

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5372406号
(P5372406)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 11 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2008-135633 (P2008-135633)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成20年5月23日(2008.5.23)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2009-279249 (P2009-279249A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成21年12月3日(2009.12.3)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成23年3月15日(2011.3.15)		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	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	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

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】

被検体の管腔内で検査または処置を行う医療器具と、
前記医療器具を挿通可能なチャンネルの開口部および前記管腔を撮像可能な撮像手段を
、先端部に有する、前記管腔に挿入される挿入部と、

予め取得した前記被検体の3次元画像データから、複数の異なる視線位置からの前記管腔における仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、

前記撮像手段が撮像する前記管腔の内視鏡画像と類似度の高い前記仮想内視鏡画像を検索する画像検索手段と、

前記医療器具が前記開口部から突出する前に、前記類似度の高い仮想内視鏡画像の前記視線の位置に基づいて前記開口部の位置を基準点として設定する基準点設定手段と、

前記医療器具が前記開口部から突出した後に、前記基準点に対する前記医療器具の相対位置を算出する相対位置算出手段と、を具備することを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

前記仮想内視鏡画像生成手段が、前記画像検索手段からの情報に基づいて、より類似度の高い前記仮想内視鏡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】

前記画像検索手段が、予め前仮想内視鏡画像生成手段が生成した複数の前記仮想内視鏡画像の中から最も類似度の高い前記仮想内視鏡画像を検索し、

前記仮想内視鏡画像生成手段が、前記画像検索手段が検索した前記最も類似度の高い前

10

20

記仮想内視鏡画像の情報にもとづいて、より類似度の高い前記仮想内視鏡画像を生成することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記撮像手段が撮像する前記内視鏡画像から前記医療器具の位置を検出する画像位置算出手段を有し、

前記相対位置算出手段は、前記画像位置算出手段が検出した前記医療器具の位置と前記基準点とから、前記相対位置を算出することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記医療器具が、処置具またはプローブであることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の医療機器。 10

【請求項 6】

前記医療器具の前記チャンネル内での進退量を検出する進退量検出手段を備え、

前記相対位置算出手段は、前記進退量検出手段が検出した前記進退量と前記基準点とから前記相対位置を算出することを特徴とする請求項 5 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記医療器具の所定位置に第 1 の位置検出センサを有し、

前記第 1 の位置検出センサの位置を検出するための位置検出手段を備え、

前記相対位置算出手段は、前記位置検出手段が検出した前記医療器具の位置と前記基準点とから、前記相対位置を算出することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医療機器。 20

【請求項 8】

前記医療器具の所定位置に第 1 の位置検出センサを有し、かつ、前記挿入部の所定位置に第 2 の位置検出センサを有し、

前記第 1 の位置検出センサおよび前記第 2 の位置検出センサにおける各々の基準位置および基準方向を相互に変換する変換パラメータを算出する変換パラメータ算出手段を備えることを特徴とする請求項 5 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 9】

前記医療器具の所定位置に第 1 の位置検出センサを有し、かつ、前記挿入部の所定位置に第 2 の位置検出センサを有し、 30

前記開口部から前記医療器具の先端が突出したときに、前記第 1 および前記第 2 の位置検出センサの位置を検出し、前記第 2 の位置検出センサが検出した位置情報を基準として、前記第 1 の位置検出センサが検出する位置情報を変換するキャリブレーション手段を備えることを特徴とする請求項 6 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【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 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 11】

前記医療器具が超音波プローブであり、前記超音波プローブの超音波画像出力の変化により、前記超音波プローブの前記チャンネルからの突出を検出することを特徴とする請求項 6 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の医療機器。 40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内の管腔を撮像可能な撮像手段を有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く管腔の仮想内視鏡画像を用い、精度の高い検査または処置を行う医療機器に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、3 次元画像を用いた診断が広く行われるようになっている。例えば、X 線 CT (50

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断層2次元画像から、3次元画像を形成される。

【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内視鏡の先端部から生検針や生検鉗子等を出して組織のサンプルを採取することが行われる。

【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、内視鏡の挿入部先端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、特開2004-180940号公報または特開2005-131042号公報には、被検体の3次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の3次元像を形成し、3次元像上で管路に沿って目的点までの経路を求め、経路に沿った前記管路の仮想的な内視像を前記画像データに基づいて形成する挿入ナビゲーションシステムが開示されている。

【特許文献1】特開2004-180940号公報

【特許文献2】特開2005-131042号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特開2004-180940号公報または特開2005-131042号公報に開示された挿入ナビゲーションシステムを用いることで、術者は内視鏡の先端部を短時間で正しく目標部位近傍に到達することまではできる。しかし、内視鏡の挿入部が挿入可能な管路の太さ、すなわち、直径、には限界があり、気管支の末梢までは挿入することはできない。このため、内視鏡の先端部が目標部位近傍に到達した後、先端部からさらに細い径の医療器具を突出させることで、目的組織のサンプル採取が行われている。

【0007】

また、X線透視により処置具の先端位置を確認する方法では、X線による被曝の問題だけでなく、X線画像は2次元画像であるため、3次元的に複雑な構造を有する気管支の分岐を確認するのは容易ではない。

【0008】

なお、処置具の先端位置を確認するために、磁気センサを処置具先端に配設する方法も提案されているが、所望の位置精度が得られないことがあった。

【0009】

本発明は内視鏡先端部から突出する医療器具を用いて、位置精度の高い検査または処置を行う医療機器を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成すべく、本発明の医療機器は、被検体の管腔内で検査または処置を行う医療器具と、前記医療器具を挿通可能なチャンネルの開口部および前記管腔を撮像可能な撮像手段を、先端部に有する、前記管腔に挿入される挿入部と、予め取得した前記被検体の3次元画像データから、複数の異なる視線位置からの前記管腔における仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、前記撮像手段が撮像する前記管腔の内視鏡画像と類似度の高い前記仮想内視鏡画像を検索する画像検索手段と、前記医療器具が前記開口部

から突出する前に、前記類似度の高い仮想内視鏡画像の前記視線の位置に基づいて前記開口部の位置を基準点として設定する基準点設定手段と、前記医療器具が前記開口部から突出した後、前記基準点に対する前記医療器具の相対位置を算出する相対位置算出手段と、を具備する。

【発明の効果】

【0011】

本発明は、内視鏡先端部から突出する医療器具を用いて、位置精度の高い検査または処置を行う医療機器を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

<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。

【0013】

図1は、内視鏡2Aのチャンネル2F1に挿通された医療器具を用いて、患者7の気管支9の目標部位9Gの検査または処置等を行っている状態を説明するための説明図であり、図2は、本発明の実施の形態の医療機器1の構成を示す構成図である。

【0014】

図1は、気管支9に挿入部2Eの先端部2Cが、挿入可能な最小径の管路にまで挿入されている状態を示している。そして、処置具挿入口2F2からチャンネル2F1に挿入された医療器具である細い径の処置具4が内視鏡2Aの先端部2Cから突出して、目標部位9Gの組織をサンプリングしている。

【0015】

図1に示すように、内視鏡2Aの挿入部2Eは、細い気管支管腔内に挿入可能なように、例えば直径3mm程度と細いが、処置具4はさらに細い末梢の気管支管腔内に挿入可能なように、例えば直径1mm程度である。なお、目標部位9Gは、細い末梢の気管支内にあるため、先端部2Cに配設された撮像手段2Dにより確認することはできない場合が多い。

【0016】

次に、図2に示すように、本実施の形態の挿入支援装置3を有する医療機器1は、被検体である患者7の体内の管腔である気管支9に挿入し気管支9内を撮像し気管支末端の目標部位9G（図1参照）を生検する内視鏡装置2と、挿入支援装置3とを具備する。

【0017】

内視鏡装置2は、患者7の気管支9に挿入可能な細長い挿入部2Eの先端部2Cに配設されたCCD等の撮像手段2Dを有する内視鏡2Aと、内視鏡2Aを制御する内視鏡制御手段2Bと、表示手段6等とから構成されている。また、挿入部2Eは、医療器具である処置具4を挿通可能なチャンネル（不図示）を内部に有し、先端部2Cには開口部である送液口2Gおよびチャンネルの処置具口2Fを有しており、図1および図2に示すように処置具口2Fから処置具4が突出可能である。

【0018】

図2に示すように、挿入支援装置3は、画像処理手段10と、CT画像データ格納手段13と、仮想内視鏡画像（Virtual Bronchus Scope 画像：以下、「VBS画像」ともいう。）を生成するVBS画像生成手段12と、内視鏡画像と類似度の高い仮想内視鏡画像を検索する画像検索手段11と、第1の座標算出手段14と、第1の座標点から基準点を算出する基準点設定手段15と、画像位置算出手段17と、相対位置算出手段16とを具備する。

【0019】

画像処理手段10は、撮像手段2Dが撮像した内視鏡画像（以下、「リアル画像」ともいう。）を画像処理する。CT画像データ格納手段13は、患者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次元の画像データを格納する。VBS画像生成手

10

20

30

40

50

段 1 2 は、D I C O M 形式の画像データから、後述する視線パラメータに基づき V B S 画像を生成する。画像位置算出手段 1 7 は、リアル画像から処置具 4 の位置を算出する算出手段であり、相対位置算出手段 1 6 は、画像位置算出手段 1 7 と基準点設定手段 1 5 との情報から処置具 4 の基準点に対する相対位置を算出する。

【 0 0 2 0 】

また、挿入支援装置 3 は、V B S 画像生成手段 1 2 が生成した V B S 画像を格納しておく V B S 画像格納手段（不図示）を具備していてもよい。

