

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5188879号  
(P5188879)

(45) 発行日 平成25年4月24日(2013.4.24)

(24) 登録日 平成25年2月1日(2013.2.1)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-135635 (P2008-135635)	(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2009-279251 (P2009-279251A)		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	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
		(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

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】

被検体の体内の管腔を撮像可能な撮像手段と、

予め取得した前記被験体の3次元画像データから、前記管腔長手方向の座標および前記管腔長手直交方向の座標が異なる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、前記管腔長手方向の座標が異なる前記仮想内視鏡画像の類似度を、前記管腔直交方向の座標が異なる前記仮想内視鏡画像の類似度よりも、より高い類似度を基準に、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前記撮像手段の周辺の所定位置を基準点として設定する基準点設定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】

前記基準点が、前記類似度の高い仮想内視鏡画像の視線の位置から所定位置における面上の領域に設けられ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 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 5 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記医療機器は前記管腔に挿入可能な挿入部を有し、  
前記挿入部内に挿通された送液可能な管路を有し、  
前記先端部に前記管路の送液口を有し、  
前記基準点が前記送液口の位置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。 20

【請求項 8】

前記基準点に基づいて検査または処置を行う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。

【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具備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。 30

【背景技術】

【0002】

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

【0003】

CT装置では、X線照射位置および検出位置を連続的に回転させつつ、被検体を連続的に移動することにより、被検体を螺旋状の連続スキャン(ヘリカルスキャン: helical scan)する。そして、連続した被検体の多数の断層2次元画像から、3次元画像を形成される。 40

【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気管支内視鏡の先端部から生検針や生検鉗子等を突出して目標部位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腔では、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腔の3次元像を形成し、3次元像上で管腔に沿って目的点までの経路を求め、経路に沿った前記管腔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1】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腔の太さ、すなわち、直径には限界があり、気管支の末梢までは挿入部先端を挿入することはできない。このため、術者は内視鏡の先端部が目的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、目標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

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に配設する方法も提案されているが、所望の精度が得られないことがあった。

【0008】

本発明は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】

【0009】

上記目的を達成すべく、本発明の医療機器は、被検体の体内の管腔を撮像可能な撮像手段と、予め取得した前記被験体の3次元画像データから、前記管腔長手方向の座標および前記管腔長手直交方向の座標が異なる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、前記管腔長手方向の座標が異なる前記仮想内視鏡画像の類似度を、前記管腔直交方向の座標が異なる前記仮想内視鏡画像の類似度よりも、より高い類似度を基準に、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前記撮像手段の周辺の所定位置を基準点として設定する基準点設定手段とを具備する。

【発明の効果】

【0010】

本発明は、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】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0012】

<装置構成の説明>

図1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り、図2は医療機器1の使用形態を示した説明図であり、図3および図4は、内視鏡2Aの先端部2Cを、患者7の体内の気管支の目標部位9G近傍まで挿入する際の挿入ナビゲーション表示画面の一例を示す図である。

【0013】

10

20

30

40

50

図1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2参照)を生検する内視鏡2Aを有する内視鏡装置2と、挿入支援装置3とを具備する。

【0014】

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。なお、表示手段6は、挿入支援装置3の情報も表示する。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にはチャンネル2F1の開口部である処置具口2Fを有しており、図1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。

10

【0015】

また、挿入部2Eには、挿入部2E内を挿通された送液可能な管路(不図示)を有し、先端部2Cに管路の開口部である送液口2Gを有している。術者は、送液口2Gから所望の液体を目標部位9Gに吹き付けたり、噴霧したりすることができる。

【0016】

図2は、挿入部2Eの先端部2Cが、患者7の気管支9の挿入可能な最小径の管腔にまで挿入されている状態を示しており、先端部2Cから医療器具である細い径の処置具4が突出して、目標部位9Gの組織をサンプリングしている状態を示している。

20

【0017】

図2に示すように、内視鏡装置2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。

【0018】

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。

30

【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12Bおよび第1の座標点から基準点を算出する基準点設定手段15を具備していてもよい。なお、画像検索手段11および第1の座標算出手段14については、後に詳述する。

