

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5372407号
(P5372407)

(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 2 0 Z
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 J
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 G
			G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-135634 (P2008-135634)	(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2009-279250 (P2009-279250A)		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】

被検体内の管腔を撮像可能な撮像手段と、
 前記管腔内で検査または処置を行う医療器具と、
 予め取得する前記管腔の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、
 前記撮像手段が撮像する前記体内の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、
 前記類似度の高い仮想内視鏡画像の視線の位置に基づいて、基準点を設定する基準点設定手段と、
 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、
 前記基準点または前記被検体の移動を検出する移動検出手段と、
前記医療器具の先端部又は前記撮像手段が存在する前記管腔内の位置に応じた、前記相対位置を補正する補正值を予め格納する補正值格納手段と、
前記移動検出手段が検出した前記基準点または前記被検体の前記移動、及び、前記補正值に基づき、前記相対位置を補正する位置補正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、予め前記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記仮想内視鏡画像の情報に基づいて、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 または請求項 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記管腔に挿入可能な挿入部を有し、

前記挿入部が医療器具を挿通可能なチャンネルを有し、

前記挿入部の先端部に、前記チャンネルの開口部および前記撮像手段を有し、

前記基準点が前記開口部の位置であ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。

10

【請求項 5】

前記医療器具の位置を検出する位置検出手段を備え、

前記相対位置算出手段は、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 4 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 6】

前記位置補正手段は、前記位置検出手段が検出する前記医療器具の位置と、前記仮想内視鏡画像生成手段が生成する仮想生体情報である芯線情報および／またはボリューム情報とから、前記相対位置を補正することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

20

【請求項 7】

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、

前記相対位置検出手段は、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 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 8】

前記移動検出手段が、前記被検体の呼吸情報を取得する生体情報取得手段であることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

【請求項 9】

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 8 のいずれか 1 項に記載の医療機器。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の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体内の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きている。例えば、X 線 C T (Computed Tomography) 装置により被検体の断層像を撮像することにより被検体内の 3 次元画像データを得て、この 3 次元画像データを用いて目標部位の診断が行われるようになってきている。

40

【0003】

C T 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

50

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気管支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。

10

【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、さらに細い径の処置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。

20

【0007】

また、X線透視により処置具の先端の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】

あるいは、処置具の先端の位置を確認するために、磁気センサを処置具の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。

30

【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、被検体内の管腔を撮像可能な撮像手段と、前記管腔内で検査または処置を行う医療器具と、予め取得する前記管腔の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、前記撮像手段が撮像する前記体内の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、前記類似度の高い仮想内視鏡画像の視線の位置に基づいて、基準点を設定する基準点設定手段と、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、前記基準点または前記被検体の移動を検出する移動検出手段と、前記医療器具の先端部又は前記撮像手段が存在する前記管腔内の位置に応じた、前記相対位置を補正する補正値を予め格納する補正値格納手段と、前記移動検出手段が検出した前記基準点または前記被検体の前記移動、及び、前記補正値に基づき、前記相対位置を補正する位置補正手段とを具備する。

40

【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】

50

【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、内視鏡のチャンネルに挿通された処置具を用いて、患者の肺内部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り、図2は、本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においては、気管支9に内視鏡2Aの挿入部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2Fからチャンネルに挿入された医療器具である細い処置具4が先端部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と、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、画像検索手段11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

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装置で予め生成された、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画像生成手段12は、DICOM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VBS画像を生成する。画像位置算出手段17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16は、画像位置算出手段17と基準点設定手段15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。

【0019】

また、挿入支援装置3は、VBS画像生成手段12が生成したVBS画像を格納しておくVBS画像格納手段（不図示）を具備していてもよい。

【0020】

さらに、挿入支援装置3は、移動検出手段24と、管腔内の位置に応じた補正値を予め格納する補正値格納手段26と、位置検出手段22等とを有するが、これらの手段につい

10

20

30

40

50

ては後述する。

【0021】

挿入支援装置3は、先端部2Cが、先端部2Cが挿入可能な最小径の管腔の目標部位9Gの近傍まで挿入された後に、チャンネル2F1に挿通された処置具4を、患者7の気管支9の目標部位9Gまで挿入する支援を行う。なお、挿入支援装置3は、先端部2Cを目標部位9Gの近傍にまで挿入するため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。

【0022】

挿入支援装置3は、最初に画像検索手段11により、リアル画像と類似度の高いVBS画像を検索し、第1の座標算出手段14により、先端部2Cの位置および方向を算出する。図3は、先端部2C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2Aの先端部2C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。

10

【0023】

<ステップS10>

最初に、画像検索手段11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。

【0024】

<ステップS11>

VBS画像生成手段12が、DICOM形式の画像データからVBS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、VBS画像生成手段12は多数の異なる視線位置からのVBS画像を生成することができる。ここで、ある視線位置における視線パラメータとは、位置(x 、 y 、 z)と角度(θ_x 、 θ_y 、 θ_z)からなる6次元のデータである。

20

【0025】

<ステップS12>

VBS画像生成手段12は、視線パラメータの初期値に基づき、CT画像データ格納手段13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VBS画像を生成する。

【0026】

<ステップS13>

画像検索手段11は、リアル画像とVBS画像生成手段12が生成したVBS画像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、あるいは、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。

30

【0027】

<ステップS14、ステップS15>

画像検索手段11が、リアル画像とVBS画像の類似度と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、画像検索手段11は、ステップS15において、視線の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。

40

【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

50

、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。

10

【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。

20

【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、言い換えれば、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。

30

【0034】

しかし、挿入支援装置3では、目標部位9Gの座標と、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。

40

【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、先端部2Cの所定の位置を基準点A1として設定する。

【0037】

図5には、基準点A1を、処置具口2Fの位置、より正確には、処置具口2F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2Fを基準点A1として設定している。なお、第1の座標点A0と、処置具口2Fの中央位置A1との関係は先端部2Cの構造から既知である。

【0038】

50

上記のように、基準点A 1としては、目標部位9 Gと近接した位置にある撮像手段2 Dの周辺の所定位置が設定される。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。