【 0 0 2 1 】

挿入支援装置 3 は、先端部 2 C が挿入可能な最小径の管腔の目標部位 9 G の近傍まで挿入された後に、チャンネル 2 F 1 に挿通された処置具 4 を、患者 7 の気管支 9 の目標部位 9 G まで挿入する支援を行う。なお、挿入支援装置 3 は、先端部 2 C を目標部位 9 G の近傍に挿入する際の挿入ナビゲーションシステム機能を有していても良い。

【 0 0 2 2 】

挿入支援装置 3 は、最初に画像検索手段 1 1 により、リアル画像と類似度の高い V B S 画像を検索し、第 1 の座標算出手段 1 4 により、先端部 2 C の位置および方向を算出する。図 3 は、先端部 2 C の位置および方向を算出するための挿入支援装置 3 の処理の流れを説明するためのフローチャートである。以下、図 3 のフローチャートに従い、挿入支援装置 3 が、内視鏡 2 A の先端部 2 C の位置および方向を算出するための処理の流れを説明する。

【 0 0 2 3 】

< ステップ S 1 0 >

最初に、画像検索手段 1 1 が行う類似度の判断のための許容誤差 e_0 が設定される。許容誤差 e_0 が小さく設定されるほど、第 1 の座標算出手段 1 4 は、正確な先端部 2 C の位置および方向を算出することができるが、算出処理に時間を要する。このため、許容誤差 e は、目的に応じて術者が変更することが可能である。

【 0 0 2 4 】

< ステップ S 1 1 >

V B S 画像生成手段 1 2 が、D I C O M 形式の画像データから V B S 画像を生成する際に、6 つの視線パラメータを変化させることで、V B S 画像生成手段 1 2 は多数の異なる視線位置からの V B S 画像を生成することができる。ここで、視線位置のパラメータとは、位置 (x 、 y 、 z) と角度 (α 、 β 、 γ) である。ステップ S 1 1 では、この 6 つの要因を有する視線パラメータの初期値が設定される。

【 0 0 2 5 】

< ステップ S 1 2 >

V B S 画像生成手段 1 2 は、視線パラメータの初期値に基づき、C T 画像データ格納手段 1 3 に格納されている患者 7 の気管支 9 の 3 次元画像データから、1 枚の V B S 画像を生成する。

【 0 0 2 6 】

< ステップ S 1 3 >

画像検索手段 1 1 は、リアル画像と V B S 画像生成手段 1 2 が生成した V B S 画像との類似度を比較する。ここで、両画像の類似度比較は、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。リアル画像と仮想内視鏡画像とのマッチングにおいては、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仮想内視鏡画の類似度を基準に行われる。リアル画像の全フレームについてマッチング処理を行う必要はなく適当な間隔で行う。

【 0 0 2 7 】

< ステップ S 1 4、ステップ S 1 5 >

画像検索手段 1 1 が、リアル画像と V B S 画像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 (N o) には、画像検索手段 1 1 は、ステップ S

10

20

30

40

50

15において、位置または方向を少し変えた、視線パラメータ値をVBS画像生成手段12に出力する。VBS画像生成手段12はステップS12において、ステップS15において設定された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。

【0028】

挿入支援装置3は、上記のループ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画像生成手段12が生成するVBS画像は、徐々にリアル画像に類似した画像となっていき、何回かの繰り返しループ処理の後に、両画像の誤差 e は、許容誤差 e_0 以下(Yes)となる。

【0029】

<ステップS16>

VBS画像とリアル画像の類似度の誤差 e が、許容誤差 e_0 以下となったときの視線パラメータから、第1の座標算出手段14は、先端部2Cの位置と方向を算出する。

【0030】

ここで、図4および図5を用いて先端部2Cの構造を、より詳細に説明する。図4は先端部2Cの構成を説明するための図4(A)は正面概略図であり、図4(B)は図4(A)のIV-B、IV-B線での断面概略図であり、図5は先端部2Cの斜視概略図である。

【0031】

図4および図5に示すように、先端部2Cには、チャンネル2F1の処置具口2Fと、撮像手段2Dと、送液口2Gとが配設されている。なお、先端部2Cには、管腔内を照明するための照明部等も配設されているが図示していない。そして、撮像手段2Dは、光学系2D1の焦点位置に撮像素子2D2が配設されており、視線S1を中心とした方向の視野S0の範囲を撮像することができる。

【0032】

そして、第1の座標算出手段14が算出する第1の座標点A0が示すVBS画像の視線パラメータに相当する内視鏡上の点とは、光学系で一般的にいわれる、いわゆる瞳位置A0および視線S1の方向である。

【0033】

ここで、第1の座標点A0の座標が、仮想内視鏡画像の座標系、言い換えれば、CT座標系により表現されていることが、医療機器1にとって非常に重要な意味をもつ。すなわち、すでに説明したように、生検等を行う目標部位9Gは、先端部2Cが挿入不可能な気管支末梢に存在するため、術者はリアル画像により目標部位9Gを確認しながら、処置具4による生検等を行うことができない。このため、術者は、CTにより予め取得された3次元画像データ中に、CT座標系で示されている目標部位9Gの位置をもとに生検等を行う。しかし、先端部2Cの位置、および先端部2Cから突出して生検を行う処置具4の位置等は、CT座標系とは関係のない、先端部2Cを基準とした内視鏡座標系でしか確認できない。

【0034】

しかし、挿入支援装置3では、目標部位9Gと、近接した位置にある先端部2Cの一部である第1の座標点A0の座標が、同じCT座標系で示されているため、術者は目標部位9Gに処置具4を到達させて、生検等を行うことができる。ここで、医療機器1を用いて行う検査または処置としては、薬液噴霧、生検、粘液採取、異物摘出、または高周波焼灼等を例示することができる。

【0035】

なお、図5で示した医療機器1の内視鏡座標系は、CT座標系と同一ではないが、挿入支援装置3の処理によりCT座標系と対応がとれている座標系、言い換えれば座標変換処理により、CT座標系に変換可能な座標系である。

【0036】

<ステップS17>

挿入支援装置3では、基準点設定手段15により、第1の座標点A0をもとに、撮像手

10

20

30

40

50

段 2 D の周辺の位置を基準点として設定する。撮像手段 2 D の周辺とは、被検体である患者 7 の体内の管腔内である気管支内であり、撮像手段 2 D の内部も含まれる。そして、撮像手段 2 D の周辺として、好ましくは、撮像手段 2 D の視線の位置 A 0 と目標部位 9 G との間の気管支内であり、より好ましくは、先端部 2 C の所定の位置である。

【 0 0 3 7 】

図 5 には、基準点 A 1 を、処置具口 2 F の位置、より正確には、処置具口 2 F の中央位置に設定した例を示している。すなわち、処置具 4 が突出する起点となる処置具口 2 F を基準点 A 1 として設定している。

【 0 0 3 8 】

< ステップ S 1 8 >

処置具 4 は、内視鏡 2 A の基端部側の処置具挿入口 2 F 2 からチャンネル 2 F 1 に挿入され、先端部 2 C の処置具口 2 F から突出する。図 6 は、処置具 4 が処置具口 2 F から突出した状態を示すための説明図であり、図 6 (A) は気管支 9 内の斜視状態図であり、図 6 (B) は内視鏡画像を示し、図 6 (C) は処置具 4 と先端部 2 C の関係を説明するための斜視図である。

【 0 0 3 9 】

ここで、画像位置算出手段 1 7 は、図 6 (B) に示した内視鏡画像 6 F における処置具 4 の先端位置 B 1 の座標 (X d、Y d) を算出する。なお、図 6 (B) における X Y 座標系の Y 軸は、図 6 (C) における X Y Z 座標系の Z 軸に相当している。

【 0 0 4 0 】

相対位置算出手段 1 6 は、基準点設定手段 1 5 が算出した基準点 A 1 と、画像位置算出手段 1 7 が算出した処置具 4 の先端位置 B 1 との相対関係を算出する。

【 0 0 4 1 】

ここで、図 6 に示した例では、処置具 4 が処置具口 2 F から真っ直ぐに突出している場合を示している。この場合には、先端位置 B 1 の位置 (X p、Y p、Z p) は、処置具 2 F の位置、すなわち基準点 A 1 (X c、Y c、Z c) と、内視鏡画像 6 F から算出した処置具 4 の先端位置 B 1 の座標 (X d、Y d、f) とから、以下のように算出される。

【 0 0 4 2 】

< 第 1 の実施の形態の変形例 1 >

図 7 は、第 1 の実施の形態の変形例 1 の医療機器 1 B による、基準点 A 1 と処置具 4 との相対位置算出方法について説明するための図であり、図 8 (A) は気管支 9 内の斜視状態図であり、図 7 (B) は内視鏡画像を示し、図 7 (C) は処置具 4 と先端部 2 C の関係を説明するための斜視図である。医療機器 1 B は、医療機器 1 と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 4 3 】

図 7 (B) および図 7 (C) に示すように、医療機器 1 B においては、処置具 4 の先端部にマーカ M 1 を予め配設している。マーカ M 1 は、内視鏡画像により確認が容易なように、湾曲の際に U P 方向となる位置に配設することが好ましい。

【 0 0 4 4 】

処置具 4 の所定の位置に配設されたマーカ M 1 を有するために、画像位置算出手段 1 7 は、挿入支援装置 3 よりも、容易に、かつ正確に処置具 4 の位置を検出することができる。このため、医療機器 1 B は、医療機器 1 が有する効果に加えて、より精度の高い検査等が可能である。

【 0 0 4 5 】

なお、マーカ M 1 の形状としては、点、線分、円、楕円、または正方形でもよく、線分の終点または円の中心位置を画像検出処理により自動的に抽出することも可能である。さらに、マーカの色を、青、または緑等の気管支管腔内の部位と異なる色に設定することで、マーカの検出感度を、より向上することができる。