40

【0020】

最初に、図3および図4を用いて、挿入ナビゲーションシステムについて簡単に説明する。図3は、挿入部2Eを気管支9に挿入するための挿入経路等を表示した表示手段6の表示画面の一例を示す図であり、図4は挿入ナビゲーションシステム動作中の際の表示画面の表示形態の一例を示す図である。なお、本実施の形態の医療機器1は、必ずしも挿入ナビゲーションシステム機能を有している必要はない。

【0021】

図3に示すように挿入ナビゲーションシステムが挿入ナビゲーションを行うときには、まず、表示手段6の表示画面6aには、患者7情報や気管支9の分岐部Jの情報等6Aと

50

、内視鏡 2 A の挿入経路 R 1 を表示する画像 6 B と、および詳細は図示しない V B S 画像 6 C 等とが表示される。画像 6 B には、3次元画像から生成された患者 7 の気管支画像 1 0 0 A に重畳して、挿入ナビゲーションシステムが設定した、目標部位 9 G までの内視鏡 2 A の挿入経路 R 1 が表示されている。

【 0 0 2 2 】

そして、内視鏡の挿入操作が開始されると、今度は、図 4 に示すように、表示手段 6 の表示画面 6 a には、撮像手段 2 D が撮像し、画像処理手段 1 0 が処理したリアル画像を表示する内視鏡リアル画像表示エリア 6 F と、V B S 画像 6 d を表示する V B S 画像表示エリア 6 D と、V B S 画像 6 d 表示の分岐部名称、分岐部次数等の表示エリア 6 H と、目標部位までの挿入ルート全ての分岐部での V B S 画像を縮小して分岐サムネイル V B S 画像として表示する分岐サムネイル V B S 画像 6 E 等とからなる。

10

【 0 0 2 3 】

図 4 では、4 箇所分岐部 J 1、J 1 1、J 1 1 1、J 1 1 1 1 を経て目標部位に到達する場合の挿入ナビゲーション画面を示している。すなわち、V B S 画像表示エリア 6 D にはルートの最初の分岐部 J 1 の V B S 画像 6 d 1 が表示され、分岐サムネイル V B S 画像 6 E としては、挿入経路上の 4 箇所分岐部全ての分岐サムネイル V B S 画像 6 E 1 ~ 6 E 4 が表示される。そして、V B S 画像 6 d 1 には挿入経路 1 に沿って進むための経路穴にマーカ 6 G が重畳して表示されている。

【 0 0 2 4 】

術者が、マーカ 6 G が重畳して表示されている経路穴に先端部 2 C を挿入すると、挿入ナビゲーション画面の V B S 画像 6 d は、2 番目の分岐部の V B S 画像に切り替わる。

20

【 0 0 2 5 】

このようにして、術者は、挿入ナビゲーションシステムを用いることにより、それぞれの分岐部において先端部 2 C を挿入すべき経路穴を誤ることなく、目標部位 9 G の近傍の先端部 2 C が挿入可能な最少の径の気管支 9 の分岐部まで先端部 2 C を挿入することができる。

【 0 0 2 6 】

先端部 2 C が、目標部位 9 G の近傍まで挿入された段階で、医療機器 1 においては、第 1 の座標算出手段 1 4 が、先端部 2 C の位置および方向を算出する。図 5 は、先端部 2 C の位置および方向を算出するための医療機器 1 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 5 のフローチャートに従い、医療機器 1 が、内視鏡先端部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。

30

【 0 0 2 7 】

<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、より小さく設定されるほど、第 1 の座標算出手段 1 4 は、より正確な先端部 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 0 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 8 】

<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、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 (  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  ) からなる 6 次元のパラメータである。ステップ S 1 1 では、この視線パラメータの 6 つの初期値が設定される。

