

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/062035

発行日 平成25年4月4日 (2013.4.4)

(43) 国際公開日 平成23年5月26日 (2011.5.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 3 4	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

出願番号	特願2011-505721 (P2011-505721)	(71) 出願人	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4番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/068973	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成22年10月26日 (2010.10.26)	(72) 発明者	大西 順一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第4733243号 (P4733243)	Fターム(参考)	4C061 AA07 BB01 BB08 DD03 HH22 HH51 WW10 4C161 AA07 BB01 BB08 DD03 HH22 HH51 WW10
(45) 特許公報発行日	平成23年7月27日 (2011.7.27)		
(31) 優先権主張番号	特願2009-262314 (P2009-262314)		
(32) 優先日	平成21年11月17日 (2009.11.17)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

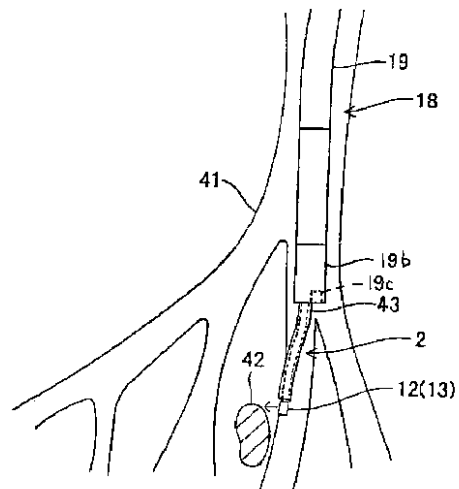
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生検支援システム

(57) 【要約】

生検支援システムは、被検体に対する3次元領域の画像データから、挿入対象となる体腔内の仮想形状画像を生成する仮想形状画像生成部と、内視鏡挿入部及びチャンネルを備えた内視鏡と、チャンネル内に挿通され、先端部に超音波振動子及び3次元位置を検出する位置センサが設けられた超音波プローブと、超音波断層画像を生成する超音波画像生成部と、チャンネルから突出される超音波プローブの移動によって、超音波断層画像における目標組織の両端位置に対応した3次元位置を検出する位置検出部と、両端位置に基づく生検用範囲の情報を仮想形状画像上に重畳して表示する画像表示制御部と、を備える。

【図7】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する 3 次元領域の画像データから、体腔路の仮想形状画像を生成する仮想形状画像生成部と、

前記体腔路に挿入される内視鏡挿入部と、生検用処置具を挿通可能とするチャンネルとを備えた内視鏡と、

前記チャンネル内に挿通され、先端部に超音波振動子及び 3 次元位置を検出する位置センサが設けられた超音波プローブと、

前記超音波振動子による超音波断層画像を生成する超音波画像生成部と、

前記チャンネルの先端から突出される前記超音波プローブの先端部の移動によって、超音波断層画像上に生検対象の目標組織の両端位置が検出された場合の前記位置センサの 3 次元位置を検出する位置検出部と、

前記位置検出部により検出された前記両端位置に対応した前記 3 次元位置に基づき、前記目標組織における前記生検用処置具による生検を行う生検用範囲を前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示する画像表示制御部と、

を備えたことを特徴とする生検支援システム。

【請求項 2】

前記位置検出部は、さらに前記内視鏡の先端面又はその周辺に設定される基準位置の 3 次元位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記基準位置を前記仮想形状画像上における前記基準位置に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生検支援システム。

【請求項 3】

前記画像表示制御部は、前記両端位置に基づいて各両端位置の内側にそれぞれ設定した内側両端位置に対応する範囲を前記生検用範囲として、該生検用範囲を前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生検支援システム。

【請求項 4】

前記位置検出部は、前記超音波断層画像上における前記目標組織の重心位置又は中央位置の 3 次元位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記重心位置又は中央位置を前記仮想形状画像上における前記重心位置又は中央位置に対応する位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生検支援システム。

【請求項 5】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に検出される前記目標組織の両端位置の走行方向に沿った 3 次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の中心又は重心位置を検出し、

さらに、前記画像表示制御部は、前記走行方向に沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示すると共に、