【 0 0 4 6 】

< 第 1 の実施の形態の変形例 2 >

10

20

30

40

50

図 8 は、第 1 の実施の形態の変形例 2 の医療機器 1 C による、基準点 A 1 と処置具 4 との相対位置算出方法について説明するための図であり、図 8 (A) は気管支 9 内の斜視状態図であり、図 8 (B) は内視鏡画像を示し、図 8 (C) は処置具 4 と先端部 2 C の関係を説明するための斜視図である。の医療機器 1 C は、医療機器 1 等と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 4 7 】

図 8 (B) および図 8 (C) に示すように、医療機器 1 C においては、処置具 4 の先端部の中心線上に 2 つのマーカ M 1 および M 2 を予め配設している。2 つのマーカ M 1 および M 2 を有する処置具 4 を有する医療機器 1 C においては、処置具 4 が処置具口 2 F から X 軸もしくは Z 軸方向に曲がりながら突出する場合、すなわち X Z 平面上にマーカが存在する場合でも、処置具 4 の基準点 A 1 に対する相対位置を算出することができる。

10

【 0 0 4 8 】

以下、図 8 (C) を参照しながら説明する。視点位置 A 0 から各マーカ M 1、M 2 へのベクトルは、定数 n 1、n 2 を用いて、式 1 および式 2 で表すことができる。

【 0 0 4 9 】

(式 1)

$$\vec{A} = n1\vec{a}$$

20

(式 2)

$$\vec{B} = n2\vec{b}$$

また、処置具口 2 F から Y 軸方向に処置具 4 の半径に相当する r だけ移動した位置は (X c、Y c - r、Z c) となり、この位置と 2 つのマーカ M 1 および M 2 とは、同一直線上に存在することから、以下の直線の方程式、式 3 が得られる。

【 0 0 5 0 】

(式 3)

30

$$\begin{pmatrix} Xc \\ Yc \\ Zc \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} n1ax+(n2bx-n1ax)t \\ n1ay+(n2by-n1ay)t \\ n1az+(n2bz-n1az)t \end{pmatrix}$$

ただし、

(式 4)

40

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} ax \\ ay \\ az \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} xd1/\sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2} \\ yd1/\sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2} \\ f/\sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2} \end{pmatrix}$$

(式 5)

$$\vec{b} = \begin{pmatrix} bx \\ by \\ bz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} xd2 / \sqrt{xd2^2 + yd2^2 + f^2} \\ yd2 / \sqrt{xd2^2 + yd2^2 + f^2} \\ f / \sqrt{xd2^2 + yd2^2 + f^2} \end{pmatrix}$$

である。なお、ベクトルa、ベクトルb、はそれぞれベクトルA、ベクトルBの単位ベクトルである。

10

また、マーカM1とマーカM2との距離d、は既知であることから、式6が得られる。

【0051】

(式6)

$$d = \sqrt{(n2b_x - n1a_x)^2 + (n2b_y - n1a_y)^2 + (n2b_z - n1a_z)^2}$$

2つのマーカと点(Xc、Yc + dy、Zc)とが、XZ平面に対して直交する平面上に存在すると仮定した場合、内積は0となるから、以下の式7が得られる。

【0052】

(式7)

20

$$\begin{aligned} & (Yc - r - n1a_x) \cdot 1 \\ & \frac{\sqrt{(Xc - n1a_x)^2 + (Yc - r - n1a_y)^2 + (Zc - n1a_z)^2}}{(Yc - r - n2b_y) \cdot 1} \\ & = \frac{\sqrt{(Xc - n2b_x)^2 + (Yc - r - n2b_y)^2 + (Zc - n2b_z)^2}}{(Yc - r - n2b_y) \cdot 1} \end{aligned}$$

30

以上の、式3、式6、および式7から、n1、n2、および、tの値が算出され、先端部2Cの相対的な位置と方向が算出される。

本実施の形態の医療機器1Cは、医療機器1等が有する効果に加えて、2個のマーカを配設した処置具4を有することで、処置具4が傾いて処置具口2Fから突出した場合であっても、処置具4の位置を正確にCT座標系に合わせるための相対位置を算出することができる。

40

【0053】

<第1の実施の形態の変形例3>

図9は、第1の実施の形態の変形例3の医療機器1Dによる、基準点A1と処置具4との相対位置算出方法について説明するための図であり、図9(A)は気管支9内の斜視状態図であり、図9(B)は内視鏡画像を示し、図9(C)は処置具4と先端部2Cの関係を説明するための斜視図である。医療機器1Dは、医療機器1等と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0054】

図9(B)および図9(C)に示すように、医療機器1Dにおいては、処置具4の先端部に3つのマーカM1、M2およびM3を非同一直線上に配設されている。この場合には

50

、視点位置 A 0 から、それぞれのマーカへのベクトルは、定数 n 1、n 2、n 3 を用いて、以下の式で表される。

【 0 0 5 5 】

(式 8)

$$\vec{A} = n_1 \vec{a}$$

(式 9)

$$\vec{B} = n_2 \vec{b}$$

10

(式 1 0)

$$\vec{C} = n_3 \vec{c}$$

ただし、

(式 1 1)

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} ax \\ ay \\ az \end{pmatrix} = \frac{1}{\sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2}} \begin{pmatrix} xd1 \\ yd1 \\ f \end{pmatrix}$$

20

(式 1 2)

$$\vec{b} = \begin{pmatrix} bx \\ by \\ bz \end{pmatrix} = \frac{1}{\sqrt{xd2^2 + yd2^2 + f^2}} \begin{pmatrix} xd2 \\ yd2 \\ f \end{pmatrix}$$

30

(式 1 3)

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} cx \\ cy \\ cz \end{pmatrix} = \frac{1}{\sqrt{xd3^2 + yd3^2 + f^2}} \begin{pmatrix} xd3 \\ yd3 \\ f \end{pmatrix}$$

40

各マーカ間の距離は既知であることから、距離 d 1、d 2、d 3 は以下のようになる。

$$d_{12}^2 = (a_x - b_x)^2 + (a_y - b_y)^2 + (a_z - b_z)^2$$

$$d_{23}^2 = (b_x - c_x)^2 + (b_y - c_y)^2 + (b_z - c_z)^2$$

$$d_{31}^2 = (c_x - a_x)^2 + (c_y - a_y)^2 + (c_z - a_z)^2$$

上記の連立方程式を解くことにより、式 8 ~ 式 1 0 の、n 1、n 2、n 3 が求められ、処置具 4 上のマーカ M 1、M 2、M 3 の、第 1 の座標点 A 0 に対する相対的な位置と向き

50

が算出される。このため、医療機器 1 D は、処置具 4 の先端部 B 1 等の位置を、C T 座標系をもとに算出できる。

【 0 0 5 6 】

本実施の形態の医療機器 1 D は、医療機器 1 等が有する効果に加えて、3 個のマーカを配設した処置具 4 を用いることで、処置具 4 が 3 次元的に傾いて突出した場合であっても、処置具 4 の位置を正確に C T 座標系に合わせるための相対位置を算出することができる。

【 0 0 5 7 】

< 第 2 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 2 の実施の形態の医療機器 1 E について説明する。医療機器 1 E は、医療機器 1 等と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。図 1 0 は、本発明の実施の形態の医療機器 1 E の構成を示す構成図である。

10

【 0 0 5 8 】

図 1 0 に示すように、医療機器 1 E は、処置具 4 の進退量を検出する進退量検出手段 1 8 と、処置具 4 の先端位置を算出する先端位置算出手段 2 3 とを備えている。図 1 に示したように、処置具 4 は、内視鏡 2 A の基端部側にある処置具挿入口 2 F 2 からチャンネル 2 F 1 に挿入され、先端部 2 C の処置具口 2 F から突出する。

【 0 0 5 9 】

チャンネル 2 F 1 の長さは既知である。このため、医療機器 1 E の先端位置算出手段 2 3 は、処置具挿入口 2 F 2 から挿入した処置具 4 の長さを進退量検出手段 1 8 により検出することで、処置具 4 の先端位置および、処置具口 2 F から突出した処置具 4 の距離 D を算出することができる。

20

【 0 0 6 0 】

そして、医療機器 1 E では、相対位置算出手段 1 6 は、先端位置算出手段 2 3 が算出した処置具 4 の先端位置と基準点とから、処置具 4 の先端位置を正確に C T 座標系に合わせるための相対位置を算出することができる。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 (A) から図 1 1 (C) は、進退量検出手段 1 8 の具体例を説明するための説明図である。図 1 1 (A) は進退量検出手段 1 8 として、処置具挿入口 2 F 2 近傍に配設したエンコーダ 1 8 A により検出する例を示しており、図 1 1 (B) は、光学的測定手段 1 8 B により検出する例を示しており、図 1 1 (C) は、磁気センサ 1 8 C により検出する例を示している。

30

【 0 0 6 2 】

エンコーダ 1 8 A は、処置具 4 と接した回転部が処置具の進退に対応して回転することから進退量を検出する。光学的測定手段 1 8 B は、赤外線またはレーザ等を用い処置具 4 の移動、すなわち進退量を検出する。磁気センサ 1 8 C は、処置具 4 B に配設した磁気スケールをもとに処置具 4 の移動、すなわち進退量を検出する。

【 0 0 6 3 】

図 1 1 では、進退量検出手段 1 8 であるセンサを処置具挿入口 2 F 2 に配設する例を示したが、センサは操作部等の内視鏡 2 A の本体に配設してもよいし、処置具 4 の方にセンサを配設してもよい。

