、それぞれの分岐部において、内視鏡 2 A の挿入部先端部 2 C の撮像手段である CCD 2 G (図 2 参照) が撮像した内視鏡画像をもとに、術者は正しい選択判断および挿入操作を行う必要がある。なお、撮像手段としては CMOS 等を用いてもよい。

10

【 0 0 1 4 】

図 2 に示すように、医療機器 1 は、内視鏡装置 2 と処置具 4 に加えて、術者が行う判断および操作を支援する挿入支援装置 3 を有する。すなわち、挿入支援装置 3 は第 1 の機能として分岐部において術者の行う選択判断を補助する。さらに挿入支援装置 3 は第 2 の機能として術者の行う湾曲操作を補助する。

【 0 0 1 5 】

内視鏡装置 2 は挿入部先端部 2 C と、挿入部先端部 2 C を湾曲操作するための湾曲部 2 D と、細長い挿入部 2 E と、操作部 2 B (図 2 参照) とが、接続されている。一方、処置手段である処置具 4 も先端部 4 C と、先端部 4 C を湾曲操作するための湾曲部 4 D と、細長い挿入部 4 E と、操作部 4 B (図 2 参照) とが、接続されている。

20

【 0 0 1 6 】

図 2 に示すように、挿入支援装置 3 は、CT 画像データ格納部 1 3 と、入力部 1 4 と、仮想内視鏡画像生成手段である仮想内視鏡画像 (Virtual Bronchus Scope 画像 : 以下、「VBS 画像」ともいう。) 生成部 1 2 と、画像処理部 1 0 と、表示部 6 と、処置具 4 の先端部 4 C に配設されたセンサ 1 9 と、磁界発生アンテナ 2 0 と、アンテナ駆動部 2 1 と、位置検出部 2 2 と、位置記憶部 2 2 B と、全体の制御を行う制御部 1 1 と、を有する。なお、挿入支援装置 3 の構成要素は、内視鏡装置 2 の各種処理を行う図示しない構成要素と共通のものであってもよい。

30

【 0 0 1 7 】

記憶手段である CT 画像データ格納部 1 3 は、被検者 7 の X 線断層像を撮像する図示しない公知の CT 装置で生成された、例えば、DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 形式の 3 次元画像データを、図示しない受信部を介して受信し、記憶する半導体記憶装置または磁気記録装置等である。

【 0 0 1 8 】

入力部 1 4 は、術者が医療機器 1 に情報を入力するためのキーボードまたはマウス等である。術者が目標部位 9 G の位置を 3 次元画像データをもとに設定する操作も、目標位置設定手段としての入力部 1 4 を介して行われる。

【 0 0 1 9 】

VBS 画像生成部 1 2 は、DICOM 形式の 3 次元画像データから、後述する 6 次元の視線パラメータにもとづき VBS 画像を生成する。

40

【 0 0 2 0 】

画像処理手段である画像処理部 1 0 は、CCD 2 G が撮像した内視鏡画像 (以下、「リアル画像」ともいう。) を画像処理したり、後述するように、先端部 4 C を目標部位 9 G まで挿入するための湾曲部 4 D の操作情報および回転操作情報および VBS 画像を重畳表示する処理をしたりする。表示部 6 はリアル画像 / VBS 画像等を表示する表示手段である。

【 0 0 2 1 】

すでに説明したように処置具 4 は、先端部 4 C に位置および方向および回転角 (以下「

50

位置等」ともいう。)を検出するためのセンサ19を有する。センサ19は、例えば磁界検出センサであり、被検者7の外部に配設した3個のアンテナからなる磁界発生アンテナ20が発生する磁界を検出することで、配設されている処置具4の位置等を検出する。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。

【0022】

例えば、複数のアンテナを有する磁界発生アンテナ20の、それぞれのアンテナから、それぞれ異なる周波数の交流磁界をアンテナ駆動部21により発生する。センサ19は周波数の異なる複数の交流磁界を区別して検出するため、位置検出部22はセンサ19の情報をもとに磁界発生アンテナ20に対するセンサ19の位置、方向および回転角の情報(X、Y、Z、a、e、r)を検出することができる。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。先端部4Cにおけるセンサ19の配設位置は既知であるため、センサ19の位置をもとに、処置具4の所定の場所、例えば先端4Hの位置等が算出される。位置記憶部22Bは位置検出部22が検出した先端4Hの位置等を時系列的に記憶する。

10

【0023】

次に、医療機器1における挿入操作支援の方法について説明する。図3に示すように挿入支援装置3が挿入ナビゲーションを行うとき、最初に、表示部6の表示画面6aに、被検者7の情報および気管支9の分岐部の情報等6Aと、3次元画像データをもとにした気管支9の仮想画像6Bと、詳細は図示していないVBS画像B(6C)等とが表示される。VBS画像BはCCD2Gの視線パラメータにもとづくVBS画像である。ここで視線パラメータとは、位置および方向および回転角(X、Y、Z、a、e、r)からなる6次元のパラメータである。なお後述するようにVBS画像Aは、処置具4の先端部4Cの視線パラメータにもとづくVBS画像である。

20

【0024】

術者は入力部14を操作することにより、仮想画像6Bを用いて目標位置である肺の目標部位9Gをポインタ14A等を用いて設定する。なお、術者は目標部位9Gではなく、途中の通過点などの任意の部位を設定してもよい。目標部位9G等が設定されると、挿入支援装置3は、図3に示すように挿入経路R1を算出し仮想画像6Bに重畳表示する。挿入経路R1は仮想内視鏡画像の管腔断面の重心点または中心点をつないだ芯線のうち、目標部位9Gにつながる芯線である。

30

【0025】

そして、VBS画像生成部12は、挿入経路R1に沿った複数の分岐部のそれぞれのVBS画像Bを作成する。なお、挿入支援装置3は、VBS画像生成部12が予め生成した気管支9のVBS画像を記憶しておくVBS画像記憶部(不図示)を有し、記憶されたVBS画像の中から挿入経路R1に沿った分岐部のVBS画像を抽出して表示してもよい。

【0026】

そして、図4に示すように、挿入操作が開始されると、表示画面6aには、CCD2Gが撮像し画像処理部10が処理したリアル画像6Fと、挿入操作の過程で出現する分岐部のVBS画像の縮小画像である複数のサムネイルVBS画像(6E)と、次に出現する分岐部のVBS画像B(6D)と、が表示される。そしてVBS画像B(6D)には分岐部の先の管腔のうちの、いずれの管腔に先端部を挿入するかの指示情報6Gが重畳表示される。術者は挿入支援装置3の指示情報6Gに従い、選択判断を行いながら挿入操作を行うことにより、目標部位9Gの近傍まで挿入部先端部2Cを挿入することができる。なお、このとき処置具4は挿入部2E内のチャンネル2F1に挿通されていなくともよいし、または、処置具4は挿入部2E内のチャンネル2F1に挿通され先端部4Cが、挿入部2Eの挿入部先端部2Cの所定の位置に固定されていてもよい。

40

【0027】

ここで目標部位9Gが気管支9の末梢部にある場合には、挿入部2Eの径が細い内視鏡

50

2 Aであっても、術者は内視鏡 2 A の挿入部先端部 2 C を目標部位 9 G まで挿入できない。このため、次に術者は内視鏡 2 A の挿入部先端部 2 C の処置具口 2 F から、処置具 4 を突出することにより、さらに深部にある目標部位 9 G にまで処置具 4 の先端部 4 C を挿入し、所定の処置を行う必要がある。