前記幅方向に沿った前記目標組織の中心又は重心位置を前記仮想形状画像上における前記中心又は重心位置に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生検支援システム。

【請求項 6】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に検出される前記目標組織の両端位置の走行方向に沿った 3 次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の中心又は重心位置を検出し、

10

20

30

40

50

さらに、前記画像表示制御部は、前記走行方向に沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示すると共に、

前記幅方向に沿った前記目標組織の中心又は重心位置を前記仮想形状画像上における前記中心又は重心位置に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 2 に記載の生検支援システム。

【請求項 7】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に検出される前記目標組織の両端位置の走行方向に沿った 3 次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の両端位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記走行方向及び前記幅方向にそれぞれ沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生検支援システム。

【請求項 8】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に検出される前記目標組織の両端位置の走行方向に沿った 3 次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の両端位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記走行方向及び前記幅方向にそれぞれ沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 2 に記載の生検支援システム。

【請求項 9】

前記仮想形状画像生成部は、前記体腔路の仮想形状画像として、気管支、上部消化管及び下部消化管のいずれかの仮想形状画像を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の生検支援システム。

【請求項 10】

前記仮想形状画像生成部は、前記体腔路の仮想形状画像として、気管支、上部消化管及び下部消化管のいずれかの仮想形状画像を生成することを特徴とする請求項 8 に記載の生検支援システム。

【請求項 11】

前記生検用処置具は、該生検用処置具の先端部付近に位置センサを有し、前記位置検出部は、前記生検用処置具の位置センサの 3 次元位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記生検用処置具の位置センサの前記 3 次元位置を前記仮想形状画像上における対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 2 に記載の生検支援システム。

【請求項 12】

さらに、前記位置検出部により検出された前記目標組織の両端位置の位置情報及び前記生検用処置具の位置センサの位置情報を記憶する記憶部を有することを特徴とする請求項 11 に記載の生検支援システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、気管支等に超音波プローブを挿入した場合の超音波断層画像を利用して腫瘍等の目標組織から生検を行う処置を支援する生検支援システムに関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

近年、内視鏡と共に、超音波プローブが各種の治療、処置に広く用いられるようになった。例えば、末梢気管支を超音波断層画像として描出するために超音波プローブが用いられる。

超音波断層画像に腫瘍のような組織が存在するような場合には、その組織を生検して組織診断することが必要となる場合がある。

一方、第1の従来例としての例えば日本国特開2004-499号公報には、超音波振動子による超音波の送受信により取得される腫瘍等の目標組織の位置の情報を、超音波振動子とは別体のX線照射装置等により利用できるように適切な情報として出力する超音波医療システムが開示されている。

この従来例においては、基準位置に対する腫瘍の位置情報が生成された場合には、X線照射装置により腫瘍に向けてのX線照射による処置が行われる。

【 0 0 0 3 】

しかしながら、腫瘍が検出された場合、X線の照射による処置すべき腫瘍であるか否かが分からない場合がある。このように診断結果が確定していない腫瘍のような目標組織に対して、生検（組織採取）することが広く行われる。

なお、第2の従来例としての例えば日本国特許4022192号公報には、被検体の3次元領域の画像データに基づき、被検体内の体腔路の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、体腔路への挿入ルートの始点を設定するルート始点設定手段と、被検体内の関心部位の領域を設定する関心領域設定手段と、関心部位の領域に基づき、内視鏡の体腔路への挿入ルートの終点を抽出するルート終点抽出手段と、を備えた挿入支援システムが開示されている。

【 0 0 0 4 】

第2の従来例により術者は、挿入ルートに従って、内視鏡等を関心領域近くに設定することができるが、その後、生検デバイスにより腫瘍等の目標組織から実際に組織採取することの開示がないため組織採取を行うことが困難である。

このように、第2の従来例により術者は、例えば内視鏡の先端部を目標組織の近くに設定することができるが、内視鏡の先端部から目標組織に対して組織を採取しようとするための情報が不足する。

このため、内視鏡の先端部から目標組織が存在している範囲等、生検デバイスにより組織採取を行い易くする生検用範囲の情報を表示して、生検を支援する機能を備えた生検支援システムが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、腫瘍のような目標組織に対して組織採取を行い易くする生検用範囲、又はその情報を表示可能にする生検支援システム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 】