40

【 0 0 6 4 】

次に、画像位置検出手段 (不図示) を用いた進退量検出手段 1 8 について説明する。図 1 2 (A) から図 1 2 (C) は、画像位置検出手段を用いた進退量検出手段 1 8 を説明するための図であり、図 1 2 (A) は処置具挿入口 2 F 2 を横から見た場合の概略図であり、図 1 2 (B) は図 1 2 (A) の処置具挿入口 2 F 2 近傍の拡大図であり、図 1 2 (C) は内視鏡画像 6 F を示している。

【 0 0 6 5 】

図 1 2 (B) および図 1 2 (C) に示すように、処置具 4 C には目盛りがあり、内視鏡画像 6 F においても処置具 4 C の目盛りは読み取ることができる。このため、画像位置検

50

出手段は、内視鏡画像 6 F 中の処置具 4 C の目盛りの進退を検出することで、処置具 4 C の進退量を検出することができる。言い換えれば、図 1 2 (A) から図 1 2 (C) に示す処置具 4 C を有する挿入支援装置においては、画像位置検出手段が進退量検出手段 1 8 としての作用を奏する。

【 0 0 6 6 】

次に、処置具 4 の進退量 D と処置具 4 の先端の位置の関係について図 1 3 を用いて説明する。図 1 3 は、処置具 4 の進退量と先端の位置の関係について説明するための概略斜視図であり、図 1 3 (A) は、芯線情報を用いる場合、図 1 3 (B) は処置具の方向情報を用いる場合である。

【 0 0 6 7 】

ここで、気管支 9 の 3 次元の画像データから、管腔の分岐状態や、それぞれの分岐部までの長さ等を簡単に表現することは、挿入支援装置 3 の処理速度を向上するために重要である。このため、挿入支援装置 3 E では、いわゆる芯線およびボリュームという概念を用いる。芯線とは管腔の管路方向垂直面の重心点を結んだ線であり、ボリュームとは管腔の管壁の位置を示す情報である。

【 0 0 6 8 】

図 1 3 (A) では、処置具 4 の進退量 D の場合に、先端位置算出手段 2 3 は、処置具 4 が芯線 C 上を移動したと仮定し、処置具 4 の位置を算出する。処置具 4 の先端 B 1 の実際の移動経路は芯線 C とは異なるが、気管支 9 の末梢管腔では上記のように近似しても大きな誤差とはならない。そして、芯線情報を用いることで、先端位置算出手段 2 3 は、簡単な計算で処置具 4 の移動状態を処理することができるために高速処理が可能となる。

【 0 0 6 9 】

これに対して、図 1 3 (B) では、処置具 4 の進退量 D の場合に、処置具 4 が直進したと仮定して、処置具 4 の位置を算出する先端位置算出手段 2 3 の例を示している。処置具 4 の先端 B 1 の移動経路は曲線の場合もあるが、気管支 9 の末梢管腔では前記の近似をしても大きな誤差とはならない。そして、処置具 4 が直進したと近似することで、先端位置算出手段 2 3 は簡単な計算で処置具 4 の移動状態を処理することができるために高速処理が可能となる。

【 0 0 7 0 】

本実施の形態の医療機器 1 E は、第 1 の実施の形態の医療機器 1 等が有する効果に加えて、医療機器 1 等では内視鏡画像からマーカ等の位置を検出できない場合には、処置具 4 の先端位置 B 1 を検出することができないが、医療機器 1 E では進退量 D と基準点 A 1 の位置とから処置具 4 の先端位置を算出することができる。

【 0 0 7 1 】

なお上記説明では、チャンネル 2 F 1 の長さが既知であるために、処置具 4 の処置具口挿入口 2 F 2 からの挿入長さから、処置具 4 の処置具口 2 F からの突出量 D は算出可能であるとして説明した。さらに、処置具 4 として超音波プローブを有する医療機器 1 E では、超音波プローブを処置具口 2 F から突出させた場合には、次のような方法で、より正確に突出量 D を算出することができる。すなわち、超音波プローブの超音波画像を表示手段で確認しながら超音波プローブをチャンネル 2 F 1 に挿入していくと、超音波プローブの超音波素子部分が処置具口 2 F から突出すると超音波画像の高輝度の画素、言い換えれば、白画素数が急激に増加する。すなわち、チャンネル 2 F 1 内では挿入部 2 E の内部には金属が配設されているために、超音波は挿入部 2 E の内部で反射する。しかし、超音波プローブの超音波素子部分が処置具口 2 F から突出すると、超音波は管腔内の空気層に向かって送信されるために反射波が減少するため、超音波画像の白画素数が増加するため、超音波素子の出力が大きく変化する。なお、超音波プローブの先端部と超音波素子部分との間の長さは既知である。

【 0 0 7 2 】

より具体的には、最初に、超音波画像に関心領域内が設定される。そして関心領域内の所定の閾値以上の輝度の画素数をカウントし、所定の閾値以上の輝度の画素数が所定の数

10

20

30

40

50

以上となったことにより、超音波プローブのチャンネル 2 F 1 内からの突出を検出する。
なお、関心領域は、プローブを中心とした円、方形、または超音波画像全体でもよい。

【 0 0 7 3 】

以上の方法により、超音波プローブの先端の、チャンネル 2 F 1 内の処置具口 2 F からの突出を正確に検出することができるため、より正確に突出量 D を算出することができる。

【 0 0 7 4 】

< 第 3 の実施の形態 >

以下、図面を参照して本発明の第 3 の実施の形態の医療機器 1 F について説明する。医療機器 1 F は、医療機器 1 等と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。図 1 4 は、本発明の実施の形態の医療機器 1 F の構成を示す構成図である。なお、図 1 4 においては、表示の関係から位置検出センサ 1 9 A のブロックを体外に表示しているが、位置検出センサ 1 9 A は処置具 4 の所定位置である先端部に配設されている。

【 0 0 7 5 】

図 1 4 に示すように、医療機器 1 F は、処置具 4 の所定位置に位置検出センサ 1 9 A と、位置検出センサ 1 9 A の位置を検出するための位置検出手段 2 2 と、位置検出手段 2 2 が検出した処置具 4 の位置と基準点とから、C T 座標系の基準点に対する処置具 4 の相対位置を算出する相対位置算出手段 1 6 を備える。

【 0 0 7 6 】

医療機器 1 F においては、位置検出センサ 1 9 A は磁界検出センサであり、患者 7 の外部に配設した複数の磁界発生アンテナ（不図示）からの磁界を検出することで、処置具 4 の位置を検出する。なお、磁界検出センサとして、M R 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。

【 0 0 7 7 】

例えば、複数の磁界発生アンテナから、それぞれ異なる周波数の交流磁界をアンテナ駆動手段 2 1 により発生する。位置検出センサ 1 9 A は周波数の異なる複数の交流磁界を区別して検出することで、位置検出手段 2 2 は、それぞれの磁界発生アンテナの方向が算出され、それをもとに磁界発生アンテナに対する位置検出センサ 1 9 A の相対位置を検出する。処置具 4 の中で位置検出センサ 1 9 A が配設されている場所は既知であるため、先端位置算出手段 2 3 は、処置具 4 の先端位置 B 1 を算出することができる。

【 0 0 7 8 】

そして、相対位置算出手段は、先端位置算出手段 2 3 が算出した処置具 4 の先端位置 B 1 の基準点 A 1 に対する相対位置を算出する。

【 0 0 7 9 】

医療機器 1 F は、位置検出センサ 1 9 A を有するために、医療機器 1 等が有する効果に加えて、処置具 4 の先端位置 B 1 の基準点 A 1 に対する相対位置をより正確に算出することができる。

【 0 0 8 0 】

図 1 5 は、医療機器 1 F を用いた処置具 4 の先端位置 B 1 の相対位置を算出する方法を説明するための説明図であり、図 1 5 (A) は先端部に位置検出センサ 1 9 A が配設されている処置具 4 の先端 B 1 が処置具口 2 F にある場合を、図 1 5 (B) は処置具 4 の先端 B 1 が処置具口 2 F から、長さ D 1 だけ突出した場合を示している。

【 0 0 8 1 】

処置具 4 が、図 1 5 (A) に示した状態から、図 1 5 (B) に示した状態になると、位置検出センサ 1 9 A の位置が移動する。すると、図 1 5 (B) に示した移動前の位置検出センサ 1 9 A の位置 1 9 A 0、および、移動後の位置検出センサ 1 9 A の位置 1 9 A 1 が、位置検出手段 2 2 により検出され、その検出結果をもとに先端位置算出手段 2 3 により移動距離 D 1 が算出される。そして、すでに図 1 3 で説明したように、芯線情報等を用いることにより、移動距離 D 1 から、相対位置算出手段 1 6 により処置具 4 の先端 B 1 の基準点 A 1 からの相対位置が算出される。

【0082】

以上の説明のように、医療機器1Fでは、医療機器1等が有する効果に加えて、CT座標系による基準点A1と、内視鏡座標系による処置具の先端位置B1との相対位置を、一度、算出しておけば、その後、先端位置B1が移動しても、移動後の位置をCT座標系に変換することができる。

【0083】

<第4の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第4の実施の形態の医療機器1Gについて説明する。医療機器1Gは、医療機器1等と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。図16は、本発明の実施の形態の医療機器1Gの構成を示す構成図である。

10

【0084】

図16に示すように、医療機器1Gは処置具4の進退量を検出する進退量検出手段18と、進退量から先端位置を算出するための先端位置算出手段23とを備えている。さらに、医療機器1Gは、内視鏡の先端部2Cには位置検出センサ19Bを備え、磁界発生アンテナ20と、アンテナ駆動手段21とを備えており、位置検出手段22にて位置検出センサ19Bの位置を算出することができる。位置検出手段22の動作は、第3の実施の形態の医療装置1Fと類似である。