【 0 0 2 8 】

すなわち内視鏡 2 A の挿入部 2 E は、細い管腔内に挿入可能なように、例えば直径 3 mm と消化器用内視鏡等よりも細いが、処置具 4 はさらに細い末梢の管腔内に挿入可能なように、例えば直径 1 mm である。このため処置具 4 の湾曲部 4 D は上下方向または左右方向のいずれかの方向にのみ湾曲可能である。すなわち、湾曲部 4 D は消化器用内視鏡のように上下左右の 4 方向に自由に湾曲することができない。このため、湾曲部 4 D の湾曲操作は熟練を要する。なお便宜上、上下方向、左右方向と呼んでいるが、これは挿入方向に直交する面の面内の一方向の意味である。

【 0 0 2 9 】

さらに、内視鏡 2 A の挿入部 2 E が挿入できない細径の管腔においては、術者は CCD 2 G によるリアル画像により分岐部を観察することができない。

【 0 0 3 0 】

しかし、挿入支援装置 3 の VBS 画像生成部 1 2 は、処置具 4 の先端部 4 C、より厳密には、先端部 4 C の一部、例えば先端 4 H の視線パラメータにもとづく VBS 画像 A を生成する。

【 0 0 3 1 】

すなわち、すでに説明したように処置具 4 は位置等を検出するセンサ 1 9 を有する。このため、VBS 画像生成部 1 2 は、センサ 1 9 が検出した位置等にもとづく視線パラメータの VBS 画像 A を生成し表示部 6 に表示する。さらに画像処理部 1 0 は、VBS 画像 A (図 5 A) と、挿入すべき管路 3 1 に先端部の方向を向けるためのグラフィック表示の操作指示画像 3 0 (図 5 B) と、を重畳表示処理した画像 (図 5 C) を表示部 6 に表示する。図 5 B に示すように、グラフィック表示の操作指示画像 3 0 は例えば矢印で表示されるが、単なる挿入方向を示す画像ではなく、矢印の方向が回転角度 1 を、矢印の長さが湾曲角度 2 を示している。なお、グラフィック表示に加えてデジタル情報を表示してもよい。

【 0 0 3 2 】

図 6 A に示すように、術者は数字ではなく直感的に理解しやすいグラフィック表示の操作指示画像 3 0 が VBS 画像 A に重畳されている画像を見ながら、操作部 4 B の操作および回転操作を行うことができる。そして、図 6 B に示すように、術者は処置具 4 を回転角度 1 だけ回転操作し、さらに図 6 C に示すように術者は操作部 4 B により湾曲部 4 D を湾曲角度 2 だけ湾曲操作することにより、容易に、目標部位 9 G の方向の管腔に先端部 4 C を向けることができる。なお、回転操作においては、術者が処置具 4 の基端部側を把持し回転することにより、挿入部 4 E を介して湾曲部 4 D および先端部 4 C を回転する。

【 0 0 3 3 】

すなわち挿入支援装置 3 によれば、術者は、CCD 2 G を有していない処置具 4 であっても、VBS 画像 A を見ながら、分岐部では、その指示情報にもとづき選択判断を行うことにより、目標部位 9 G まで先端部 4 C を到達することができる。さらに挿入支援装置 3 によれば、術者は VBS 画像 A に重畳表示される操作情報にもとづき湾曲部 4 D を操作することにより、4 方向に自由に湾曲することができない湾曲部 4 D であっても、容易に操作することができる。

画像処理部 1 0 は、先端部 4 C を目標部位 9 G まで挿入するための挿入経路 3 0 L 1、を VBS 画像 A と重畳表示処理してもよい。図 7 A は、目標部位 9 G の透視画像 9 G V 1 が画面内に存在する場合を示しており、破線表示の挿入経路 3 0 L 2 は先端部 4 C の位置からは直接見えない可視不可能な挿入経路であることを示している。一方、図 7 B は目標部位 9 G の透視画像 9 G V 1 が VBS 画像 A の画面内に存在しない場合を示しているが、矢印 3 0 D が目標部位 9 G の存在方向を示しているために術者は目標部位 9 G の存在方向

10

20

30

40

50

を認識することができる。なお、図7Bにおいては説明のため、表示されないVBS画像Aの画面外も図示している。

【0034】

湾曲部4Dの操作情報として、挿入操作中の先端部4Cの位置から目標部位9Gまでの挿入経路として先端部4Cの位置からは可視可能な挿入経路30L1および可視不可能な挿入経路30L2をVBS画像に重畳表示処理する挿入支援装置3は、直近の操作情報だけでなく、その後に行う挿入操作の情報も術者に伝達できるため、操作性に優れている。

【0035】

以上の説明のように、術者は、医療機器1では挿入支援装置3の表示部6に表示される操作情報に従って湾曲部4Dを操作しながら、挿入操作を行うことにより、的確にかつ短時間で先端部4Cを目標部位9Gにまで挿入することができる。また医療機器1ではX線を用いないため、被検者が被曝することがない。

10

【0036】

なお、図6C等には、画像処理部10がVBS画像Aに目標部位9Gの透視画像9GV1を重畳表示処理している例を示している。ここで表示されている目標部位9Gは、このときの視線パラメータでは観察できない位置にあるが、術者に目標部位9Gの位置情報を提供するために透視画像9GV1として表示している。透視画像9GV1を表示する場合には観察可能な部位との識別を容易にするために破線表示または特徴のある色で表示することが好ましい。さらに透視画像9GV1に所定の大きさの情報を付与することにより、目標部位9Gとの距離情報をグラフィック表示により術者に提供することができる。

20

【0037】

例えば、図8Aに示すように、先端4Hが目標部位9Gを処置可能な位置、すなわち観察可能な位置、まで挿入された後に、図8Bに示すように、さらに目標部位9Gに接近すると、VBS画像Aの中の目標部位9Gの画像9GVの大きさは、さらに大きくなる。そして図8Cに示すように、先端部4Cが目標部位9Gに当接するとVBS画像Aは全体が目標部位9Gの画像9GVとなる。このとき、目標部位9Gではない管腔壁に先端部4Cが当接した場合と区別するために、表示部6に表示する目標部位9Gの画像9GVの色またはハッチングは特に目立つように設定しておくことが好ましい。

【0038】

透視画像9GV1に付与する所定の大きさの情報は、目標部位9Gとの距離情報を術者に直感的に提供するためには、固定された大きさでもよい。しかし、入力部14を介して目標位置として所定の大きさ、すなわち目標部位9Gの体積の設定が可能であることが好ましい。図9Aおよび図9Bに示すように、目標部位9Gの体積の設定が行われた場合には、画像処理部10は、目標部位9Gの体積、および現在の先端部4Cの位置から目標部位9Gまでの挿入経路の長さ、および挿入経路にある分岐部Nの数も、重畳表示処理することができる。なお、図9AはVBS画像Aの下に操作情報を重畳表示した例であり、図9BはVBS画像Aの中に操作情報を重畳表示した例である。上記挿入支援装置は、より多くの情報が術者に伝達できるため、より操作性に優れている。すなわち、術者は図3の仮想画像6Bのような3次元的な表示がなくとも、目標部位9Gまでの大凡の距離情報を得ることができる。