40

【 0 0 2 9 】

挿入ナビゲーションシステム機能を有する挿入支援装置 3 により内視鏡 2 A の挿入操作が行われた場合には、最後の分岐部 J の V B S 画像を生成した際の視線パラメータを、初期値として設定するとよい。

【 0 0 3 0 】

50

## &lt;ステップS 1 2 &gt;

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 3 1 】

## &lt;ステップS 1 3 &gt;

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。

10

【 0 0 3 2 】

## &lt;ステップS 1 4、ステップS 1 5 &gt;

画像検索手段 1 1 が、リアル画像と V B S 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 ( N o ) には、画像検索手段 1 1 は、ステップ S 1 5 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 V B S 画像生成手段 1 2 に出力する。V B S 画像生成手段 1 2 はステップ S 1 2 において、ステップ S 1 5 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 V B S 画像を生成する。

20

【 0 0 3 3 】

挿入支援装置 3 では、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、V B S 画像生成手段 1 2 が生成する V B S 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 ( Y e s ) となる。

【 0 0 3 4 】

## &lt;ステップS 1 6 &gt;

V B S 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 1 4 は、先端部 2 C の位置と方向を算出する。

30

【 0 0 3 5 】

ステップ S 1 3 で説明したように、リアル画像は適当な時間間隔で更新されるが、先端部 2 C が所定の位置に留まっている間は、先端部 2 C の位置と方向は大きく変化することはないために、リアル画像が更新されても、前述のループ処理の繰り返し回数は多くなることはない。しかし、先端部 2 C が大きく動いた場合には、リアル画像が大きく変化するために、前述のループ処理を再び、多数回繰り返さないと、両画像の誤差  $e$  が、許容誤差  $e_0$  以下にはならない。目標部位 9 G の生検等を行っている間に、先端部 2 C が大きく動くことは通常はなく、何らかの異常が発生したためと考えられる。このため、医療機器 1 は、リアル画像が大きく動いたと判断したとき、すなわち、ループ処理の誤差  $e$  が突発的に大きくなったときには、警告を発生し、所定の時間、例えば、数秒間、ループ処理を中断することが好ましい。

40

【 0 0 3 6 】

また、上記説明では、挿入ナビゲーションシステム機能を有する挿入支援装置により内視鏡 2 A の挿入操作が行われた場合を例に説明したが、もちろん、挿入ナビゲーションシステムを用いないで先端部 2 C の挿入操作を行った場合でも、医療機器 1 の第 1 の座標算出手段 1 4 は、先端部 2 C の位置と方向を算出することができる。

【 0 0 3 7 】

例えば、上記ステップ S 1 1 で用いた視線の位置および方向の初期値は、ランダムに発生させた数値を用いてもよい。あるいは、V B S 画像生成手段 1 2 が、予め複数の異なる視線位置からの気管支分岐部の仮想内視鏡画像を生成し、V B S 画像格納手段 1 2 B に格

50

納しておき、画像検索手段 11 がその VBS 画像の中からリアル画像と最も類似度の高い VBS 画像の視線パラメータをステップ S11 で用いる視線の位置および方向の初期値として設定してもよい。

【0038】

また、上記説明では、第1の座標算出手段 14 が、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 6 次元の視線パラメータから、先端部 2C の位置と方向を算出する例を示した。これに対して、第1の座標算出手段 14 は、VBS 画像生成手段 12 が予め生成した複数の異なる視線位置からの気管支分岐部の仮想内視鏡画像の中から、画像検索手段 11 がリアル画像と最も類似度の高いと判断した VBS 画像の視線パラメータから、先端部 2C の位置および方向を算出してもよい。もちろん、後者の場合

10

には、先端部 2C の位置および方向の精度を高めるために、予め生成する VBS 画像の数を多くする必要がある。

【0039】

以上の説明のように、VBS 画像生成手段 12 は、画像検索手段 11 からの情報に基づいて、より類似度の高い、すなわち、誤差  $e$  のより小さい VBS 画像を生成するために、視線パラメータを変化させた複数の VBS 画像を生成する。一般に、前述のループ処理の初期段階で VBS 画像生成手段 12 が生成した VBS 画像は誤差  $e$  が大きい、多数の VBS 画像を生成するに従い、誤差  $e$  が小さくなっていく。