【 0 0 0 5 】

本発明の一態様の生検支援システムは、被検体に対する3次元領域の画像データから、体腔路の仮想形状画像を生成する仮想形状画像生成部と、前記体腔路に挿入される内視鏡挿入部と、生検用処置具を挿通可能とするチャンネルとを備えた内視鏡と、前記チャンネル内に挿通され、先端部に超音波振動子及び3次元位置を検出する位置センサが設けられた超音波プローブと、前記超音波振動子による超音波断層画像を生成する超音波画像生成部と、前記チャンネルの先端から突出される前記超音波プローブの先端部の移動によって、超音波断層画像上に生検対象の目標組織の両端位置が検出された場合の前記位置センサの3次元位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部により検出された前記両端位置に対応した前記3次元位置に基づき、前記目標組織における前記生検用処置具による生検を行う生検用範囲を前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示する画像表示制御部と、を備えている。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 6 】

【図 1】図 1 は本発明の実施例 1 の生検支援システムの全体構成を示す図。

【図 2】図 2 は超音波プローブの先端側の構成を示す図。

【図 3】図 3 は実施例 1 により生検を行う操作手順の 1 例を示すフローチャート。

【図 4】図 4 は気管支のバーチャル画像を生成及び表示する処理を示すフローチャート。

【図 5】図 5 は図 1 における挿入支援装置等の詳細な構成を示すブロック図。

【図 6】図 6 は内視鏡の先端部を気管支の末梢部側に挿入した状態を示す図。

【図 7】図 7 は内視鏡のチャンネル内に挿通した超音波プローブの先端側を腫瘍側に突出させた様子を示す図。

【図 8】図 8 は腫瘍の位置検出及び生検用範囲としての適正範囲を算出する処理手順の 1 例を示すフローチャート。

10

【図 9】図 9 は超音波プローブの先端部を移動して、超音波断層画像を利用して腫瘍が存在する範囲を検出する様子を示す図。

【図 10】図 10 は適正範囲の算出例の説明図。

【図 11】図 11 は超音波断層画像上において腫瘍が検出されていない画像状態と検出された時の画像の一例を示す図。

【図 12】図 12 は適正範囲等の情報を重畳して表示された気管支のバーチャル画像における仮想形状画像の表示例を示す図。

【図 13】図 13 は本発明の実施例 2 の生検支援システムの全体構成を示す図。

【図 14】図 14 は実施例 2 により生検を行う処理手順の 1 例を示すフローチャート。

20

【図 15】図 15 は超音波プローブを移動して超音波断層画像データを生成する様子の説明図。

【図 16】図 16 は変形例における気管支の走行方向に垂直な方向に沿った適正範囲を算出する処理手順の 1 例を示すフローチャート。

【図 17】図 17 は超音波振動子により取得される超音波断層画像データを示す図。

【図 18】図 18 は図 17 の超音波断層画像データを用いて算出される腫瘍の重心位置と適正範囲を示す図。

【図 19】図 19 は気管支のバーチャル画像における仮想形状画像の表示例と、内視鏡のチャンネルから生検針を突出させて腫瘍から組織採取する様子とを示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

(実施例 1)

図 1 に示すように本発明の実施例 1 の生検支援システム 1 は、挿入対象となる管状の体腔路としての例えば気管支内に挿入される超音波プローブ 2 を備えた超音波観測システム 3 と、この超音波観測システム 3 と共に使用される挿入支援装置 4 と、内視鏡装置 5 から主に構成される。

超音波観測システム 3 は、超音波プローブ 2 と、この超音波プローブ 2 が接続され、超音波断層画像を生成する超音波画像生成部を備えた超音波観測装置 6 と、この超音波観測装置 6 により生成された超音波断層画像を表示するモニター 7 と、を有する。

40

また、超音波プローブ 2 は、細長のプローブ本体 11 を有する。超音波プローブ 2 の先端を拡大したのが図 2 である。超音波プローブ 2 の先端部としてのプローブ先端部 12 には、超音波振動子 13 と、プローブ先端部 12 又は超音波振動子 13 の位置を検出するために配置された位置センサ 14 とが設けられている。