【0085】

図17Aおよび図17Bは、本実施の形態の医療機器1Gにかかる処置具4の位置検出等を説明するための概略説明図である。以下、図17Aおよび図17Bに従い、医療機器1Gの動作について説明する。

20

最初に図17A(A)に示すように、第1の座標算出手段14は、リアル画像に類似したVBS画像の視線パラメータから第1の座標点A0を算出し、基準点設定手段15は処置具4の先端が処置具口2Fの先端から突出する点、すなわち処置具口2Fの内視鏡先端の開口部である処置具口2Fの中心位置を基準点A1と設定する。同時に、位置検出手段22は、位置検出センサ19Bの位置A2を検出し、検出された位置A2を、すでに求められた基準点A1に変換することができる。

【0086】

さらに、進退量検出手段18は、処置具4の進退量Dを検出する。そして、図17A(B)に示すように、相対位置算出手段16は、位置検出手段22から入力される基準点A1と先端位置算出手段23から入力される進退量Dとを用いて処置具先端位置B1を算出することができる。図17A(B)では、処置具先端位置B1は芯線に従って突出すると近似する場合を示したが、処置具4が直進的に突出すると近似して算出することも可能である。

30

【0087】

また、図17B(C)に示すように、先端部2Cが先端部2C0で表示した位置から移動した場合であっても、位置検出センサ19Bの位置A2が基準点A1に対応付けられた後では、位置検出センサ19Bの値から基準点A1を算出することができる。そして、医療機器1Gでは、移動後の位置検出センサ19Bの位置A21から基準点A11が算出され、この基準点A11を新しい基準点として進退量Dを用いてCT座標上での処置具先端位置B11を算出することができる。

40

【0088】

このため、医療機器1Gは、医療機器1等が有する効果に加えて、より正確に処置具先端位置B1を操作することができる。

【0089】

<第5の実施の形態>

以下、図面を参照して本発明の第5の実施の形態の医療機器1Hについて説明する。医療機器1Hは、医療機器1等と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。図18は、本発明の実施の形態の医療機器1Hの構成を示す構成図である。処置具4の先端部に配設されている位置検出センサ19Aは表示の関係から、位置検出セン

50

サ 1 9 A を示すブロックを体外に表示し、先端部 2 C に配設されている位置検出センサ 1 9 B は先端部 2 C に簡略化して記載している。図 1 9 A および図 1 9 B は、本実施の形態の医療機器 1 H にかかる処置具 4 の位置検出等を説明するための概略説明図である。

【 0 0 9 0 】

図 1 9 A および図 1 9 B に示すように、医療機器 1 H では、処置具 4 の先端近傍の所定位置に第 1 の位置検出センサ 1 9 A を設け、かつ、先端部 2 C の所定位置に第 2 の位置検出センサ 1 9 B を設け、位置検出手段 2 2 は第 1 の位置検出センサ 1 9 A および第 2 の位置検出センサ 1 9 B の位置を検出する。このとき、第 2 の位置検出センサ 1 9 B と第 1 の位置検出センサの物理的な位置関係がわかっているならば、医療機器 1 H では、第 2 の位置検出センサ 1 9 B が検出した位置情報を基準として、第 1 の位置検出センサ 1 9 A が検出する位置情報を変換することができる。そして、第 2 の位置検出センサに対応付けられた第 1 の位置検出センサの位置を求めることにより、処置具先端の位置を明らかにすることができる。

10

【 0 0 9 1 】

すなわち、医療機器 1 H では、位置検出手段 2 2 が、第 2 の位置検出センサ 1 9 B が検出した位置情報を基準として、第 1 の位置検出センサ 1 9 A が検出する位置情報を変換するキャリブレーション手段としても動作する。

【 0 0 9 2 】

以下、図 1 9 A および図 1 9 B を用いて、医療機器 1 H の動作について説明する。

図 1 9 A (A) に示すように、第 1 の座標算出手段 1 4 は、最初に、リアル画像に類似した V B S 画像の視線パラメータから第 1 の座標点 A 0 を算出し、基準点設定手段 1 5 は処置具 4 の先端が処置具口 2 F の先端から突出する点、すなわち処置具口 2 F の内視鏡先端の開口部の中心位置を基準点 A 1 として設定する。

20

【 0 0 9 3 】

次に、図 1 9 A (B) に示すように、処置具先端 B 1 の位置が、処置具口 2 F の位置、すなわち基準点 A 1 と一致した状態で、位置検出手段 2 2 は、第 1 の位置検出センサ 1 9 B の位置 A 2 0 および第 2 の位置検出センサ 1 9 A の位置 A 3 0 を検出する。

【 0 0 9 4 】

さらに、位置検出手段 2 2 は、第 2 の位置検出センサ 1 9 B の位置 A 2 0 を基準として、第 1 の位置検出センサ 1 9 A の位置 A 3 0 を変換するキャリブレーション手段として動作する。より具体的には、位置検出手段 2 2 は、変換ベクトル T 0 を、「 $T 0 = A 3 0 - A 2 0$ 」により算出する。

30

【 0 0 9 5 】

次に、図 1 9 B (C) のように処置具 4 を突出させると、第 1 の位置検出センサ 1 9 A の位置は変化し、位置 A 3 1 となる。このときの第 2 の位置検出センサの位置 A 2 1 を使うと、変換ベクトル T 1 は「 $T 1 = A 3 1 - A 2 1$ 」にて算出できる。そして、先端位置算出手段 2 3 は、突出量 D を「 $D = T 1 - T 0$ 」によって算出する。

【 0 0 9 6 】

そして、第 2 の位置検出センサ 1 9 B は先端部 2 C に配設されているため、基準点 A 1 と位置 A 2 の相対関係は不変で容易に算出できる。すなわち、基準点 A 1 と位置 A 2 は対応付けられており、その変換ベクトル T 1 2 は「 $T 1 2 = A 1 - A 2$ 」である。よって、相対位置算出手段 1 6 は、基準点 A 1 から突出量 D だけ芯線上を進んだ点を処置具先端位置 B 1 として算出することができる。

40

【 0 0 9 7 】

図 1 9 B (D) に示すように、先端部 2 C が先端部 2 C 0 で表示した位置から移動した場合であっても、移動前後の内視鏡の第 2 の位置検出センサ 1 9 B の位置 A 2 と位置 A 2 1 とにより移動ベクトルが算出され、この移動量を用いて新しい基準点 A 1 を求めることで、先端位置算出手段 2 3 は、処置具先端 B 1 の C T 座標系による正確な位置を算出することができる。

【 0 0 9 8 】

50

また、医療機器 1 H においては、処置具口 2 F から前記医療器具が突出したときに、第 1 の位置検出センサ 1 9 A および第 2 の位置検出センサ 1 9 B の位置を検出し、第 2 の位置検出センサ 1 9 B が検出した位置情報に、第 1 の位置検出センサ 1 9 A が検出する位置情報を一致させるキャリブレーションを位置検出手段 2 2 は行うことが好ましい。第 1 の位置検出センサ 1 9 A および第 2 の位置検出センサ 1 9 B が検出する位置の情報の誤差を小さくするためである。

【 0 0 9 9 】

このため、医療機器 1 H においては、術者は C T 座標系で表示されている目標部位 9 G に対して、医療機器 1 等より、より正確に処置具を操作することができる。

【 0 1 0 0 】

なお、医療機器 1 H において、第 1 の位置検出センサ 1 9 A および第 2 の位置検出センサ 1 9 B が共に磁界検出コイル（以下、「センサコイル」または「コイル」という。）である場合には、位置検出の際の 2 つの磁界検出コイルの相対位置に留意する必要がある。例えば、図 2 0 に示すように、2 つのセンサコイルの相対位置、すなわち、第 1 の位置検出センサ 1 9 と第 2 の位置検出センサ 1 9 B との相対位置が、図 2 0 で示す Z 軸方向である挿入方向で重ならない状態で位置検出を行うことが好ましい。

【 0 1 0 1 】

それぞれの磁界検出コイルが磁場を攪乱するために、センサ出力が不安定となるからである。なお、センサ出力が不安定とならない、言い換えれば、磁界に影響を及ぼさない第 1 の位置検出センサ 1 9 A と第 2 の位置検出センサ 1 9 B との距離 L は、医療機器の構成、例えば、コイル形状および発生磁界等により変化する。このため、事前にセンサ出力が不安定とならない距離 L を測定しておき、第 1 の位置検出センサ 1 9 A と第 2 の位置検出センサ 1 9 B との距離が L 以上の位置関係において位置検出を行うように設定する。例えば、センサコイル 1 9 B の長さが L 1 の場合には、L は $0.5 \times L1$ 以上であることが好ましく、L は L 1 以上であることが特に好ましい。

【 0 1 0 2 】

また、上記説明の、第 1 の座標点算出、基準点設定、相対位置の算出、キャリブレーション、補正等は、システム全体が安定した状態で行うことが好ましい。より具体的には、例えば、第 1 の位置検出センサ 1 9 A または第 2 の位置検出センサ 1 9 B の位置変化量、すなわち出力が予め設定した所定位置以下の場合である。また、例えば、視線パラメータの変化量が予め設定した所定位置以下の場合である。すでに説明したように、センサ出力および視線パラメータは共に、位置（x、y、z）と角度（ α 、 β 、 γ ）の 6 つの要因を有するが、前記のキャリブレーション等を行うには、6 つの全てが安定した状態が好ましい。

【 0 1 0 3 】

また、上記説明は、内視鏡として細長い挿入部 2 E を有する内視鏡装置 2 を例に説明したが、本発明の医療機器は、患者 7 の体内の管腔を撮像可能な撮像手段 2 D を有するカプセル型の内視鏡装置であっても、細長い挿入部 2 E を有する内視鏡装置 2 と同様の作用効果を奏することができる。