【0040】

すでに説明したように、画像検索手段 11 は、VBS 画像生成手段 12 が視線パラメータに基づき生成する VBS 画像と、リアル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  $e_0$  より小さくなった場合に、第1の座標算出手段 14 は、当該 VBS 画像の視線の位置を、第1の座標点としている。

20

【0041】

医療機器 1 では、許容誤差  $e_0$  を、管腔長手方向 ZA と管腔直交方向 YA とで異なる値を設定できることが好ましい。ここで、管腔長手方向 ZA とは、先端部 2C が挿入されている気管支管腔の長手方向であり、先端部 2C が挿入操作により移動する方向である。VBS 画像データが、管腔の重心線、いわゆる芯線情報を有している場合には、管腔長手方向の替わりに芯線方向を、管腔直交方向の替わりに芯線直交方向、により許容誤差  $e_0$  を変えても良い。

30

【0042】

図 6 は、VBS 画像生成手段 12 が生成した VBS 画像の枚数、言い換えれば、図 4 に示したループ処理の繰り返し回数  $N$  と誤差  $e$  の関係との一例を示した図である。図 6 に示すように、視線パラメータとして、管腔長手方向 ZA の座標または管腔直交方向 YA の座標を変化しながら生成した VBS 画像の誤差  $e$  は繰り返し回数  $N$  の増加により小さくなっていく。ここで、医療機器 1 では、管腔長手方向の ZA 座標のみをパラメータとして、変化しながら生成した VBS 画像については、許容誤差を  $e_Z$  とし、管腔直交方向 YA の座標のみをパラメータとして、変化しながら生成した VBS 画像については、許容誤差を  $e_Y$  とし、許容誤差  $e_Z$  を許容誤差  $e_Y$  よりも小さい値とする。すなわち、医療機器 1 では、算出する第1の座標点の位置情報の管腔長手方向 ZA の座標精度を、管腔直交方向 YA

40

の座標精度よりも重視することが好ましい。

【0043】

あるいは、医療機器 1 では、図 5 に示したループ処理の際の、ステップ S15 における管腔長手方向の ZA 座標の増減量を管腔直交方向 YA の増減量より小さく設定することで、やはり算出する第1の座標点の位置情報の、管腔長手方向 ZA の座標精度を管腔直交方向 YA の座標精度よりも高くすることができる。

【0044】

これは、先端部 2C は、先端部 2C の直径と、略同一の細い管腔内に挿入されているため、誤った操作があっても、先端部 2C は管腔直交方向 YA には移動が困難であるのに対して、管腔長手方向 ZA には移動しやすいためである。また、チャンネル 2F1 の処置具

50

口 2 F から処置具 4 を突出して処置を行うときには、管腔長手方向 Z A の座標が基準となるためである。

【 0 0 4 5 】

ここで、図 7 および図 8 を用いて先端部 2 C の構造を、より詳細に説明する。図 7 は先端部 2 C の構成を説明するための図 7 ( A ) は正面概略図であり、図 7 ( B ) は図 7 ( A ) の V I I - B、V I I B 線での断面概略図であり、図 8 は先端部 2 C の斜視概略図である。

【 0 0 4 6 】

図 7 および図 8 に示すように、先端部 2 C には、チャンネル 2 F 1 の開口部である処置具口 2 F と、送液管路の開口部である送液口 2 G と、撮像手段 2 D と、が配設されている。なお、先端部 2 C 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 2 D は、光学系 2 D 1 の焦点位置に撮像素子 2 D 2 が配設されており、視線 S 1 を中心とした方向の視野 S 0 の範囲を撮像することができる。

【 0 0 4 7 】

そして、第 1 の座標算出手段 1 4 が算出する第 1 の座標点 A 0 が示す V B S 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 A 0 および視線 S 1 の方向である。