30

40

【0039】

なお、画像処理部10は、湾曲操作または回転操作が必要なときにだけ操作情報を重畳表示処理するようにしてもよい。すなわち、先端部4Cが、分岐部に到達する前の分岐のない管腔を通過しているとき、または、正しい挿入方向に先端部4Cが向いているとき、には操作情報を術者に知らせる必要はない。すなわち、画像処理部10は、先端部4Cが所定の操作情報表示領域に到達し、かつ、所定の湾曲角閾値以上かつ所定の回転角閾値以上の操作情報のみを、重畳表示することが好ましい。

【0040】

また、湾曲操作または回転操作のうち、操作が必要な操作情報のみを、画像処理部10は、重畳表示することが好ましい。すなわち、画像処理部10は、湾曲操作または回転操

50

作の少なくともいづれかが必要なときに前記操作情報を重畳表示処理する。

湾曲角閾値および回転角閾値にもとづいて操作情報を重畳表示する画像処理部 10 は、術者に不要な情報を提示しないため操作性がよい。

【0041】

図 10 A および図 10 B に示すように、操作情報表示領域としては挿入経路 R 1 の分岐部 N 1 ~ N X を基準とした所定の 3 次元空間の内部、例えば、分岐部 N X を中心とする所定半径の球 S X の内部の気管支の領域とする。すなわち、後述するように、先端部 4 C が分岐部を通過後も、操作情報表示領域内にある場合は操作情報を、表示することが好ましい。これは後述するように誤操作等により誤った方向の管路に先端部 4 C が挿入された場合のリカバー方法の表示等のためである。すでに説明したように先端部 4 C の位置はセンサ 19 の位置をもとに算出される。また操作情報表示領域である球 S X の半径は先端部 4 C を湾曲操作するための湾曲部 4 D の長さであるデバイス先端長 L 以上であることが好ましく、分岐部 N の位置に応じて異なってもよい。

10

【0042】

すなわち、誤った操作により挿入経路から外れた管腔内に先端部 4 C が位置している場合には、術者は先端部 4 C を基端部側に引き戻す操作をする必要がある。このような場合、挿入支援装置 3 の画像処理部 10 は、挿入経路の重畳表示に加えて、特別な表示、例えば、図 11 に示すような、X マークを表示することにより、術者に注意を促すことができる。

【0043】

次に、制御部 11 による操作情報である湾曲角度 2 および回転角度 1 の算出方法について簡単に説明する。

20

【0044】

以下、図 12 に示すように、先端 4 H の位置を点 B、湾曲部 4 D の湾曲支点を点 A、湾曲部 4 D の基端部側の起点を点 O と定義する。挿入支援装置 3 は位置記憶部 22 B が記憶している先端 4 H の位置の時系列データにもとづき、点 A、点 B および点 O の位置を算出する。

【0045】

図 13 A に示すように、点 B が分岐部 N X の操作情報表示領域である球 S X の挿入経路方向側の領域 S X A に存在する場合には、先端部 4 C は、そのまま前進、すなわち、先端部 4 C を押し込めば、挿入経路 R 1 に沿った方向の管腔に進める。このため、画像処理部 10 は操作情報としての湾曲角度 2 および回転角度 1 は表示しない。すなわち、すでに説明したように、湾曲角度 2 または回転角度 1 が、それぞれの所定の閾値以下の場合には、画像処理部 10 は湾曲角度 2 または回転角度 1 を重畳表示処理しない。なお、図 13 B に示すように、先端部 4 C が正しい挿入方向に向いていることは、文字情報 30 M で表示してもよい。

30

【0046】

これに対して、図 14 A に示すように、先端 4 H (点 B) が挿入経路方向側の領域 S X A に存在しない(領域 X S B に存在)場合には、先端部 4 C は、そのまま前進すれば挿入経路 R 1 ではない誤った管路に進む。この場合、最初に回転角度 1 が算出される。すなわち、まず挿入経路の分岐部における挿入方向への接線から、ベクトル V が導出される。さらに点 A および点 B の位置情報、または点 A における先端方向ベクトルからベクトル A B が導出される。そして、ベクトル O A が導出され、ベクトル O A に対して垂直な平面 O A V が規定される。ベクトル O A を基準点とするベクトル V およびベクトル A B、すなわち平面 O A V に投影されたベクトル V およびベクトル A B のなす角度が、図 14 B に示すように、回転角度 1 である。

40

【0047】

術者が回転角度 1 の操作を行えば、挿入経路方向側の領域に先端 4 H (点 B) が移動する場合には、湾曲角度 2 を算出する必要がない。このため、図 14 C に示すように、回転角度 1 だけが重畳表示される。

50

【 0 0 4 8 】

これに対して、図 1 5 A に示すように、回転角度 θ_1 の操作を行っても、挿入経路方向側の領域に先端 4 H (点 B) が移動しない場合には、湾曲角度 θ_2 が算出される。すなわち、点 A を中心、半径をデバイス先端長 L、平面 O A B 上で経路方向領域との交点を点 B 2 とする円を作成する。すると図 1 5 B に示すように、ベクトル A B とベクトル A B 2 とがなす角度が湾曲角度 θ_2 である。そして、図 1 5 C に示すように回転角度 θ_1 と湾曲角度 θ_2 とが V B S 画像 A と、重畳表示される。

【 0 0 4 9 】

なお、内視鏡 2 A または処置具 4 によっては基端部側の操作部 4 B 操作と、先端部 4 C の動作とが直接的に対応していない場合がある。例えば、図 1 6 に示すように、操作部 4 B の回転部 4 B 2 が 3 6 0 度回転した場合に、先端部 4 C が 1 8 0 度回転する場合がある。この場合には先端部 4 C の回転角度 θ_1 から、算出式、 $\theta_2 = f(\theta_1)$ を用いて回転部 4 B 2 の回転角度 θ_1 が算出される。算出式は例えば、 $\theta_2 = 2 \times \theta_1$ 、である。同様に、操作部 4 B の湾曲角度 θ_2 は、先端部の湾曲角度 θ_1 から算出式を用いて算出される。

10

【 0 0 5 0 】

また、図 1 7 に示すように、操作部 4 B のレバー部 4 B 2 の前後への移動操作により先端部 4 C が回転または湾曲部が湾曲する場合がある。この場合には先端部 4 C の回転角度 θ_1 を用いて算出式、 $\theta_2 = f_1(\theta_1)$ 、からレバー部 4 B 2 の移動量が算出される。例えば、レバー部 4 B 2 を 5 mm 移動すると先端部 4 C が 1 0 度回転する場合の算出式は、 $L = (\theta_2) / 2$ (mm)、である。すなわち、この場合には、湾曲角度または回転角度の操作情報は、角度ではなく、術者の操作に適した物理量であるレバー操作量に変換して表示される。

20

【 0 0 5 1 】

さらに、回転方向 / 湾曲方向を術者に知らせるために、操作方向が表示される。操作情報の表示は、図 1 8 A、図 1 8 B に示すように文字による表示であってもよいし、図 1 8 C、図 1 8 D に示すようにグラフィック表示であってもよい。なお図 1 8 (C) 等に示したグラフィック表示は、仮想内視鏡画像と重畳表示される。

【 0 0 5 2 】

以上の説明では挿入支援装置 3 が、第 2 の機能として処置具 4 の湾曲部 4 D の湾曲操作を支援する場合を例に説明したが、第 2 の機能により、内視鏡 2 A の湾曲部 2 D の湾曲操作を支援することもできる。すなわち、挿入部 2 E の挿入操作のときに、予め処置具 4 の先端部 4 C をチャンネル 2 F 1 に挿入することにより、センサ 1 9 を挿入部先端部 2 C の所定の位置に配置することができる。