【0039】

<ステップS 18>

ここで、図2、図6 (A) および図6 (B) に示すように、医療機器1は、処置具4の所定位置に配設された位置検出センサ19 Aと、挿入部2 Eの所定位置に配設された位置検出センサ19 Bと、磁界発生アンテナ20と、アンテナ駆動手段21と、位置検出手段22と、先端位置算出手段23と、移動検出手段24とを有している。医療機器1は、後に詳述する、これらの手段を用いることで、第1の位置検出センサ19 Aの位置と、第2の位置検出センサ19 Bの位置とを検出することができる。そして、医療機器1においては、最初に、第1の位置検出センサ19 Aと第2の位置検出センサ19 Bとの、キャリブレーションを行う。

【0040】

すなわち、図6 (A) に示すように、挿入部2 E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に挿入された処置具4が、処置具4の先端部B 1が基準点A 1と一致した状態でキャリブレーションが行われる。

【0041】

図6 (A) に示す状態での、第2の位置検出センサ19 Bの位置を位置A 20、第1の位置検出センサ19 Aの位置を位置A 30とすると、キャリブレーションにより、位置A 20を基準とした位置A 30の変換ベクトルT 0は、位置検出手段22により、「 $T 0 = A 30 - A 20$ 」と算出される。

【0042】

<ステップS 19>

次に、図6 (B) に示すように、処置具4は、先端部2 Cの処置具口2 Fから突出するまで操作される。このとき、第2の位置検出センサ19 Bの位置を位置A 21、第1の位置検出センサ19 Aの位置を位置A 31とすると、位置A 21を基準とした変換ベクトルT 1は、位置検出手段22により、「 $T 1 = A 31 - A 21$ 」と求められる。そして、処置具4の処置具挿入口2 F 2からの突出量Dは「 $D = T 1 - T 0$ 」により算出される。

【0043】

そして、第2の位置検出センサ19 Bは内視鏡2 Aに組み込まれているため、基準点A 1を内視鏡2 A上に設けた場合、基準点1と位置A 2の相対関係は不変であり、容易に求められる。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 12は「 $T 12 = A 1 - A 2$ 」である。よって、先端位置算出手段23および基準点設定手段15の情報を基に相対位置算出手段16は、処置具4は、後述するように、芯線方向に従って挿入されると仮定した場合、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と算出することができる。

【0044】

<ステップS 20>

次に、位置補正について説明する。図7は患者7の肺8の状態を説明するための模式図であり、上段は患者7の側面模式図であり、下段は肺の模式図である。そして、図7 (A) は呼気時を、図7 (B) は吸気時を示している。図7に示すように、患者7の肺の形状および大きさは、患者7の呼吸により移動する。すなわち、図7 (A) に示す呼気時の肺8 Bは小さく、図7 (B) に示す吸気時の肺8 Aは大きくなる。

【0045】

CT装置で撮像する際の患者7は吸気状態である場合が多いが、あくまで呼吸により変形する肺8の、ある瞬間の3次元画像データである。

このため、内視鏡2 Aを挿入して検査等を行っているときの患者7の気管支9の形状と

10

20

30

40

50

、予めCT装置で撮像した患者7の3次元画像データとは一致しないことが多い。このため、医療機器1は、検査等を行っているときの患者7の気管支9の形状と、CT装置で撮像した患者7の3次元画像データとを一致するための位置補正手段25を有する。

【0046】

位置補正手段25が行う補正方法としては、検査時の気管支9の形状と一致するように3次元画像の気管支9の形状データを変化させる方法と、逆に3次元画像の気管支9の形状と一致するように検査時の気管支9の形状を変化させる方法の2種類の方法がある。

【0047】

本実施の形態の医療機器1では、後者の方法を用いる。すなわち、3次元画像データは大きな容量のデータであり、補正を行うにはシステムへの負荷が大きい、このため医療機器1では、CT座標系を変形するかわりに、内視鏡座標系を変形することで、同様の効果を得る方法である。

【0048】

図2および図6(A)等に示したように、医療機器1は挿入部2Eの所定位置に位置検出センサ19Bを備えているため、挿入部2Eの位置の変化、言い換えれば基準点A1の移動を検出することができる。

【0049】

医療機器1においては、位置検出センサ19B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からの磁界を検出することで、挿入部2Eの位置を検出する。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。

【0050】

複数の磁界発生アンテナ20（不図示）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21により発生する。位置検出センサ19Bが、複数の周波数の異なる交流磁界を区別して検出することで、位置検出手段22は、それぞれの磁界発生アンテナ20の方向が算出され、それをもとに磁界発生アンテナ20に対する位置検出センサ19Bの相対位置を検出する。挿入部2Eの中で位置検出センサ19Bが配設されている場所は既知であるため、医療機器1は基準点A1の位置を算出することができる。移動検出手段24は、リアルタイムまたは必要に応じて位置算出を行うことで、基準点A1の移動を検出することができる。

【0051】

ここで、図8を用いて、基準点A1の移動による相対位置の補正について説明する。図8は、基準点A1の移動による相対位置の補正について説明するための説明図である。

【0052】

図8(A)は、気管支9に挿入された内視鏡2Aの先端部2Cから処置具4が突出している状態を示している。そして、先端部2Cには位置検出センサ19Bが配設されている。

【0053】

図8(B)に示すように、位置検出センサ19Bにより、基準点が、位置A1Bから位置A1Aに移動したことが検出された場合(Yes)には、医療機器1においては、次のステップで処置具4の位置の補正が行われる。基準点A1の移動がない場合、正確には、基準点A1の移動距離が予め定めた所定の値より小さい場合(No)には、補正は行われない。

【0054】

<ステップS21>

図8(C)に示すように、医療機器1においては、先端部2Cの位置の補正は、基準点A1の移動方向に移動量だけ、先端部2Cを、位置2B Bから位置2B Aに平行移動する。すなわち、この場合には、処置具4の突出量Dは、それ程大きくはないので、基準点A1の動きと、処置具4の動きの量は同じと考えて、最も、簡便に処理を行うことで、高速処理を実現している。なお、補正值格納手段26に格納されている補正係数等の情報を基