【 0 0 4 8 】

ここで、第 1 の座標点 A 0 の座標が、仮想内視鏡画像の座標系、言い換えれば、C T 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 9 G は、先端部 2 C 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 9 G 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場合がある。このため、術者は、C T 装置により予め取得された 3 次元画像データ中に、C T 座標系で示されている目標部位 9 G の位置を表示手段 6 で確認しながら生検等を行う。しかし、術者は、先端部 2 C の位置、より正確には、先端部 2 C から突出して生検を行う処置具 4 の先端の位置等は、C T 座標系とは関係のない、先端部 2 C を基準とした内視鏡座標系でしか確認できない。

【 0 0 4 9 】

医療機器 1 では、目標部位 9 G の座標と、近接した位置にある先端部 2 C の一部である第 1 の座標点 A 0 の座標が、同じ C T 座標系で示されているため、術者は目標部位 9 G に処置具 4 を到達させて、生検等を行うことができる。

【 0 0 5 0 】

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。そして、検査または処置に応じた医療器具である鉗子等の処置具 4、または超音波プローブ等のプローブがチャンネル 2 F 1 に挿通され使用される。

【 0 0 5 1 】

なお、図 8 で示した医療機器 1 の内視鏡座標系は、C T 座標系と同一ではないが、挿入支援装置 3 の処理により C T 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、C T 座標系に変換可能な座標系である。

【 0 0 5 2 】

以上の説明では、第 1 の座標点 A 0 を、そのまま基準点として用いる場合について説明したが、医療機器 1 では、第 1 の座標点 A 0 をもとに、基準点設定手段 1 5 により変換パラメータを用いて、内視鏡座標系で示されている他の位置を基準点として設定してもよい。

【 0 0 5 3 】

図 9 ( A ) および ( B ) は、基準点の設定について説明するための説明図である。

図 9 ( A ) に示す基準点の設定方法は、基準点 A 1 を先端部 2 C の先端面 A S 1 上に設定した例を示している。なお、ここで先端面 A S 1 とは、先端部 2 C の所定位置を含む平面を意味しており、挿入部 2 E の先端が平面であるわけではない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 4 】

そして、図 9 ( B ) に示す基準点の設定方法は、基準点 A 2 を類似度の高い仮想内視鏡画像の視線の位置から所定位置における面上の領域に配設する、言い換えれば、予め定めた、視線の位置を基準とし所定の相対位置関係にある面上の領域に配設する。すなわち、図 9 ( B ) では、視線の位置である第 1 の座標点 A 0 を基準とし、視線 S 1 の方向に距離 D 1 だけ離れた、視線 S 1 の方向に垂直な面 A S 2 上に設定した例を示している。なお、図 9 ( B ) では面 A S 2 は視線 S 1 の方向に垂直な面と表現したが、内視鏡の形状に応じ、垂直ではなく所定のある傾きを持った平面、あるいは所定の形状の曲面でも構わない。

## 【 0 0 5 5 】

基準点 A 1 としては、例えば、送液口 2 G または処置具口 2 F の位置、より正確には、送液口 2 G または処置具口 2 F の中央位置を用いることができる。また、基準点 A 2 としては管腔の中心線、例えば、芯線 C 1 と、面 A S 1 の交点を選択される。

10

## 【 0 0 5 6 】

第 1 の座標点 A 0 を基準点として用いる場合と比べて、上記基準点 A 1 は、処置等を行う送液口 2 G あるいは、処置具 4 が突出する起点となる処置具口 2 F を基準点として用いていることから、より精度の高い検査または処置を行うことができる。また、上記基準点 A 2 は、目標部位 9 G までの距離の算出が容易である。

## 【 0 0 5 7 】

以上の説明のように、医療機器 1 では、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。

20

## 【 0 0 5 8 】

なお、上記説明では、基準点を 1 つ設定する例を示したが、複数の基準点を設定してもよく、さらには、基準点ではなく基準面を設定してもよい。

## 【 0 0 5 9 】

また、上記説明は、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、カプセル型の内視鏡装置等の患者 7 の管腔を撮像可能な撮像手段 2 D を有する医療機器においても、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。