30

【 0 0 5 3 】

すると、内視鏡 2 A の湾曲部 2 D が上下方向または左右方向のいずれかの方向に湾曲可能な場合であっても、挿入支援装置 3 は術者に対して湾曲部 2 D の湾曲操作情報を V B A 画像 B と重畳してグラフィック表示することができる。なお、挿入支援装置 3 では、リアル画像と湾曲操作情報とを重畳して表示するように処理してもよい。

【 0 0 5 4 】

また、処置具 4 が観察可能な視線パラメータの V B S 画像 C と、処置具 4 の仮想画像とを重畳表示した画像を表示部 6 に表示してもよい。

40

【 0 0 5 5 】

なお、図 1 9 A に示すように、気管支の末梢部に比較的大きな体積の目標部位 9 G がある場合等には、図 1 9 B に示すように、複数の挿入経路 R 1 A、R 1 B、R 1 C が存在することがある。挿入支援装置 3 は基本動作では挿入経路の最も短い最短ルートを挿入経路として算出する。

【 0 0 5 6 】

しかし、図 2 0 A に示すように、術者の選択に応じて、複数の挿入経路を同時に表示してもよい。または図 2 0 B に示すように、最初に最短ルートの挿入経路のみを表示し、例

50

えば、タッチパネルである表示部 6 に表示された「次候補表示 (2 n d ルート) 」ボタン 6 P を操作者が押圧または選択することにより、次に挿入距離の短い挿入経路を表示するようにしてもよい。もちろん「次候補表示」ボタンは専用の機械的ボタンであってもよい。また複数の挿入経路を同時に表示する場合には、色または線の形状等を変えて表示することが好ましい。

【 0 0 5 7 】

ここで、図 1 1 を用いて説明したように、誤った操作により挿入経路 (第 1 の挿入経路) から外れた管腔内に先端部 4 C が位置している場合であっても、別の挿入経路 (第 2 の挿入経路) を経て目標部位 9 G に先端部 4 C が到達できる場合もある。この場合には、図 2 1 A に示すように、「次候補表示」ボタンが表示部 6 に自動的に表示される。

10

【 0 0 5 8 】

図 2 1 B に示すように、術者が「次候補表示」ボタンを押圧すると、第 2 の挿入経路が表示されるため、術者は、そのまま挿入操作を続行できる。

【 0 0 5 9 】

上記挿入支援装置は、複数の挿入経路を算出し、挿入操作中であっても、その時点で最も適した挿入経路を術者が選択できるように、操作性が良い。

【 0 0 6 0 】

< 第 2 の実施の形態 >

次に、本発明の第 2 の実施の形態の医療機器 1 A について説明する。本実施の形態の医療機器 1 A は第 1 の実施の形態の医療機器 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

【 0 0 6 1 】

図 2 2 に示すように、医療機器 1 A の挿入支援装置 3 A は、センサ 1 9 が検出した位置等を、CCD 2 G が撮像したリアル画像をもとに補正する補正部 2 3 を具備する。

【 0 0 6 2 】

図 2 3 に示すように、挿入部 2 E の挿入操作のときに、処置具 4 の先端 4 H が内視鏡 2 A の先端 2 H の位置まで挿入されている場合に、挿入部先端部 2 C 内でセンサ 1 9 が配設されている位置等を知ることが容易である。そして、挿入部先端部 2 C における CCD 2 G の配置位置は既知である。

【 0 0 6 3 】

一方、図 2 4 に示すように、制御部 1 1 は、VBS 画像生成部 1 2 を制御して、CCD 2 G が撮影したリアル画像と類似した VBS 画像 B を生成することができる。すなわち、制御部 1 1 はセンサ 1 9 が検出したセンサ 1 9 の位置、方向および回転角 (X 0、Y 0、Z 0、a 0、e 0、r 0) をもとに、最初に、そのときの CCD 2 G の位置、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 VBS 画像 B を生成する。そして、制御部 1 1 は、VBS 画像 B 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。リアル画像と VBS 画像 B とのマッチング処理においては、リアル画像のフレーム単位で行うため、実際の比較処理は静止内視鏡画像と VBS 画像 B の類似度を基準に行われる。

30

40

【 0 0 6 4 】

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、許容誤差 e 0 よりも大きい場合 (No) には、制御部 1 1 は、値を少し変えた視線パラメータ値を VBS 画像生成部 1 2 へ出力する。VBS 画像生成部 1 2 は新規な視線パラメータに従った、次の 1 枚の VBS 画像 B を生成する。

【 0 0 6 5 】

挿入支援装置 3 が、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 1 2 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。

50

【0066】

そして、制御部11は、リアル画像情報から許容誤差 e_0 以下のCCD2Gの視線パラメータ、言い換えれば、CCD2Gの位置、方向および回転角(X_n 、 Y_n 、 Z_n 、 a_n 、 e_n 、 r_n)を検出する。この視線パラメータを用いることで、補正部23は、センサ19が検出したセンサ19の位置、方向および回転角(X_0 、 Y_0 、 Z_0 、 a_0 、 e_0 、 r_0)を、CCD2Gの位置、方向および回転角(X_n 、 Y_n 、 Z_n 、 a_n 、 e_n 、 r_n)をもとに補正する。言い換えれば、制御部11は、CCD2Gの位置および方向および回転角からなる視線パラメータの第2の仮想内視鏡画像Bと、リアル画像と、をもとに、センサ19をキャリブレーションする。

【0067】

目標部位9Gの処置等を行うために、術者は処置具4の先端4Hと目標部位9Gとの相対関係をより明確にすることが好ましい。ここで、入力部14により設定される目標部位9Gの位置は、3次元画像データをもとにしたCT座標系により設定されている。これに対して、センサ19の位置は、例えば磁界発生アンテナ20を基準とするセンサ座標系で得られる。補正部23が行う補正処理は、センサ19の検出誤差を補正するだけでなく、CT座標系とセンサ座標系との整合性、言い換えれば、異なる座標間の座標変換式を算出するための処理でもある。補正部23が算出した座標変換式を用いることにより制御部11の制御は、より正確にかつ簡単になる。

【0068】

本実施の形態の医療機器1Aは、第1の実施の形態の医療機器1が有する効果に加えて、より処理速度が速く、精度の高いナビゲーションが可能であるため、より確実に処置具4の先端部4Cを管腔の目標部位9Gまで挿入できる。

【0069】

<第2の実施の形態の変形例>

次に、本発明の第2の実施の形態の変形例の医療機器1Bについて説明する。本変形例の医療機器1Bは第2の実施の形態の医療機器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。

【0070】

医療機器1Bの挿入支援装置3Bの補正部23Bは、センサ19が検出した位置等を、内視鏡2AのCCD12が撮像したリアル画像の中の処置具4の画像をもとに補正する補正部23Bを具備する。

【0071】

すなわち、図25に示すように、医療機器1Bでは補正部23Bの補正処理のために、術者は処置具4の先端部4Cを挿入部先端部2Cの処置具口2Fから突出する。すると図26に示すように、先端部4Cが撮像されているリアル画像が得られる。処置具4には突出量等を検出可能な目盛り4Lおよび回転を検出可能な目盛り4Mがあり、これらは制御部11によりリアル画像から読み取り可能である。この読み取ったデータ等から、制御部11は処置具4の先端4Hと、CCD2Gとの相対位置関係を算出することができる。