10

20

30

40

50

に、補正量を適宜、修正してもよい。

【0055】

なお、上記説明は、図2に示した本実施の形態の医療機器1を用いた場合であるが、図9に示す本実施の形態の第1の変形例の医療機器101のように、内視鏡装置102に後述する進退量検出手段18が配設され、挿入支援装置103を用いて突出量Dを算出し、突出量Dをもとに、先端位置算出手段23が、処置具先端位置B1を算出することも可能である。

【0056】

また、図10に示す本実施の形態の第2の変形例の医療機器201のように、内視鏡装置202の処置具4に位置検出センサ19Aが配設され、挿入支援装置203を用いて突出量Dを算出し、突出量Dをもとに、先端位置算出手段23が、処置具先端位置B1を算出することも可能である。

【0057】

医療機器1においては、基準点A1が移動しても、処置具4の先端部B1の位置が補正されるため、術者は精度の高い検査または処置を行うことができる。

【0058】

<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1Bについて説明する。医療機器1B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。図11は、本発明の実施の形態の医療機器1Bの構成を示す構成図であり、図12は医療機器1Bの使用形態を説明するための説明図であり、図13は本実施の形態の医療機器における生体情報取得手段の計測例を説明するためのグラフであり、図14は呼吸による肺の変位を説明するための説明図であり、図15は、本実施の形態の医療機器の挿入支援装置の処理の流れを説明するためのフローチャートである。なお、図11においては、処置具4の突出量Dを計測するための、検出手段または位置検出センサ等は図示していない。

【0059】

図11および図12に示すように、医療機器1Bは、生体情報を取得するための生体情報取得手段27である呼吸モニタ27Aおよび腹部変位モニタ27Bと、被検体の移動、言い換えれば、肺8の移動または気管支9の移動、を検出する移動検出手段24Bとを有する。図12に示すように、呼吸モニタ27Aは、患者7の呼吸状態を検出するために患者7の口鼻近傍に配設され、腹部変位モニタ27Bも患者7の呼吸状態を検出するために、患者7の腹部外面に配設される。

【0060】

図13に示すように、呼吸モニタ27Aおよび腹部変位モニタ27Bの出力は患者7の呼吸の状態を検出、すなわち、気管支9の変形状態リアルタイムまたは必要に応じて検出する。そして患者7の呼吸状態による気管支9の変形量は予め算出しておくことができる。このため、移動検出手段24Bは、気管支9の移動をリアルタイムまたは必要に応じて検出することができる。なお、医療機器1Bには、生体情報取得手段としては、呼吸モニタ27Aまたは腹部変位モニタ27Bのいずれかの呼吸情報検出手段を有していればよい。

【0061】

ここで、図14に示すように、患者7の呼吸による肺8の変形量は、肺8の部位により、異なる。一般には、横隔膜に近い領域8cの方が、横隔膜に遠い領域8aよりも肺の変形が大きい。もちろん、肺8と同様に気管支9も変形する。このため、医療機器1Bにおいては、処置具4が挿入されている気管支9の場所に応じて、基準点A1に対する処置具4の先端部B1の相対位置を補正するための補正值のデータまたは補正式等を予め作成して補正值格納手段26に格納しておくことが好ましい。気管支9の場所に応じた補正データは、肺8を適当な範囲のブロックに分割し、それぞれのブロックに含まれる気管支9の部分毎に異なる補正值を有していても良いし、あるいは、処置具4の先端部B1の座標に

基づいて、補正式等により補正処理の度に算出される補正值でもよい。

【0062】

なお、上記説明は、図15に示した挿入支援装置3Bの処理の流れを説明するためのフローチャートにおいて、ステップS40およびステップS41の説明に該当する。

【0063】

医療機器1Bは、被検体である気管支9の移動を検出する移動検出手段24Bと、患者7の呼吸状態および目標部位の場所に応じて、処置具4の先端部B1の相対位置を基準点A1に対して補正する位置補正手段25を有する。このため、医療機器1Bは、医療機器1等が有する効果に加えて、術者は、より、精度の高い検査または処置を行うことができる。

10

【0064】

<第2の実施の形態の変形例>

以下、図面を参照して本発明の第2の実施の形態の変形例の医療機器1Cについて説明する。医療機器1C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。

【0065】

第2の実施の形態の医療機器1Bは、生体情報取得手段として、呼吸モニタおよび腹部変位モニタを有していた。これに対して、生体情報取得手段として内視鏡画像等を用いる本変形例の医療機器1Cについて図16～図18を用いて説明する。図16～図18は生体情報取得手段について説明するための説明図である。

20

【0066】

図16(A)は仮想内視鏡画像6Dを、図16(B)はリアル画像6Fを示している。医療機器1Cにおいては、仮想内視鏡画像6Dとリアル画像6Fの類似性を求めて、その値から生体情報の違いを検出する例を示している。

【0067】

図17(A)は過去のリアル画像6F0を、図17(B)は現在のリアル画像6Fを示している。医療機器1Cにおいては、リアル画像の経時的変化から、生体情報の違いを検出する例を示している。例えば、リアル画像の管壁の径Rの差違($R1 - R0$)から実際の気管支9の形状の違いを算出する。

【0068】

図18(A)はステレオ内視鏡装置21を用いて先端部2Cから分岐部までの距離L1を計測している状態を示している。これに対して図18(B)は3次元の仮想内視鏡データをもとに、仮想内視鏡の先端部から分岐部までの距離L2を計測している状態を示している。実測されたL1と、CT座標系でのL2とから生体情報の違いを検出する例を示している。

30

【0069】

医療機器1Cは、医療機器1B等と同様の効果を有し、さらに、術者は、より位置精度の高い検査または処置を行うことができる。

【0070】

<第3の実施の形態>

40

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1Dについて説明する。医療機器1D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。

【0071】

医療機器1Dは、すでに説明したように、予めCT装置により取得された患者7の気管支9の3次元画像データを有している。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、医療機器1Dの処理速度を向上するために重要である。このため、医療機器1Dでは、いわゆる芯線およびボリュームという概念が用いる。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。なお、芯線は管腔長手方向