【 0 1 0 4 】

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

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 5 】

【図 1】内視鏡のチャンネルに挿通された処置具を用いて、被験者の気管支の目標部位の検査または処置を行っている状態を説明するための説明図である。

【図 2】第 1 の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

【図 3】第 1 の実施の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 4】第 1 の実施の形態の医療機器にかかる内視鏡の先端部の構成を説明するための図

10

20

30

40

50

であり、(A)は正面概略図であり、(B)は(A)図のIV-B、IV-B線での断面概略図である。

【図5】第1の実施の形態の医療機器にかかる内視鏡の先端部の構成を説明するための斜視概略図である。

【図6】第1の実施の形態の医療機器にかかる処置具が処置具口から突出した状態を示すための説明図であり、図6(A)は気管支内の斜視状態図であり、図6(B)は内視鏡画像を示し、図6(C)は処置具と先端部の関係を説明するための斜視図である。

【図7】第1の実施の形態の変形例1の医療機器にかかる処置具が処置具口から突出した状態を示すための説明図であり、図7(A)は気管支内の斜視状態図であり、図7(B)は内視鏡画像を示し、図7(C)は処置具と先端部の関係を説明するための斜視図である。

10

【図8】第1の実施の形態の変形例2の医療機器にかかる処置具が処置具口から突出した状態を示すための説明図であり、図8(A)は気管支内の斜視状態図であり、図8(B)は内視鏡画像を示し、図8(C)は処置具と先端部の関係を説明するための斜視図である。

【図9】第1の実施の形態の変形例3の医療機器にかかる処置具が処置具口から突出した状態を示すための説明図であり、図9(A)は気管支内の斜視状態図であり、図9(B)は内視鏡画像を示し、図9(C)は処置具と先端部の関係を説明するための斜視図である。

【図10】第2の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

20

【図11】第2の実施の形態の医療機器にかかる進退量検出手段の具体例を説明するための説明図である。

【図12】第2の実施の形態の医療機器にかかる進退量検出手段の具体例を説明するための説明図である。

【図13】第2の実施の形態の医療機器にかかる処置具の進退量と先端の位置の関係について説明するための概略斜視図であり、図13(A)は、芯線情報を用いる場合、図13(B)は処置具の方向情報を用いる場合である。

【図14】第3の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

【図15】第3の実施の形態の医療機器を用いた処置具の先端位置の相対位置を算出する方法を説明するための説明図であり、図15(A)は先端部に位置検出センサが配設されている処置具の先端が口にある場合を、図15(B)は処置具の先端が処置具口から長さだけ突出した場合を示している。

30

【図16】第4の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

【図17A】第4の実施の形態の医療機器を用いた処置具の位置検出等を説明するための概略説明図である。

【図17B】第4の実施の形態の医療機器を用いた処置具の位置検出等を説明するための概略説明図である。

【図18】第5の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

【図19A】第5の実施の形態の医療機器を用いた処置具の位置検出等を説明するための概略説明図である。

40

【図19B】第5の実施の形態の医療機器を用いた処置具の位置検出等を説明するための概略説明図である。

【図20】センサコイルの配置状態を説明するための概略説明図である。

【符号の説明】

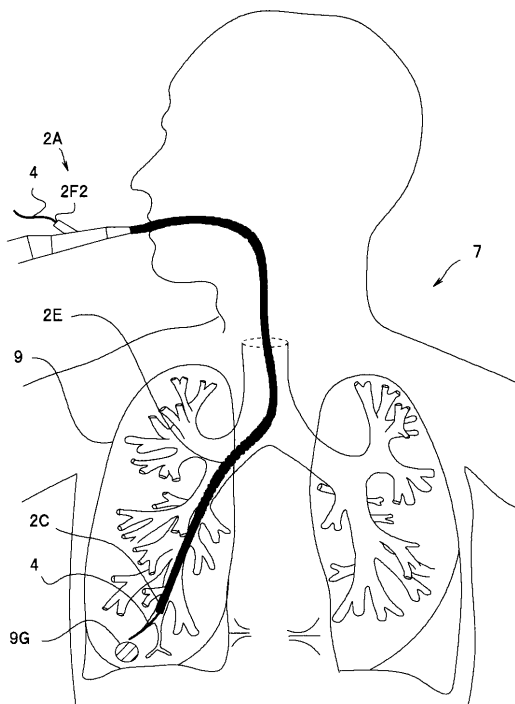
【0106】

1...医療機器、2...内視鏡装置、2A...内視鏡、2B...内視鏡制御手段、2C...先端部、2D...撮像手段、2E...挿入部、2F...処置具挿入口、2G...送液口、3...挿入支援装置、4...処置具、7...患者、9...気管支、9G...目標部位、10...画像処理手段、11...画像検索手段、12...仮想内視鏡画像生成手段、13...CT画像データ格納手段、14...第1の座標算出手段、15...基準点設定手段、16...相対位置算出手段、17...画像位置

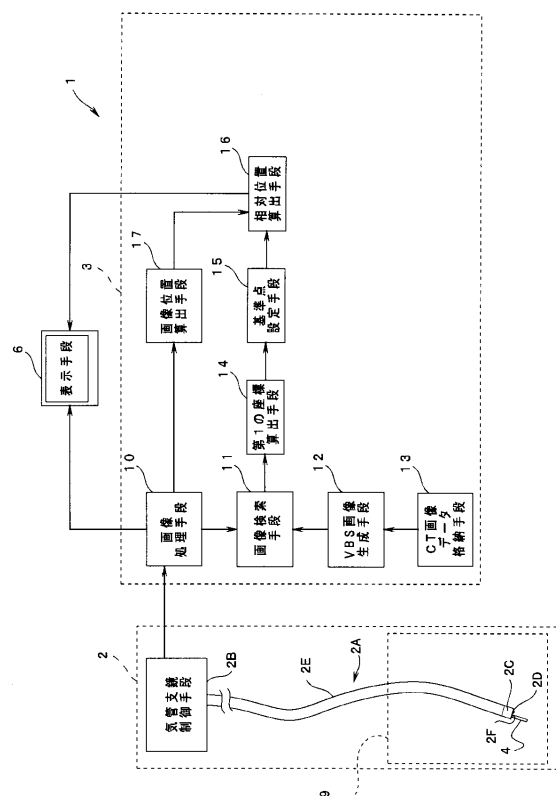
50

算出手段、18...進退量検出手段、18A...エンコーダ、18B...光学的測定手段、18C...磁気センサ、19...位置検出センサ、20...磁界発生アンテナ、21...アンテナ駆動手段、22...位置検出手段、23...先端位置算出手段

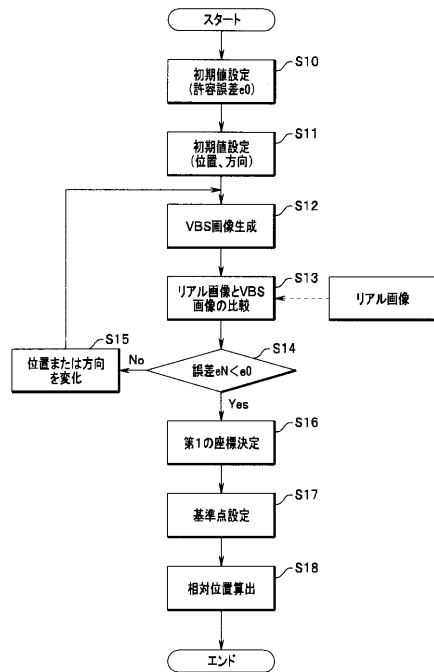
【図1】



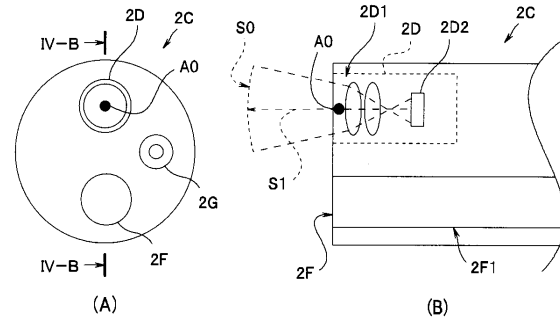
【図2】



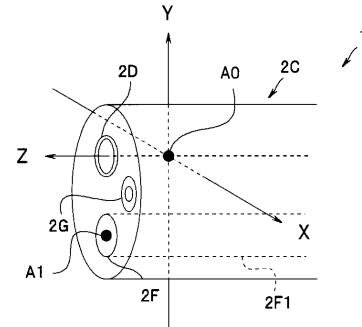
【図 3】



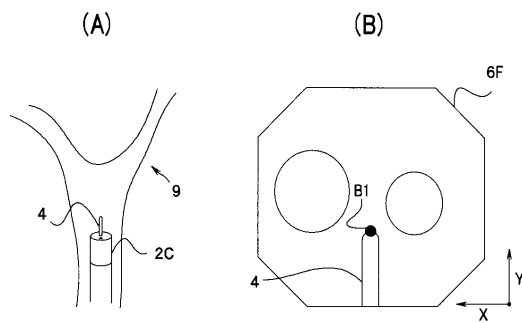
【図 4】



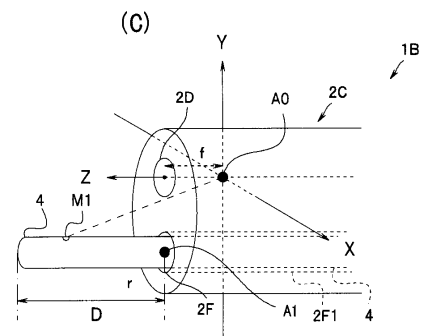
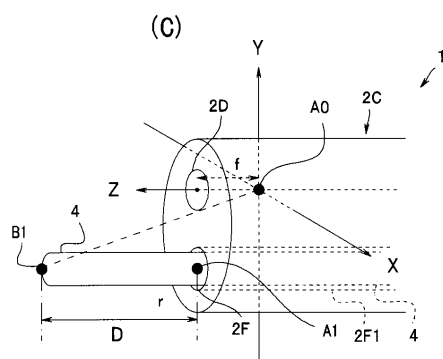
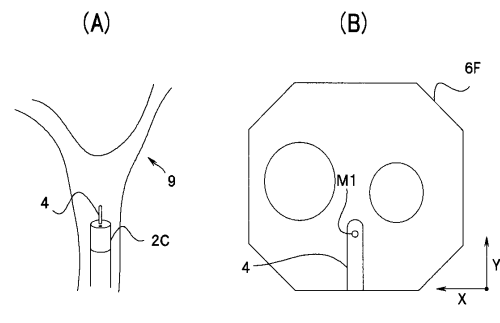
【図 5】