【0072】

このため、制御部11は、医療機器1Aが行った補正処理に加えて、さらに先端部4Cが撮像されているリアル画像をもとに、センサ19が検出した情報をさらに精度の高いものに補正、言い換えれば、センサ19の情報をさらにキャリブレーションする。

【0073】

本実施の形態の医療機器1Bは、第2の実施の形態の医療機器1Aが有する効果に加えて、さらにより精度の高いナビゲーションが可能であるため、より確実に処置具4の先端部4Cを管腔の目標部位9Gまで挿入できる。

【0074】

<第3の実施の形態>

第3の実施の形態の医療機器1Cは、第1の実施の形態の医療機器1と類似している点があるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

図 27 に示すように、本実施の形態の医療機器 1 C は、単独で被検者の気管支 9 に挿入する処置具 4 と、被検者 7 の体表面に設置される基準マーカ- 2 4 と、を具備する。医療機器 1 C では、基準マーカ- 2 4 の位置を磁界発生アンテナ 2 0 を基準とするセンサ座標系で得ることにより、C T 座標系とセンサ座標系との整合性、言い換えれば、異なる座標間の座標変換式を算出することができる。

【 0 0 7 6 】

医療機器 1 C では、処置具 4 は挿入操作中に分岐部の内視鏡画像を取得することができない。しかし、術者は医療機器 1 C の挿入支援装置 3 C が表示する V B S 画像 A と操作指示画像 3 0 とをもとに先端部 4 C を目標部位 9 G まで挿入できる。

10

【 0 0 7 7 】

医療機器 1 C の挿入支援装置 3 の動作は、医療機器 1 における処置具 4 に対する支援動作と同じである。

【 0 0 7 8 】

本実施の形態の医療機器 1 C は、第 1 の実施の形態の医療機器 1 が有する効果と同じ効果を有する。

【 0 0 7 9 】

以上の説明のように、本発明の医療機器は、内視鏡のチャンネルを挿入し内視鏡先端部から突出する、先端部に位置および方向および回転角を検出するためのセンサと湾曲部とを有し気管支の目標部位まで挿入される処置具と、予め取得した気管支の 3 次元画像データを記憶する画像データ格納部と、目標部位を設定するための入力部と、前記 3 次元画像データをもち、前記センサが検出する前記先端部の位置および方向および回転角からなる視線パラメータの仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、前記先端部を前記目標部位まで前記気管支を経由して挿入するための、前記湾曲部の湾曲操作情報と前記先端部の回転操作情報および前記仮想内視鏡画像および挿入経路、を重畳表示処理する画像処理部と、を具備する。

20

【 0 0 8 0 】

本発明は、上述した実施の形態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。

【 0 0 8 1 】

本出願は、2010年2月22日に日本国に出願された特願2010-36480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。

30

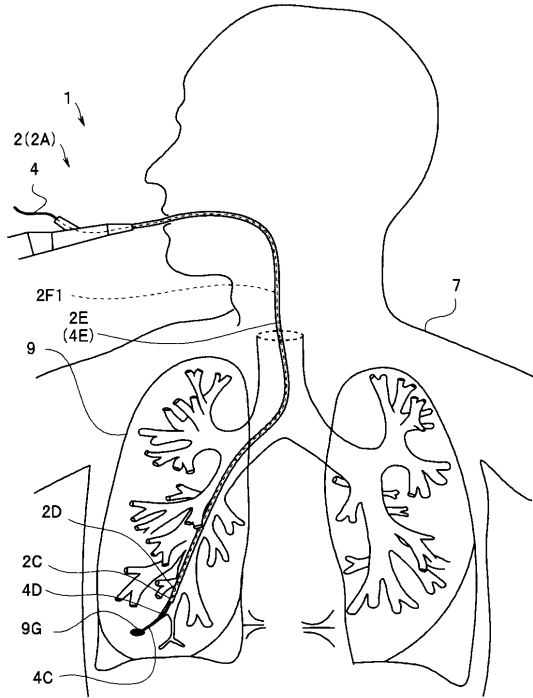
【要約】

医療機器 1 は、先端部 4 C に、位置および方向および回転角を検出するためのセンサ 1 9 と、湾曲部 4 D とを有し、気管支 9 の目標部位 9 G まで挿入する処置具 4 と、予め取得した気管支 9 の 3 次元画像データを記憶する C T 画像データ格納部 1 3 と、目標部位 9 G を設定するための入力部 1 4 と、前記 3 次元画像データをもち、センサ 1 9 が検出する先端部 4 C の位置および方向および回転角からなる視線パラメータの仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部 1 2 と、先端部 4 C を目標部位 9 G まで挿入するための操作情報と仮想内視鏡画像と、を重畳表示処理する画像処理部 1 0 と、を具備する。