【 0 0 0 8 】

位置検出装置 8 (図 5 参照) は、実際には位置センサ 14 の 3 次元位置を検出する。その 3 次元位置は超音波振動子 13 又はプローブ先端部 12 の 3 次元位置であると近似することができる。

なお、位置センサ 14 と超音波振動子 13 間の距離は既知であるので、位置センサ 14 の 3 次元位置からこの距離を考慮して超音波振動子 13 の 3 次元位置を精度良く検出する

50

ことができる。

【0009】

位置検出方法としては、磁気によるものが広く使われている。位置検出装置8につながる図示しないアンテナから発せられる変動磁場をコイルで構成された位置センサ14が検知し、位置検出装置8で電流を検出する。アンテナから出力された変動磁場と位置センサ14の電流値から位置センサ14の位置を位置検出装置8で推測することができる。一例としてコイルを用いた磁気式位置検出装置を挙げたが、位置センサ14及び位置検出装置8は、この構成の場合に限定されるものでない。

【0010】

この位置センサ14は、超音波振動子13と共にプローブ先端部12内に配置されている。

なお、図5にて詳細に説明するように挿入支援装置4は、上記超音波断層画像上により検出される目標組織としての腫瘍の断層画像を利用して、位置センサ14の3次元位置の検出を行う位置検出装置8を備え、その3次元位置の情報に基づいて、所定方向(体腔路の走行方向)に腫瘍が存在する範囲の境界位置又は両端位置等の検出を行う位置検出部15を有する。なお、位置検出部15として、上記体腔路の走行方向と直交する方向における腫瘍が存在する領域を検出する機能を含むように定義しても良い。

また、挿入支援装置4は、目標組織としての腫瘍の生検を行う処理手順を円滑に行うことができるようにCT画像データに基づき、体腔路としての気管支の仮想内視鏡画像(以下、VBS画像)と、気管支の仮想3次元形状画像(仮想形状画像)とのバーチャル画像(仮想画像)を生成するバーチャル画像生成部16とを有する。なお、上記気管支の仮想内視鏡画像としてのVBS画像は、気管支内に配置された内視鏡により仮想的に推測される気管支の内視鏡画像である。

【0011】

この挿入支援装置4は、内視鏡装置5により得られる動画像としての内視鏡画像(リアル画像)と、上記VBS画像を合成してモニタ17に表示する機能を有し、内視鏡装置5の内視鏡18を術者が気管支内へ挿入する際の支援を行う。

また、この内視鏡装置5は、内視鏡18と、内視鏡18に照明光を供給する光源装置と、内視鏡18からの撮像信号に対する信号処理をするカメラコントロールユニット(CCUと略記)等から構成される。

内視鏡18は、細長の内視鏡挿入部19の先端部19bに、撮像手段19c(図7参照)を内蔵し、この撮像手段19cにより撮像された撮像信号は、CCUにより信号処理されてリアル画像に相当する画像信号が生成される。画像信号はモニタ20に出力され、モニタ20にはリアル画像が表示される。

【0012】

この内視鏡18は、内視鏡挿入部19の長手方向にチャンネル19aが設けてある(図6参照)。そのチャンネル19a内に超音波プローブ2や生検を行う生検用処置具としての生検針等の生検デバイスを挿通することができる。また、内視鏡挿入部19の先端部19bの基端部に隣接して、湾曲自在の湾曲部が設けてあり、術者は、湾曲部を湾曲させる操作を行うことにより、内視鏡先端側を屈曲した体腔路内(具体例では気管支内)に挿入することができる。

なお、本実施例における内視鏡18のチャンネル19a内に挿通される超音波プローブ2は、十分に細径でかつそのサイズが小さい。また、本実施例に用いられる超音波プローブ2に内蔵された超音波振動子13は、超音波プローブ2の長手方向を軸としてその周方向に超音波を送受信するラジアルスキャンタイプである。なお、ラジアルスキャンタイプに限らず、周方向の一部にセクタスキャンするタイプでも良い。