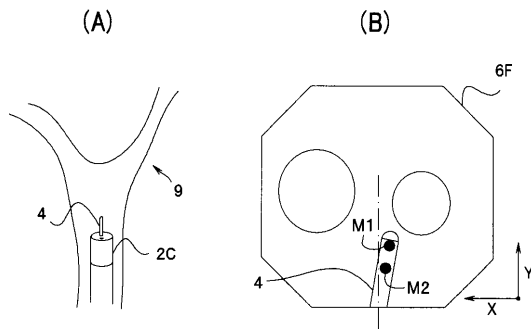
【図 6】



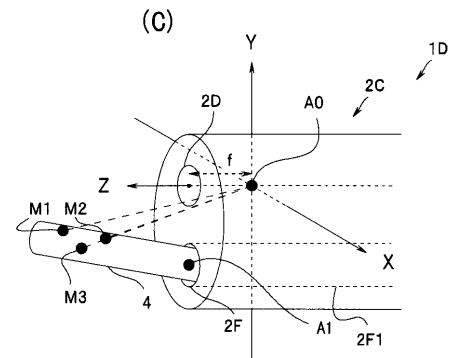
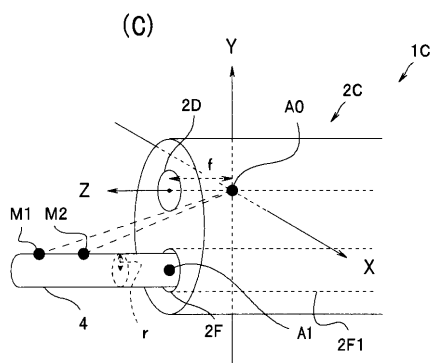
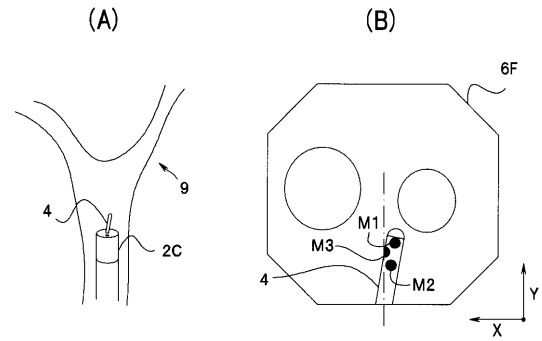
【図 7】