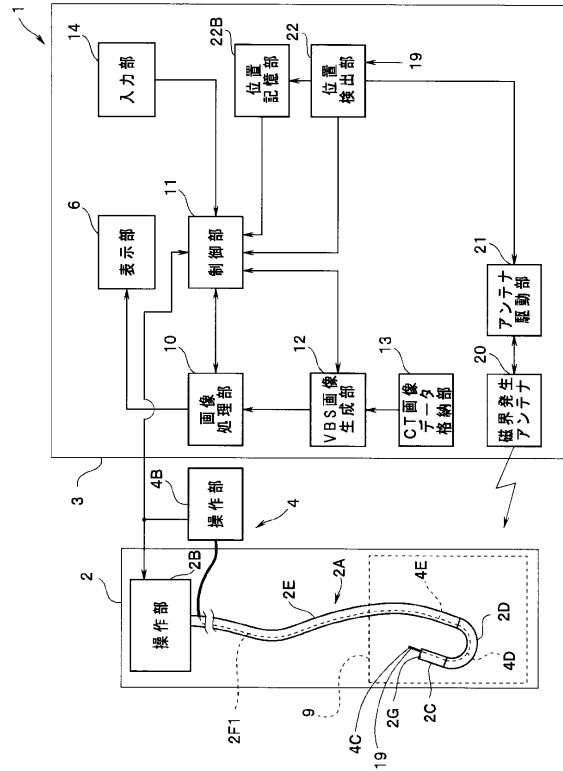
40

【選択図】図 9 B

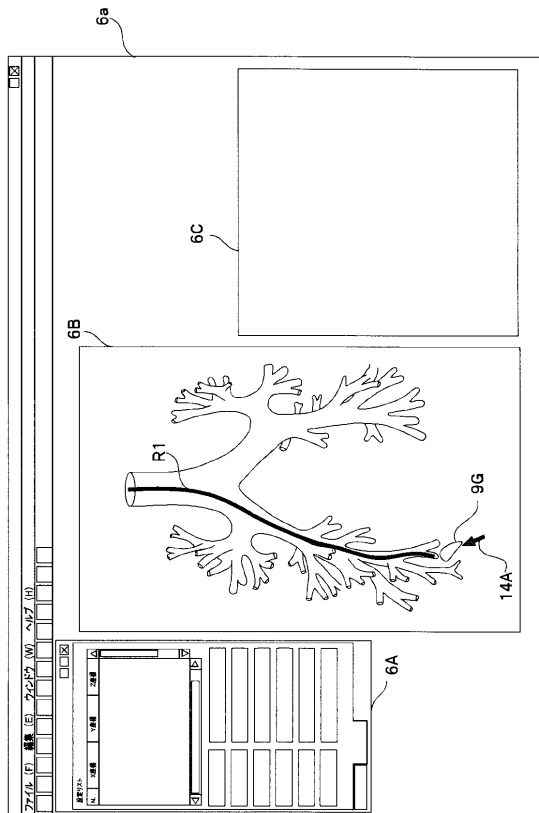
【図1】



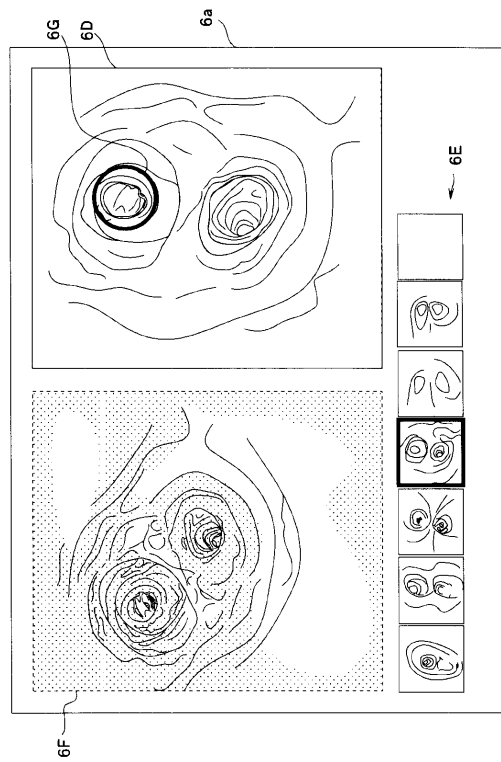
【図2】



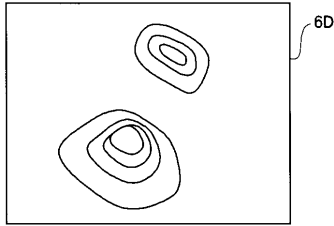
【図3】



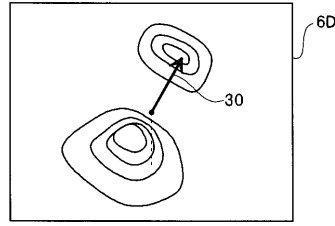
【図4】



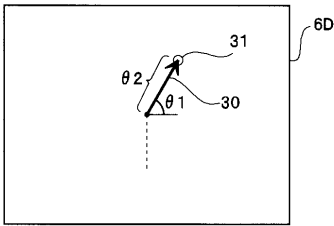
【図 5 A】



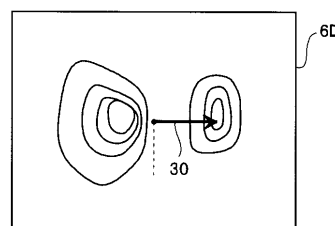
【図 6 A】



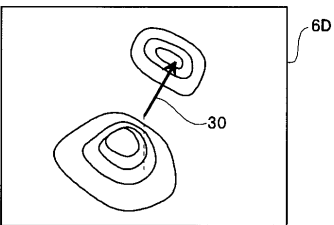
【図 5 B】



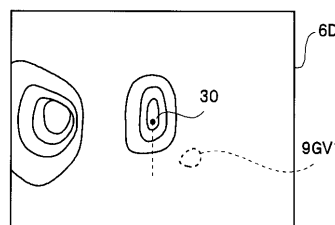
【図 6 B】



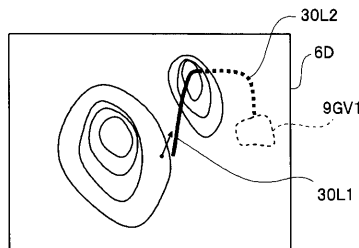
【図 5 C】



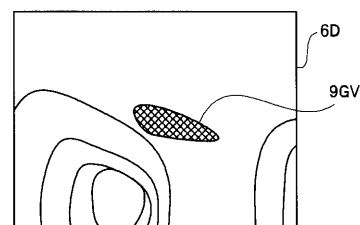
【図 6 C】



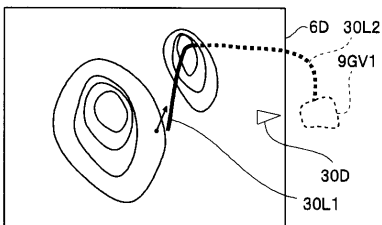
【図 7 A】



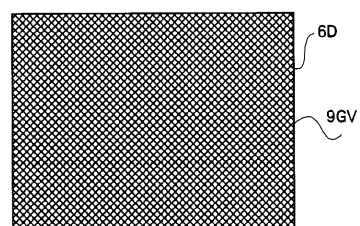
【図 8 B】



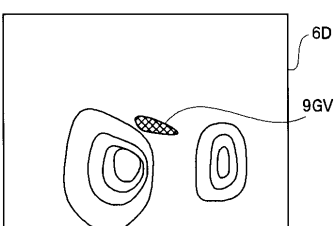
【図 7 B】



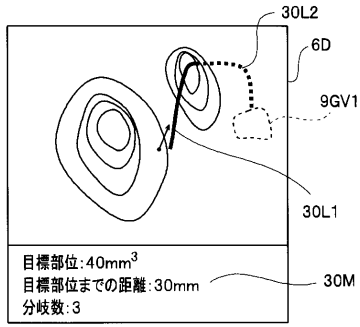
【図 8 C】



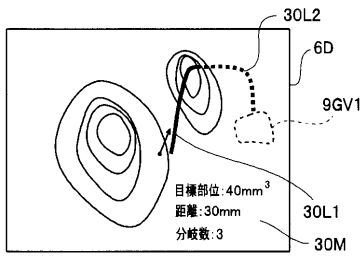
【図 8 A】



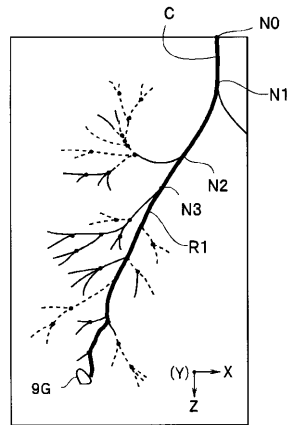
【図9A】



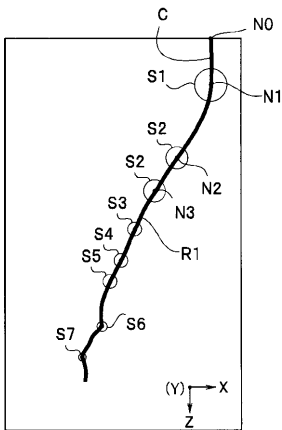
【図9B】



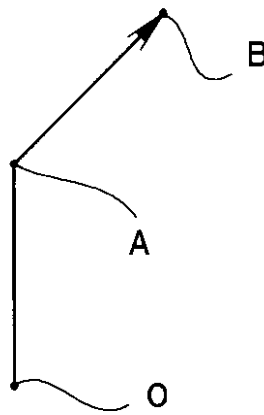
【図10A】



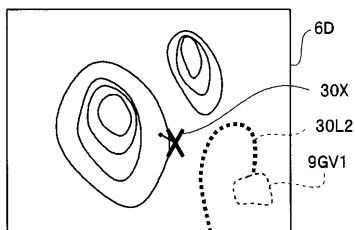
【図10B】



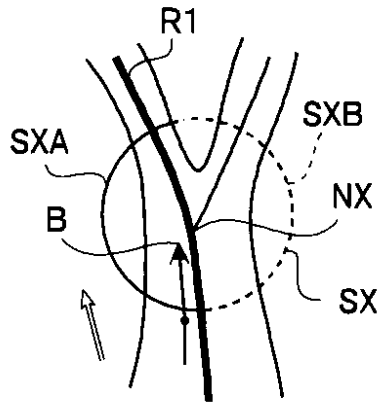