50

の情報であり、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。

【0072】

そして、医療機器1Dでは処置具4の先端部2C近傍に位置検出センサ19Aを有しており、リアルタイムで先端部2Cの位置を計測する。しかし、位置検出センサ19Aが検出するのは、内視鏡装置2を基準とした内視鏡座標系であり、仮想内視鏡画像を表示しているCT座標系とは異なる。このため、気管支9に挿入された先端部2Cまたは処置具4の位置が、CT座標系に変換した場合に、存在するはずのない気管支9の管腔外の位置に表示されてしまうことがある。また、実際には気管支9の管腔の長手方向断面では中央付近に存在するはずの先端部2Cの基準点A1が、中央から大きくずれて表示されることもある。

10

【0073】

医療機器1Dでは、内視鏡座標系で計測された先端部2Cの位置等を、CT座標系に変換した際の位置を補正する位置補正手段25を有している。

【0074】

図19および図20は、医療機器1Dにおける補正を説明するための説明図である。図19(A)に示すように、医療機器1Dの位置補正手段25は、位置検出センサ19Aが検出した先端部B1の位置等が、ボリューム情報による壁面Vから所定距離dだけ離れた位置にある場合、あるいは、図19(B)に示すように、芯線Cから所定距離dだけ離れた位置にある場合に、先端部B1の位置を補正する。なお、先端部B1の位置を補正するとは、内視鏡座標系の位置をCT座標系に合わせて位置を修正することを意味する。

20

【0075】

ここで、図20に示すように、位置補正手段25が行う補正は種々の補正方法が適用可能である。すなわち、図20(A)では、先端部B1が、芯線Cまたは壁面V（以下「芯線等」という。）から、所定距離e以上の距離d離れた場合には、先端部B1をdだけ芯線等の方向に移動し、位置B1Aとする補正方法を示している。先端部B1の芯線等からの解離が所定距e未満の場合には補正しない。

【0076】

図20(B)では、先端部B1が、芯線等から、所定距離e以上の距離d離れた場合には、先端部B1を所定距離eだけ芯線等の方向に移動し、位置B1Aとする補正方法を示している。

30

【0077】

図20(C)では、先端部B1が、芯線C等から、距離d離れた場合には、先端部B1をdだけ芯線等の方向に移動し、位置B1Aとする補正方法を示している。

所定距離eの設定、および、補正を行う基準をボリューム情報または芯線C情報の、いずれの情報を用い補正を行うかの設定は、先端部B1が存在する気管支9の管腔径に基づいて設定することが好ましい。すなわち、径の大きな管腔内では、所定距離eを比較的大きく設定したうえで、ボリューム情報を用い、径の小さな管腔では所定距離eが比較的小さく設定したうえで、芯線情報を用いることが好ましい。径の大きな管腔内では、所定距離eが小さいと補正処理の回数が多くなり、径の小さな管腔では所定距離eが大きいと補正処理の回数が多くなるためである。

40

【0078】

所定距離eの設定、および、補正を行う基準をボリューム情報または芯線C情報の、いずれの情報を用い補正を行うかの設定は、先端部B1が存在する気管支9の管腔径に基づいて設定することが好ましい。すなわち、径の大きな管腔内では、所定距離eを比較的大きく設定したうえで、ボリューム情報を用い、径の小さな管腔では所定距離eが比較的小さく設定したうえで、芯線情報を用いることが好ましい。所定距離eが小さいと補正処理の回数が多くなり、所定距離eが大きいと補正処理の回数が多くなる。

【0079】

図19および図20で示した方法によって処置具位置補正を行うと、図21に示すとおり、B10で示す初期の処置具位置が、B1で示す位置に補正することができる。

50

【0080】

このように、CT等の医用画像をもとに形成された生体情報、すなわちCT座標系情報は変化させずに、位置検出センサ19で取得された座標系をCT座標に対して補正することにより、生体の、具体的には気管支管腔内に処置具が存在するように正しく表示することができる。

【0081】

<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1Eについて説明する。医療機器1E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。

10

【0082】

3次元データに基づくCT座標空間での表示と、内視鏡座標系に基づく現実の空間での表示に相違点が生じる原因は、すでに説明した患者7の呼吸状態による肺8の変形だけでなく、処置具4の接触等により、弾性体である気管支が変形する場合もある。

【0083】

図22(A)はCT撮像時の気管支9Aの状態を示す説明図であり、図22(B)は処置具4の接触等により気管支の形状が変化した場合を示す説明図である。

【0084】

図22(B)に示すように、位置補正手段25は、先端部2Cを2B0から2B1の位置へ補正する。この補正值Rは先端部2Cが存在する肺8の部位により異なる値を補正値格納手段26から選択し用いる。

20

【0085】

図22(B)に示すように、医療機器1Eは処置具4の操作により、処置具4の位置が変化している場合には、位置補正手段25は、処置具4の進退量に応じ、さらに肺8の部位により異なる補正值を補正値格納手段26から選択し用いる。具体的には、先端部2Cに組み込まれた第2の位置検出センサ19Aにより検出した基準点の位置の変化(A10→A11)から、気管支9Aの変化量を算出し、処置具4の先端位置B1を、気管支9Aの変化量に応じて、補正する。すなわち、医療機器が存在すると予測した管腔内の位置に該当する補正值を補正値格納手段から読み込み、補正值に基づき補正を行う。

【0086】

30

ここで、進退量検出手段18について説明する。図1に示したように、処置具4は、内視鏡2Aの基端部側にある処置具挿入口2F2からチャンネル2F1に挿入され、先端部2Cの処置具口2Fから突出する。チャンネル2F1の長さは既知である。このため、医療機器1Eの先端位置算出手段23は、処置具挿入口2F2から挿入した処置具4の長さを進退量検出手段18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2F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。

【0087】

図23(A)から図23(C)は、進退量検出手段18の具体例を説明するための説明図である。図23(A)は進退量検出手段18として、処置具挿入口2F2近傍に配設したエンコーダ18Aにより検出する例を示しており、図23(B)は、光学的測定手段18Bにより検出する例を示しており、図23(C)は、磁気センサ18Cにより検出する例を示している。

40

【0088】

エンコーダ18A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18B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18Cは、処置具4B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。

【0089】

図23では、進退量検出手段18であるセンサを処置具挿入口2F2に配設する例を示したが、センサは操作部等の内視鏡2Aの本体に配設してもよいし、処置具4の方にセン

50

サを配設してもよい。

【0090】

医療機器1 Eは、より精度の高い補正が可能であり、医療機器1等と同様の作用効果を有するだけでなく、術者は、より位置精度の高い検査または処置を行うことができる。

【0091】

<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1 Fについて説明する。医療機器1 Fは、医療機器1と類似であるため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0092】