30

## 【 0 0 6 0 】

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 0 6 1 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態の医療機器の構成を示す構成図である。

【 図 2 】 医療機器の使用形態を示した説明図である。

【 図 3 】 医療機器の内視鏡を、被検体の体内の管腔の目標部位近傍まで挿入する際のナビゲーション表示画面の一例を示す図である。

40

【 図 4 】 挿入ナビゲーションシステム動作中の際の表示画面の表示形態の一例を示す図である。

【 図 5 】 先端部の位置および方向を算出するため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 6 】 ループ処理の繰り返し回数と誤差の関係の一例を示した図である。

【 図 7 】 先端部の構成を説明するための図である。( A ) は正面概略図であり、( B ) は図 7 ( A ) の V I I - B、V I I B 線での断面概略図である。

【 図 8 】 先端部の斜視概略図である。

【 図 9 】 基準点の設定について説明するための説明図である。

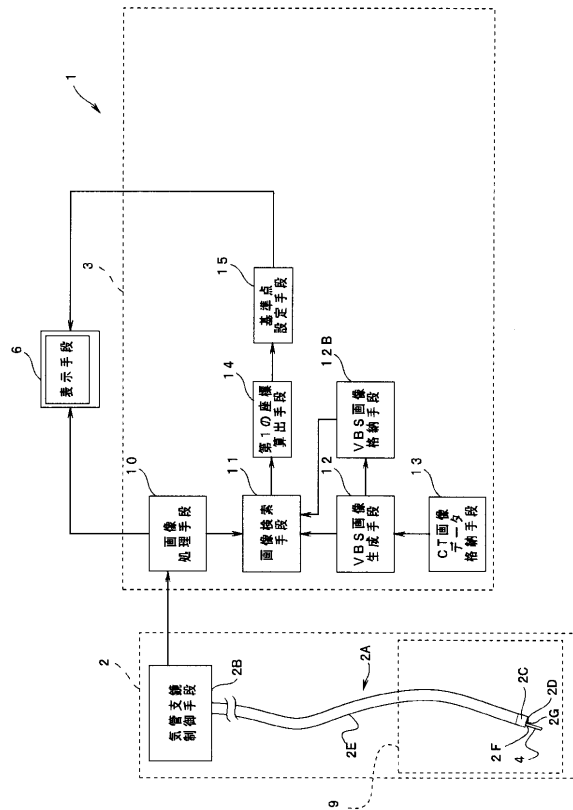
【 符号の説明 】

50

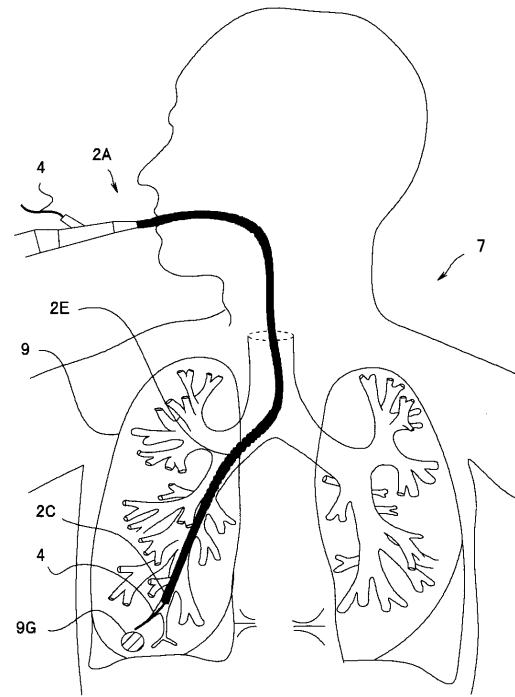
【0062】

1 ... 医療機器、2 ... 内視鏡装置、2 A ... 内視鏡、2 B ... 内視鏡制御手段、2 C ... 先端部、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 G ... 送液口、3 ... 挿入支援装置、4 ... 処置具、6 ... 表示手段、7 ... 患者、9 ... 気管支、9 G ... 目標部位、10 ... 画像処理手段、11 ... 画像検索手段、12 ... VBS画像生成手段、12 B ... VBS画像格納手段、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、A0 ... 第1の座標点、A1 ... 基準点、A2 ... 基準点、J1 ... 分岐部、R1 ... 挿入経路、S0 ... 視野、S1 ... 視線