【図12】



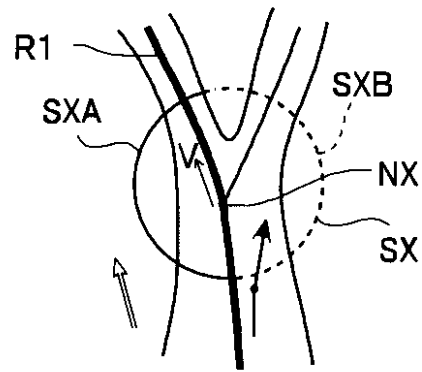
【図11】



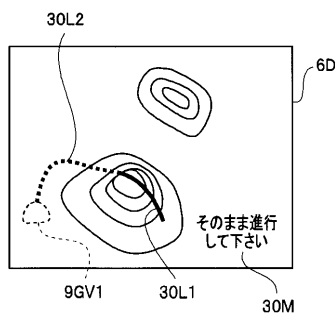
【図13A】



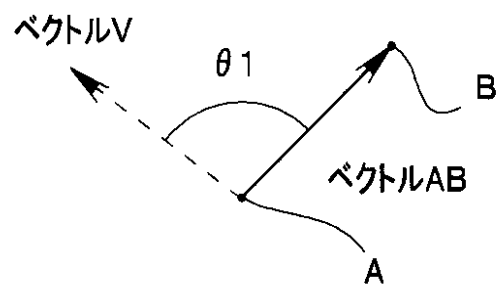
【図14A】



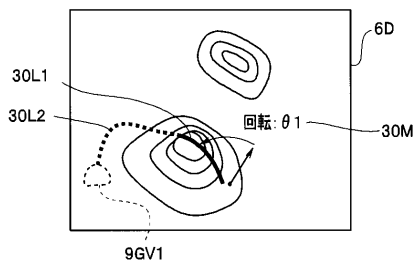
【図13B】



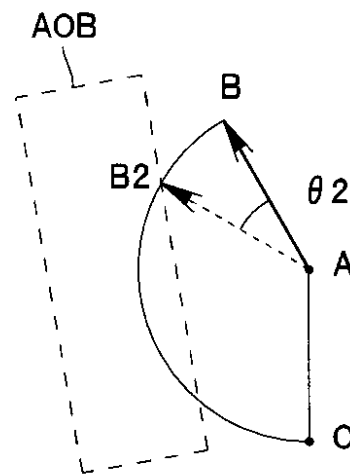
【図14B】



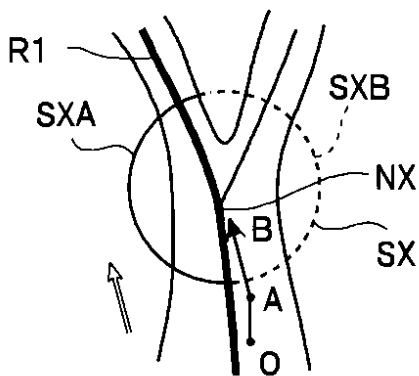
【図14C】



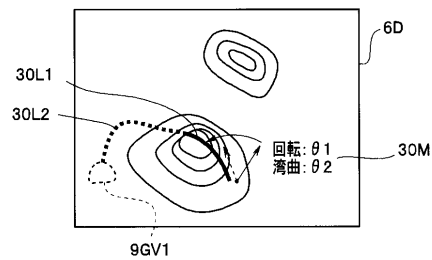
【図15B】



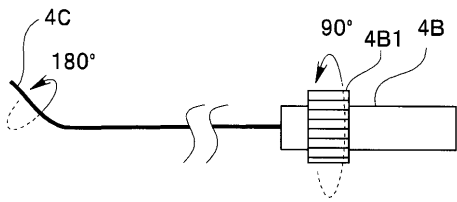
【図15A】



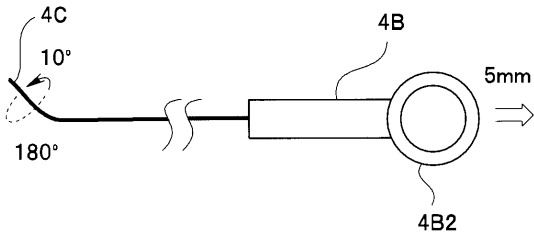
【図15C】



【図16】



【図17】



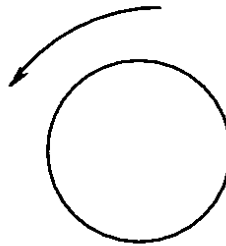
【図18A】

時計回りにXX度回転して下さい

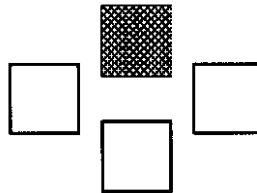
【図18B】

回転UPボタンを押して下さい

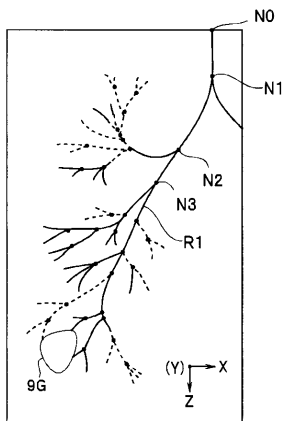
【図18C】



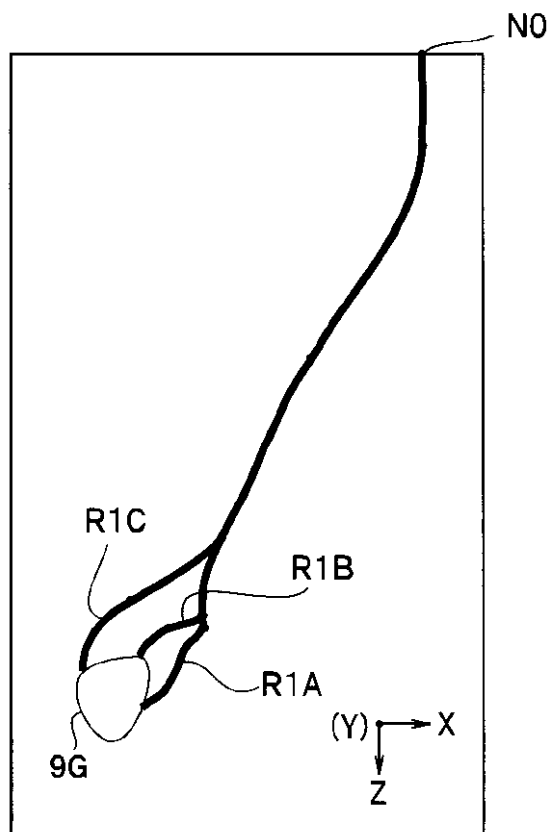
【図18D】



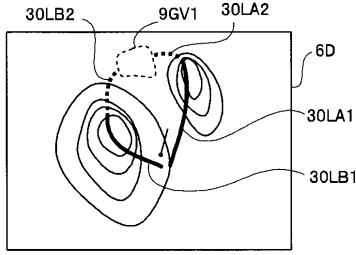
【図19A】



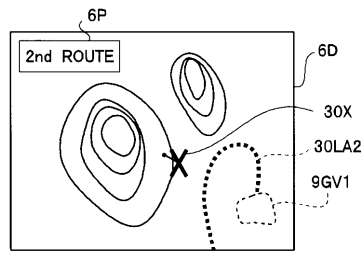
【図19B】



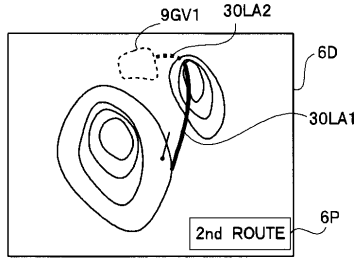
【図20A】



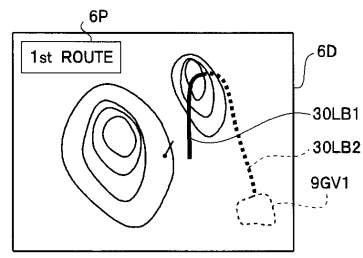
【図21A】



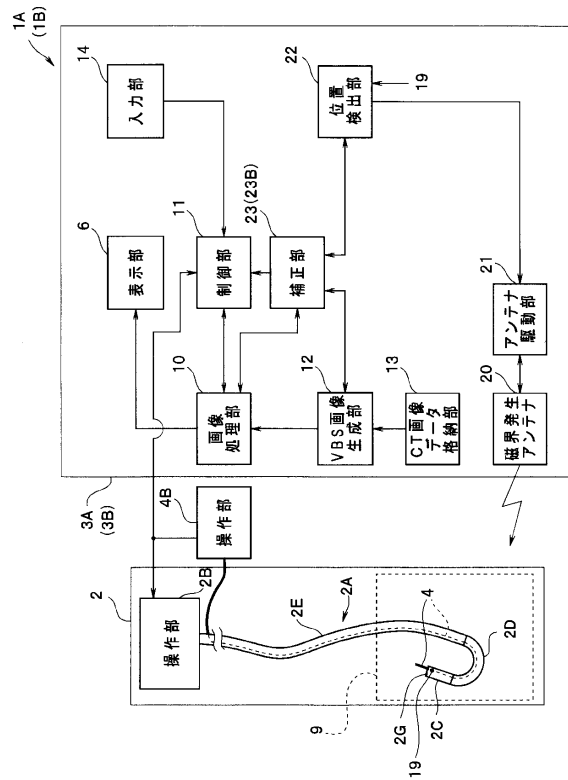
【図20B】



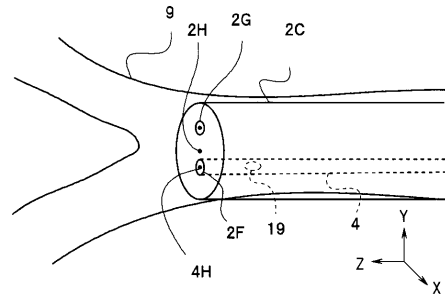
【図21B】



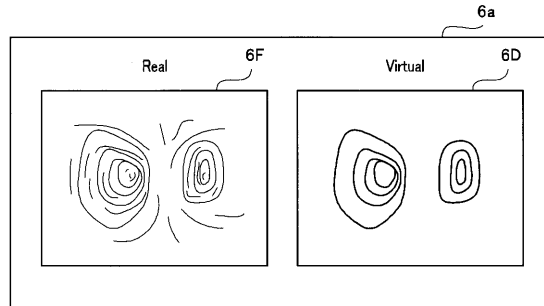