いままで説明してきた第1の実施の形態の医療機器1等では、位置補正手段2 5による補正方法が、内視鏡座標系をC T座標系に合わせて変換する方法であった。これに対して、第5の実施の形態の医療機器1 Fの補正方法は、逆に、C T座標系を内視鏡座標系に合わせて変換する方法である。

【0093】

すなわち、図2 4に示すように、医療機器1 Fでは、ある時刻T nにおける位置検出センサ1 9 Bに基づく先端部2 C位置をS nとすると、芯線Cが位置S nを通るように、直前の分岐点を中心点としてC T座標系で示される管腔を回転移動する。

【0094】

医療機器1 Fでは、補正処理は、回転移動処理するだけでなく、拡大もしくは縮小処理、または平行移動処理等を行っても良い。

【0095】

医療機器1 Fは、医療機器1等と同様の作用効果を奏する。

【0096】

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。

【0097】

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】

【0098】

【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】挿入支援装置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】先端部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I V-B、I V-B線での断面概略図である。

【図5】先端部の斜視概略図である。

【図6】処置具の先端部の位置を算出する方法を説明するための説明図である。

【図7】患者の肺の状態を説明するための模式図である。

【図8】基準点の移動による相対位置の補正について説明するための説明図である。

【図9】第1の実施の形態の変形例の医療機器の構成を示す構成図である。

【図10】第1の実施の形態の変形例の医療機器の構成を示す構成図である。

【図11】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。

【図12】第2の実施の形態の医療機器の使用形態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おける生体情報取得手段の計測例を説明するためのグラフである。

【図14】呼吸による肺の変位を説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【図 15】患者の呼吸による肺の変形量を説明するための説明図である。

【図 16】生体情報取得手段について説明するための説明図である。

【図 17】生体情報取得手段について説明するための説明図である。

【図 18】生体情報取得手段について説明するための説明図である。

【図 19】医療機器における補正を説明するための説明図である

【図 20】位置補正手段が行う補正方法を説明するための説明図である。

【図 2 1】処置具の位置の補正について説明するための説明図である。

【図 2 2】先端部の位置の補正方法を説明するための図である。

【図 2 3】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 2 4】第 4 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説明図である。

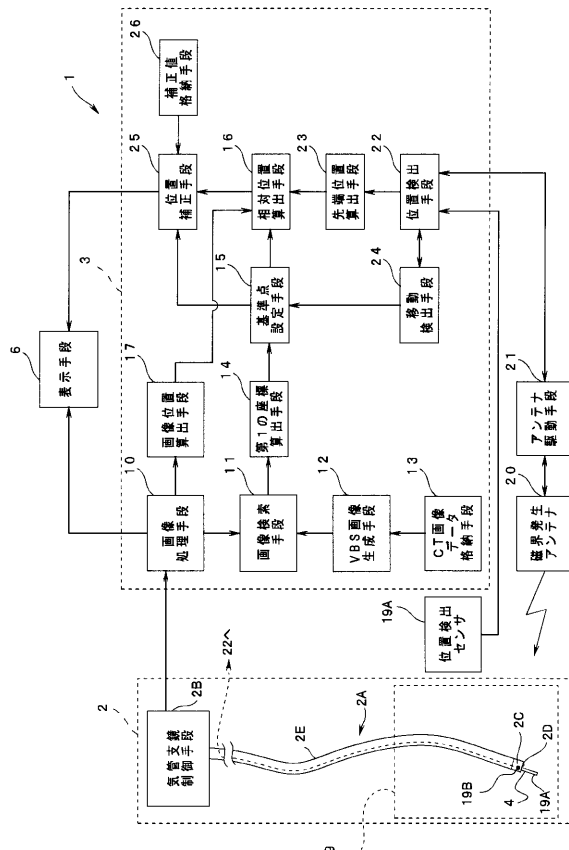
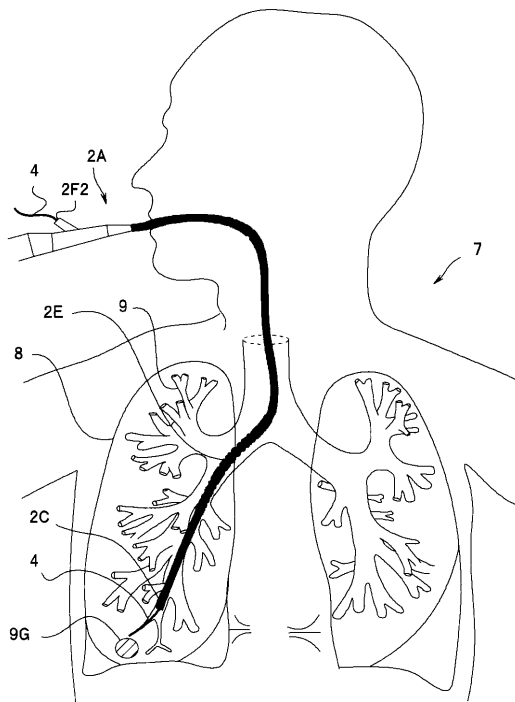
【符号の説明】