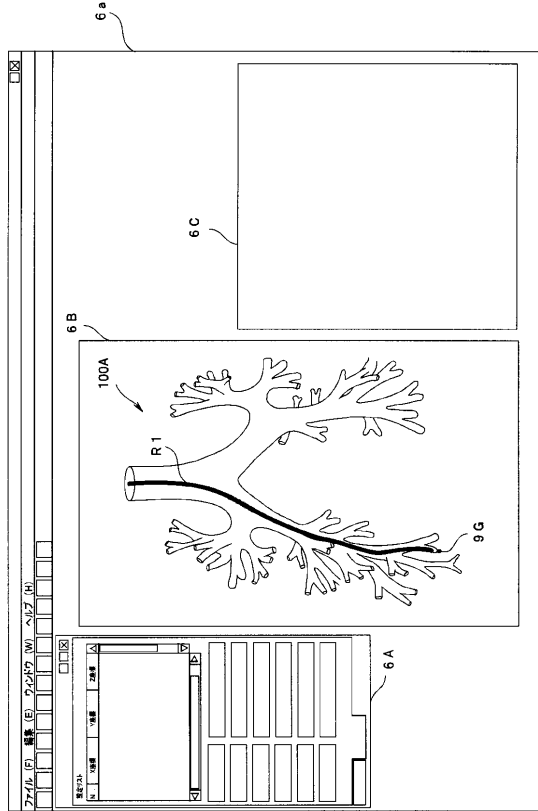
【図1】



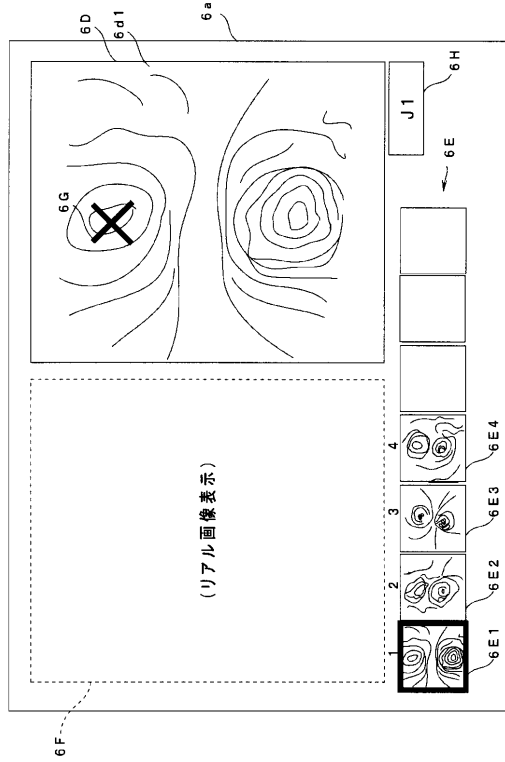
【図2】



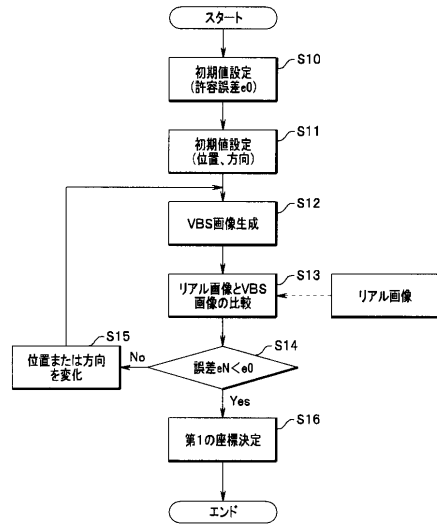
【図3】



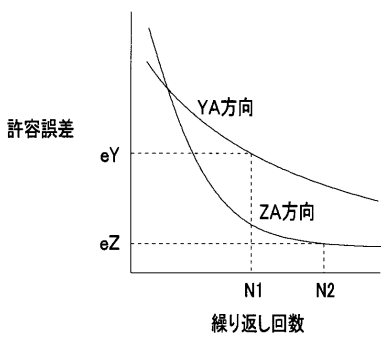
【図4】



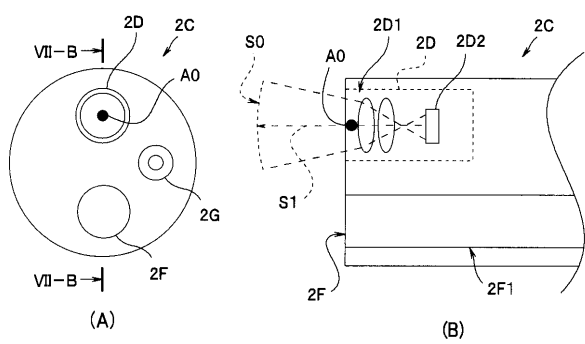
【図5】



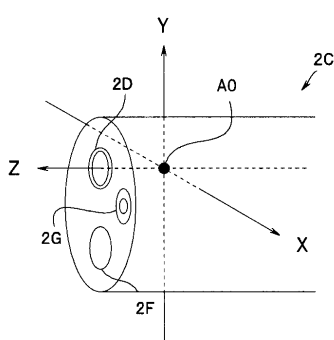
【図6】



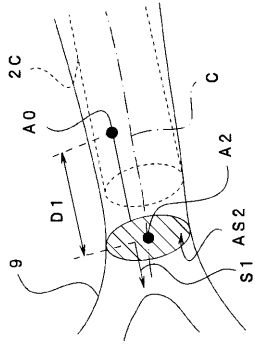
【図7】



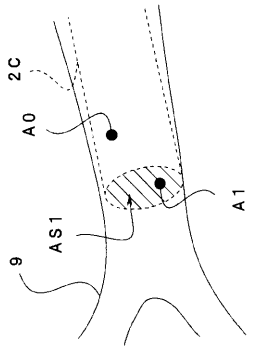
【図8】



【 9 】



(B)



(A)

---

フロントページの続き

審査官 渡 辺 純也

(56)参考文献 特開2003-265408(JP,A)  
米国特許出願公開第2006/0149134(US,A1)  
特開2004-097696(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32  
G02B 23/24 ~ 23/26

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5188879B2</a>	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	JP2008135635	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	秋本俊也 大西順一 伊藤誠一		
发明人	秋本 俊也 大西 順一 伊藤 誠一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/2676 A61B6/03 G06T7/73 G06T7/74 G06T15/20 G06T19/00 G06T2207/10068 G06T2207/10072 G06T2207/10124 G06T2207/30061 G06T2210/41		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B1/045.620 A61B1/045.623 A61B1/267		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA07 4C061/CC06 4C061/FF42 4C061/FF43 4C061/GG22 4C061/HH04 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/WW10 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/FF42 4C161/FF43 4C161/GG22 4C161/HH04 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009279251A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于进行高精度检查或治疗的医疗设备。解决方案：医疗设备包括：成像装置2D，用于对患者7的支气管9进行成像；VBS图像生成装置12，用于基于先前获取的患者7的三维图像数据，从多个不同的视线位置生成患者7的支气管9中的虚拟内窥镜图像；图像检索装置11，用于检索与由成像装置2D成像的支气管9的内窥镜图像高度相似的虚拟内窥镜图像；基于高度相似的虚拟内窥镜图像的视线位置，参考点设置装置15用于将成像装置2D的圆周中的规定位置设置为参考点。Z

【 图 2 】