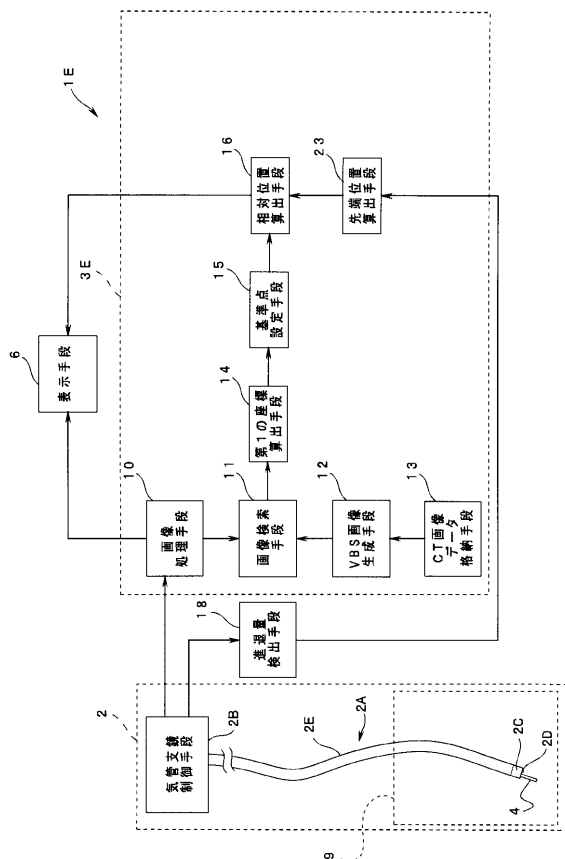
【図 8】



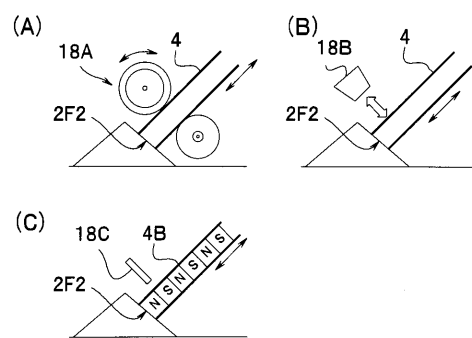
【図 9】



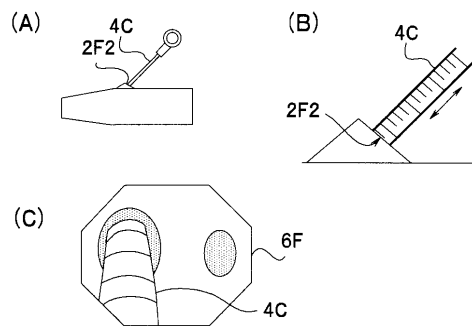
【図 10】



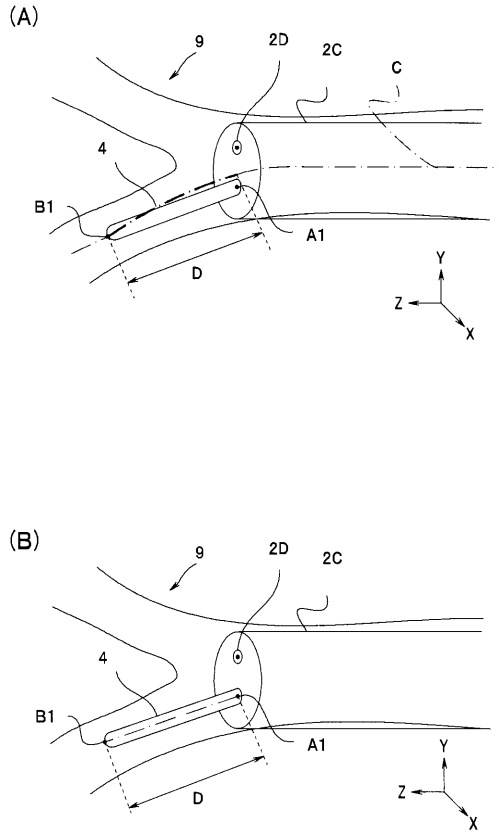
【図 11】



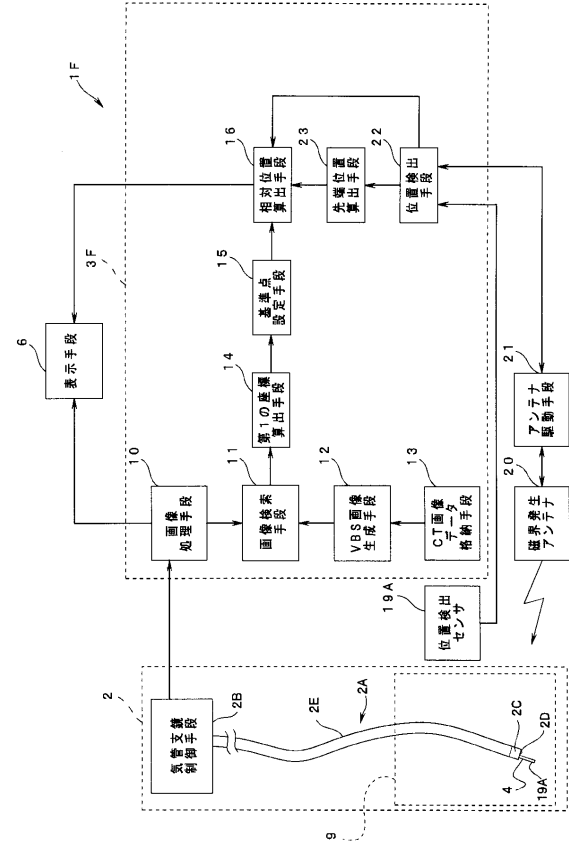
【図 12】



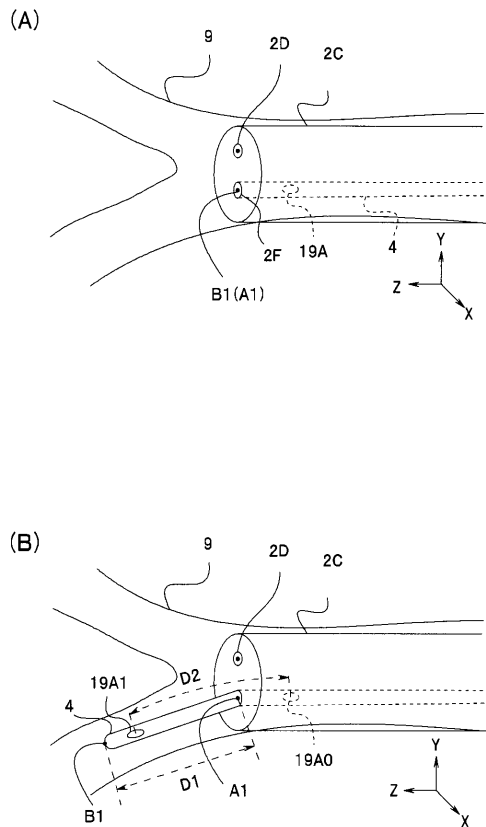
【図 13】



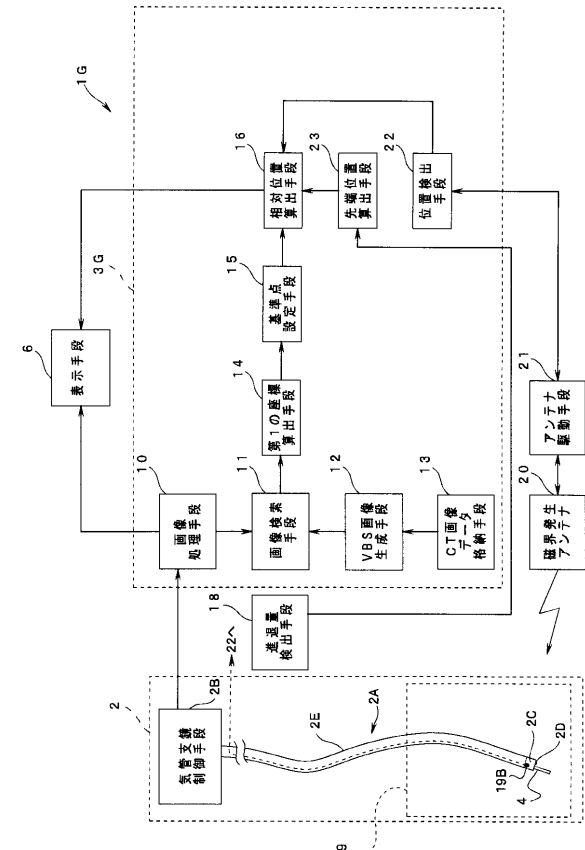
【図 14】



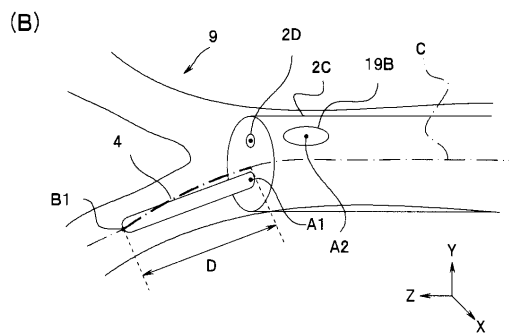
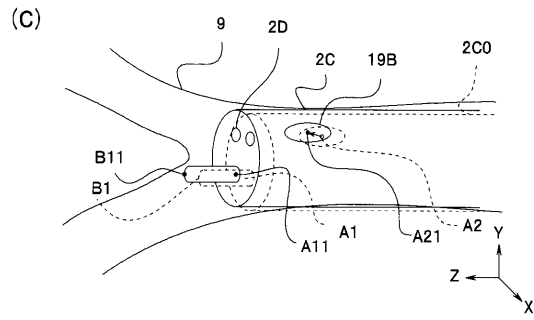
【図 15】



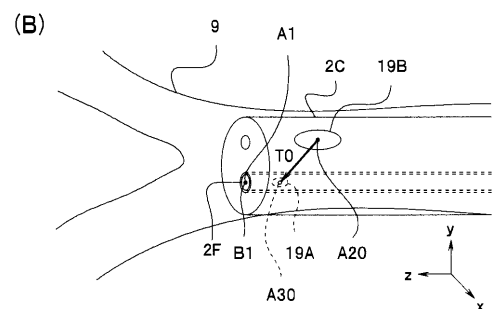
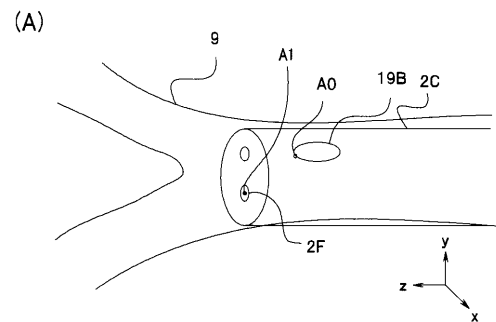
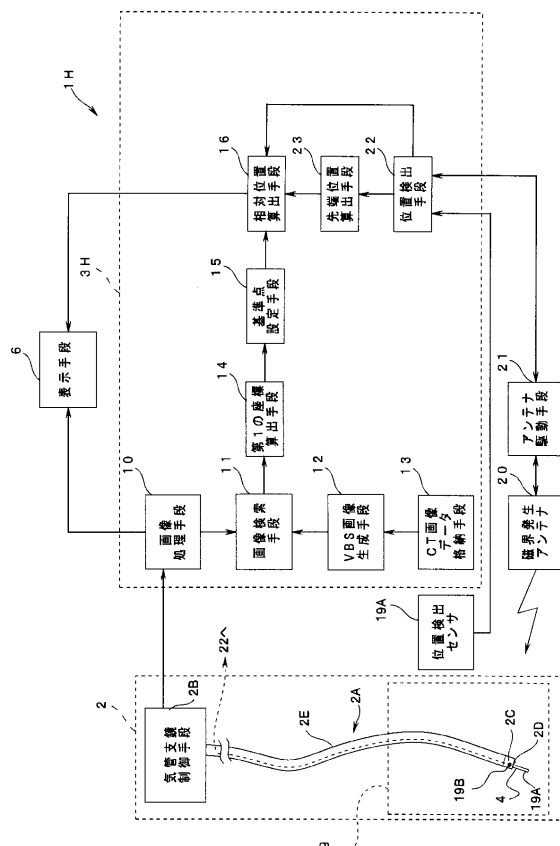
【図 16】



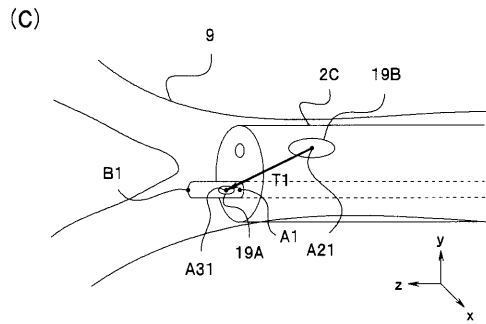
【 図 1 7 B 】



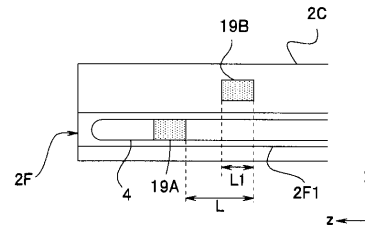
【 図 1 9 A 】



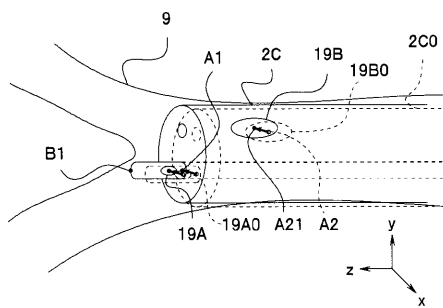
【図 19 B】



【図 20】



(D)



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 明

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 生熊 聡一

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 渡 辺 純也

(56)参考文献 特開2003-265408(JP,A)

特開2004-097696(JP,A)

米国特許出願公開第2006/0149134(US,A1)

特開2006-223849(JP,A)

特開2002-238844(JP,A)

特開平06-261900(JP,A)

特開2000-116655(JP,A)

特開平03-295534(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32

A61B 6/03

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP5372406B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2008135633	申请日	2008-05-23
[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 秋本俊也 大西順一 鈴木明 生熊聡一		
发明人	伊藤 誠一 秋本 俊也 大西 順一 鈴木 明 生熊 聡一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/267 A61B1/00009 A61B1/00133 A61B5/064 A61B5/065 A61B34/20		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B6/03.360.G A61B1/04.370 A61B1/00.V A61B1/00.551 A61B1/00.552 A61B1/00.630 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.619 A61B1/267		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/DD03 4C061/GG22 4C061/HH52 4C061/YY13 4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/DA03 4C093/EE05 4C093/FF37 4C093/FF41 4C093/FH08 4C161/AA07 4C161/DD03 4C161/GG22 4C161/HH52 4C161/JJ10 4C161/YY13		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009279249A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种医疗装置1，其使用从内窥镜2A的远端部分2C突出的治疗仪器4以高位置精度执行检查或治疗。解决方案：医疗设备包括：虚拟内窥镜图像生成部分12，被配置为使用对象的支气管9的三维图像数据从多个不同的视线位置生成支气管9的虚拟内窥镜图像。是预先获得的;图像检索部分11被配置为检索与布置在插入部分2E的远端部分2C处的图像拾取部分2D拾取的支气管9的内窥镜图像高度相似的虚拟内窥镜图像;参考点设置部分15，被配置为基于高度相似的虚拟内窥镜图像的视线位置设置参考点A1;相对位置计算部16，用于计算处理器具4相对于基准点的相对位置。

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} ax \\ ay \\ az \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} xd1 / \sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2} \\ yd1 / \sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2} \\ f / \sqrt{xd1^2 + yd1^2 + f^2} \end{pmatrix}$$