【 0 0 9 9 】

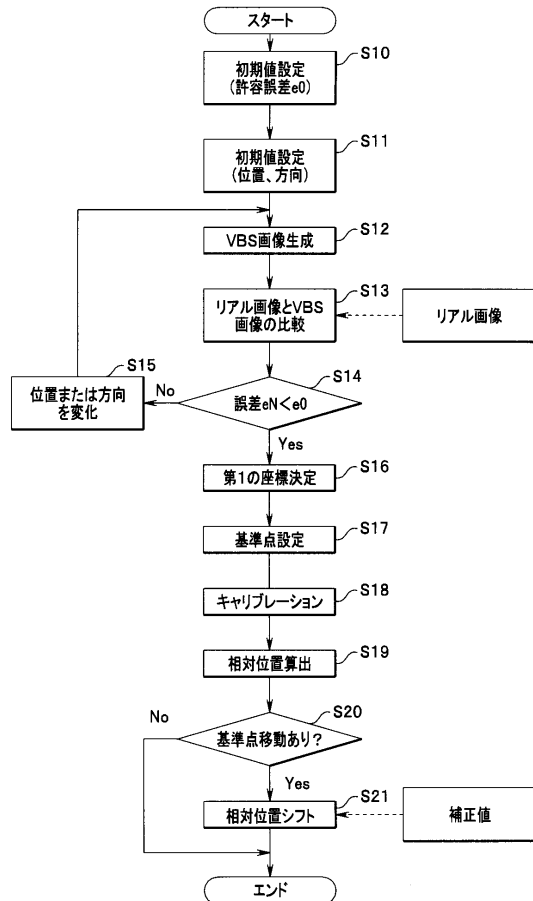
1、1 B～1 F…医療機器、2…内視鏡装置、2 A…内視鏡、2 A 1…ステレオ内視鏡装置、2 C…先端部、2 B…内視鏡制御手段、2 D…撮像手段、2 D 1…光学系、2 D 2…撮像素子、2 E…挿入部、2 F…処置具口、2 F 1…チャンネル、2 F 2…処置具挿入口、2 G…送液口、3…挿入支援装置、3 B…挿入支援装置、4…処置具、6…表示手段、7…患者、8…肺、9…気管支、9 A…気管支、9 G…目標部位、11…画像検索手段、12…仮想内視鏡画像生成手段、13…CT画像データ格納手段、14…第1の座標算出手段、15…基準点設定手段、16…相対位置算出手段、17…画像位置算出手段、18…進退量検出手段、19…位置検出センサ、19 A…位置検出センサ、19 B…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、24…移動検出手段、24 B…移動検出手段、25…位置補正手段、26…補正值格納手段、27…生体情報取得手段、27 A…呼吸モニタ、27 B…腹部変位モニタ、101…医療機器、201…医療機器