【図22】



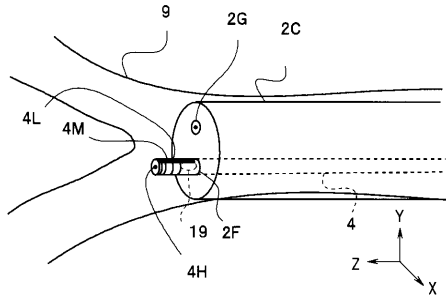
【図23】



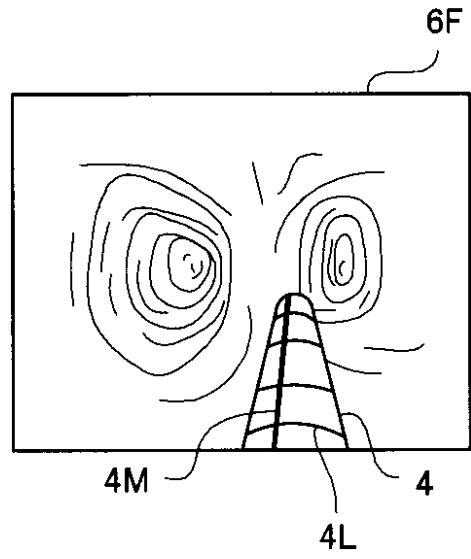
【図24】



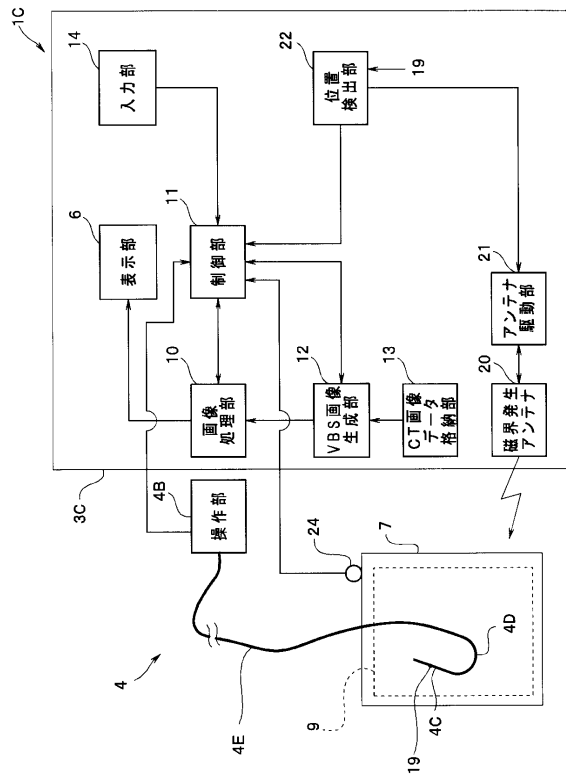
【図25】



【図26】



【図27】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002 - 119507 (J P , A)
特表2002 - 510230 (J P , A)
特開2009 - 279249 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 1/00

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP4728456B1	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	JP2011505275	申请日	2010-09-07
[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	伊藤 誠一 大西 順一		
发明人	伊藤 誠一 大西 順一		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.334.D		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2010036480 2010-02-22 JP		
其他公开文献	JPWO2011102012A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医疗装置1具有：传感器19，其用于检测前端部4C处的位置，方向和旋转角度；弯曲部4D；以及处置工具4，该处置工具4被插入支气管9的目标部位9G中并预先获取。CT图像数据存储单元13用于存储支气管9的三维图像数据，输入单元14用于基于三维图像数据设置由传感器19检测到的尖端4C的尖端4C的目标部位9G。虚拟内窥镜图像生成单元12生成视线参数的虚拟内窥镜图像，该视线参数包括位置，方向和旋转角度，操作信息以及用于将尖端部分4C插入目标部位9G的虚拟内窥镜图像。然后，进行图像的重叠显示处理的图像处理单元10。[选择图]图9B

【图 2】