【図 1】

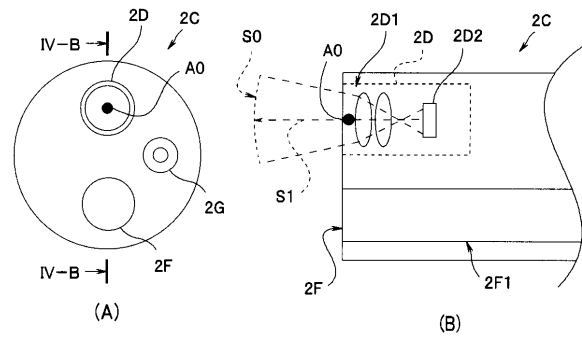
【図 2】



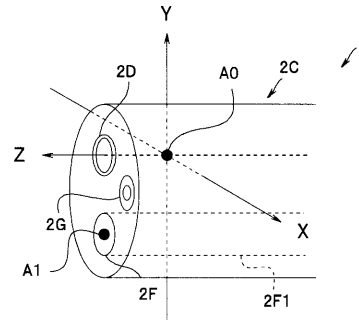
【図 3】



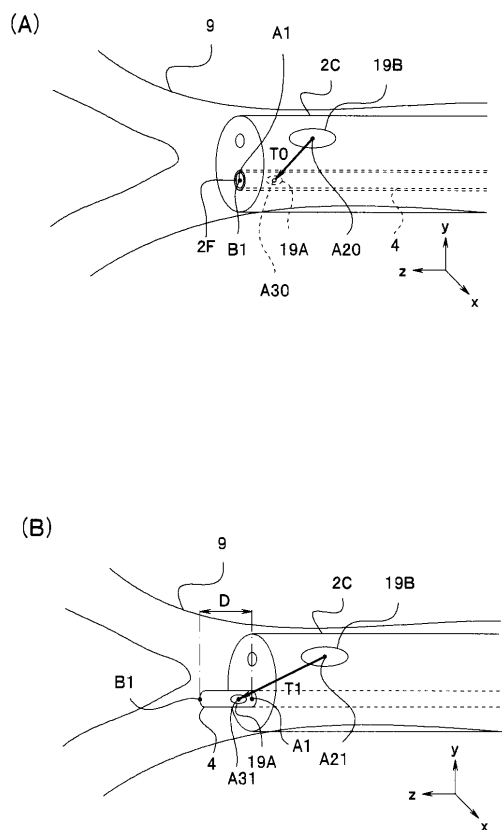
【図 4】



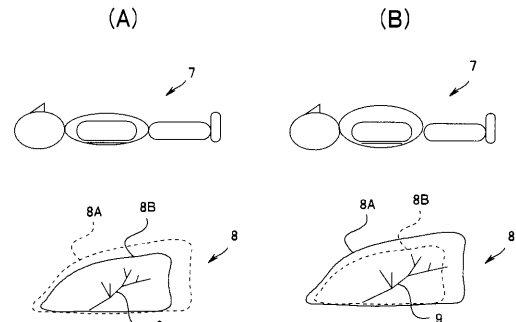
【図 5】



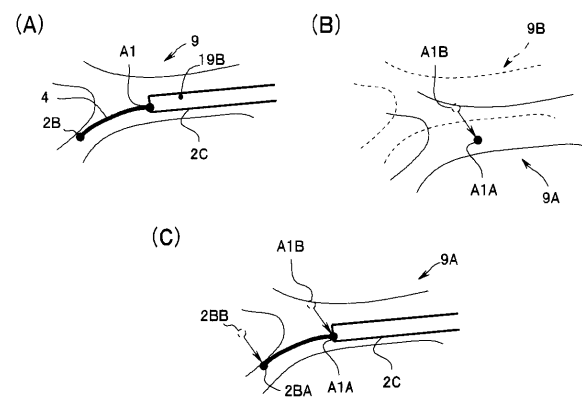
【図 6】



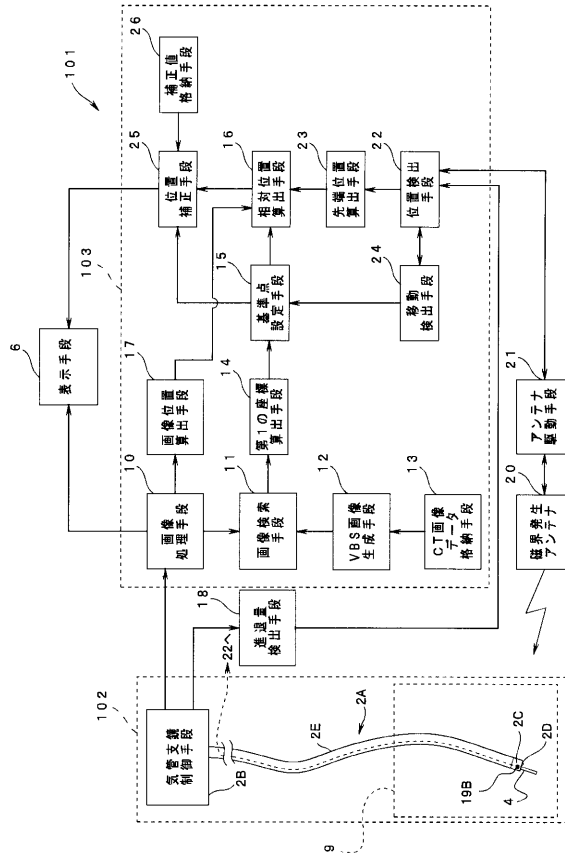
【図 7】



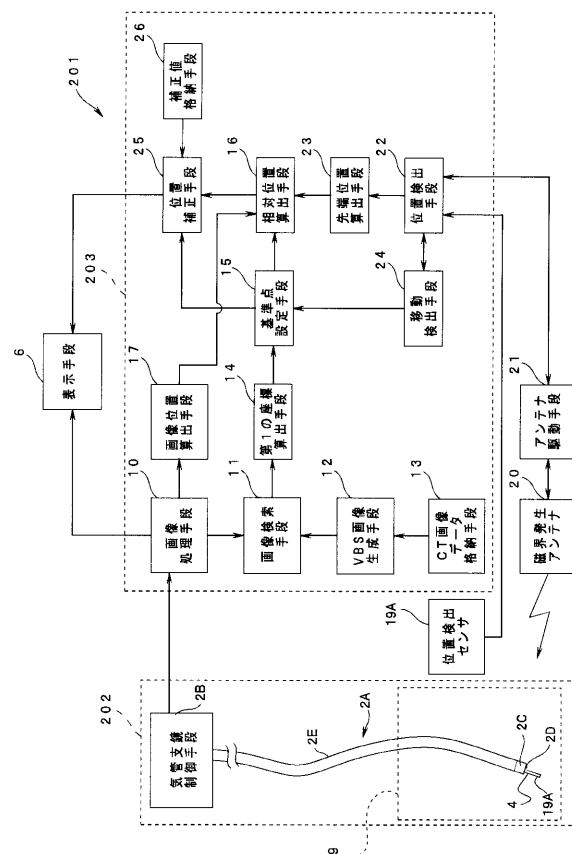
【図 8】



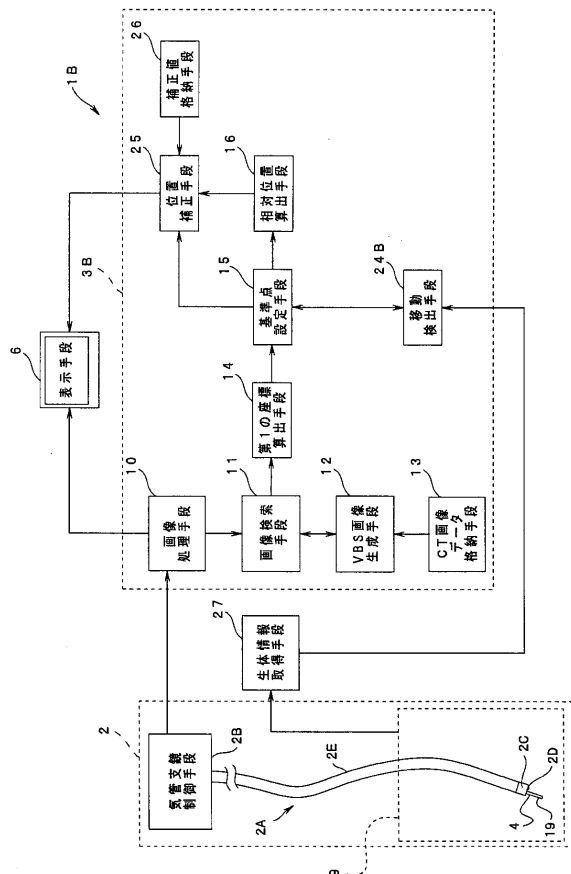
【図 9】



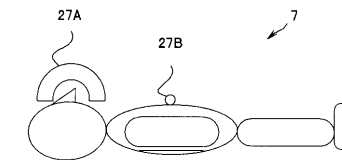
【図 10】



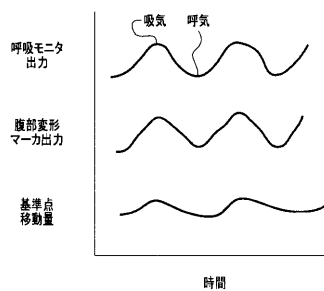
【図 11】



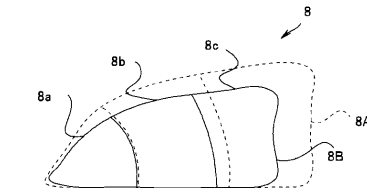
【図 12】



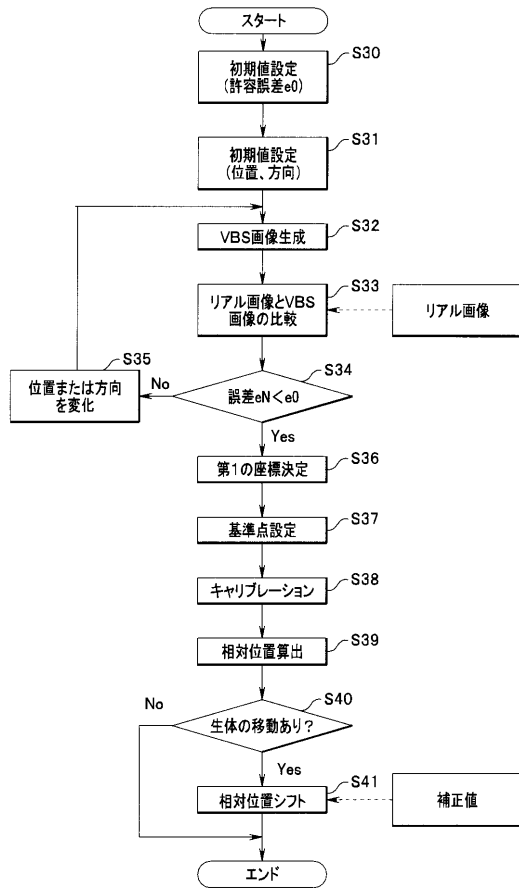
【図 13】



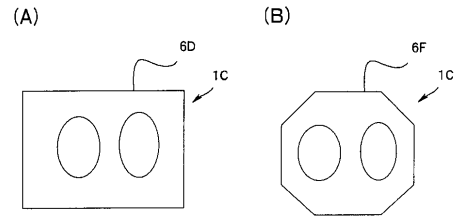
【図 14】



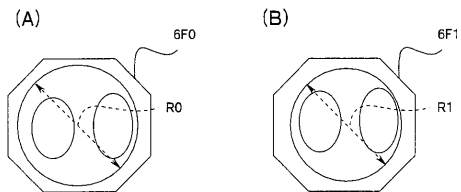
【図 15】



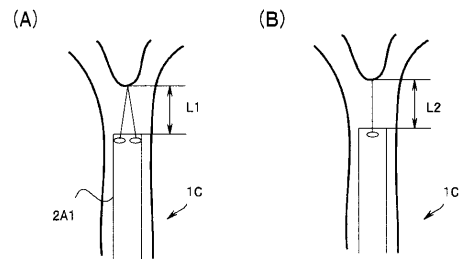
【図 16】



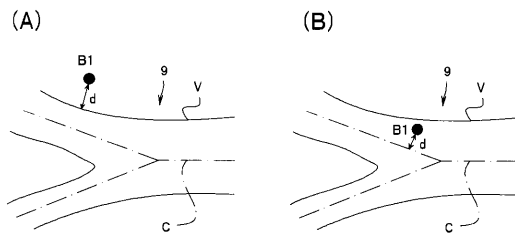
【図 17】



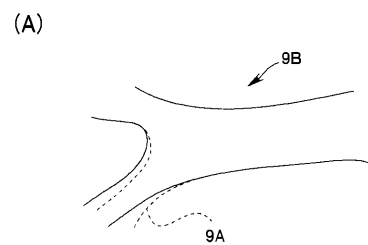
【図 18】



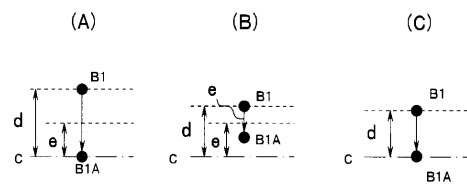
【図 19】



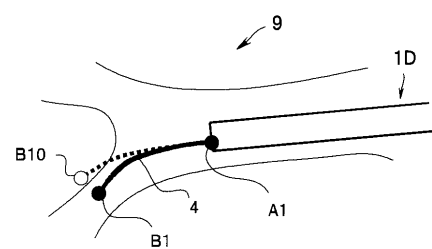
【図 22】



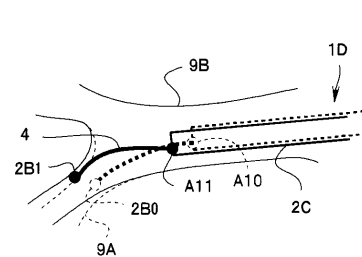
【図 20】



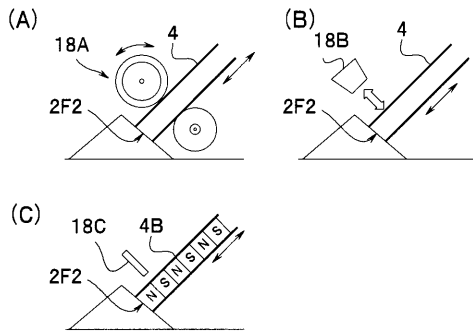
【図 21】



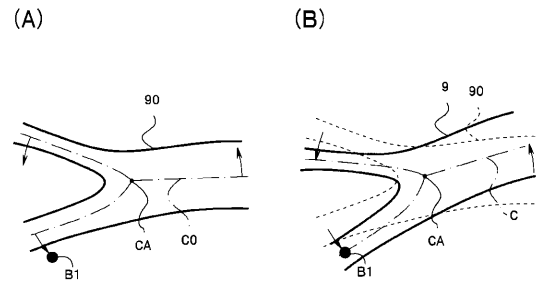
(B)



【図 2 3】



【図 2 4】



フロントページの続き

(72)発明者 長谷川 潤

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル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2002-238844 (JP, A)

特開2006-223849 (JP, A)

特開2002-345725 (JP, A)

特開2005-021353 (JP, A)

特開平06-261900 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32

A61B 6/03

G06T 1/00

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP5372407B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2008135634	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 長谷川潤		
发明人	伊藤 誠一 秋本 俊也 大西 順一 長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03 G06T1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B5/065 A61B2017/00694 A61B2017/00699 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2034/2059 A61B2034/2065 A61B2034/301 A61B2090/364		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B6/03.360.J A61B6/03.360.G G06T1/00.290.Z A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/045.610 A61B1/045.619 A61B1/267 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG15 4C061/HH21 4C061/HH52 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW06 4C061/WW15 4C093/CA23 4C093/DA03 4C093/FF16 4C093/FF42 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG15 4C161/HH21 4C161/HH52 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW15 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/BA13 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DC06 5B057/DC07 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/JA03 5L096/KA09		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009279250A		
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，被配置为使用预先获得的支气管9的三维图像数据从多个不同的视线位置生成虚拟内窥镜图像;图像检索部分11，被配置为检索与真实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A0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A1的相对位置。移动检测部24，用于检测基准点A1或支气管9的移动。位置校正部分25被配置为响应于参考点A1或支气管9的移动来校正相对位置。