【0013】

術者は、内視鏡18を(被検体としての)患者の気管支内に挿入することにより、撮像手段により撮像された画像がリアル画像としてモニタ20に表示される。術者は、モニタ17に表示されるVBS画像を参考にしながら、モニタ20に表示されるリアル画像で気

10

20

30

40

50

管支を観察しながら、気管支の末梢部側の生検対象となる腫瘍の位置に近い位置まで挿入することができる。

この場合、後述するバーチャル画像生成部 16 により生成される気管支の仮想形状画像も参照することにより、気管支の末梢部側に挿入することが容易となる。図 5 は本システムの構成ブロックである。まず、この説明をする。

【0014】

挿入支援装置 4 を構成するバーチャル画像生成部 16 は、患者の X 線断層画像を撮像する図示しない公知の CT 装置で生成された 3 次元画像データを、例えば DVD (Digital Versatile Disk) 装置等、可搬型の記憶媒体を介して取り込む CT 画像データ取込部 21 を有する。

10

また、このバーチャル画像生成部 16 は、CT 画像データ取込部 21 によって取り込まれた CT 画像データを格納する CT 画像データ格納部 22 と、CT 画像データ格納部 22 に格納されている CT 画像データに基づき MPR 画像 (多断面再構築画像) を生成する MPR 画像生成部 23 とを有する。

また、このバーチャル画像生成部 16 は、内視鏡装置 5 からの撮像信号が入力信号として入力され、リアル画像を生成して VBS 画像と合成する画像処理部 27 を有する。この画像処理部 27 は、画像処理する際の画像データ等を一時的に記憶するメモリ 28 と接続されている。

【0015】

また、この画像処理部 27 は、CT 画像データ格納部 22 に格納された CT 画像データから気管支の仮想形状画像を生成する仮想形状画像生成部 27a を内蔵している。この仮想形状画像生成部 27a は、生成した気管支の仮想形状画像データをその内部の画像データ格納部 27b に格納する。この画像データ格納部 27b は、仮想形状画像を格納する仮想形状画像格納部を形成する。なお、仮想形状画像生成部 27a を画像処理部 27 の外部に設けるようにしても良い。

20

また、挿入支援装置 4 には、ルート設定部 24 が生成したルート設定画面及び画像処理部 27 が生成した挿入支援画像をモニタ 17 に表示させる制御を行う画像表示制御部 29 が設けられている。また、ルート設定部 24 に対して設定情報を入力するキーボード及びポインティングデバイス等からなる入力装置 30 が設けられている。

【0016】

30

なお、CT 画像データ格納部 22 及び VBS 画像を格納する VBS 画像格納部 26 は、1 つのハードディスクによって構成してもよく、また、MPR 画像生成部 23、ルート設定部 24、VBS 画像を生成する VBS 画像生成部 25 及び画像処理部 27 は、1 つの演算処理回路で構成することができる。

また、CT 画像データ取込部 21 は、DVD 等の可搬型の記憶媒体を介して CT 画像データを取り込むと説明したが、CT 装置あるいは CT 画像データを保存している院内サーバが院内 LAN に接続されている場合には、CT 画像データ取込部 21 を該院内 LAN に接続可能なインターフェイス回路により構成し、院内 LAN を介して CT 画像データを取り込むようにしてもよい。

【0017】

40

また、位置検出部 15 は、位置検出装置 8 により検出された 3 次元の位置情報を用いて目標組織としての腫瘍の境界位置等を検知する腫瘍位置検知制御部 31 と、生検に適した範囲としての適正範囲を決定する際に用いられる適正範囲パラメータを格納するパラメータ格納部 32 と、検知された位置情報を格納する位置情報メモリ 33 とを備える。

【0018】

なお、目標組織は、腫瘍 (の組織) の場合に限定されるものでなく、術者が生検を行うとする患部 (の組織) 等の場合もある。

腫瘍位置検知制御部 31 は、プローブ先端部 12 が移動される所定方向に沿って腫瘍が存在する場合における一方の端部が検知されたことを腫瘍検知信号として入力する腫瘍検知スイッチ A 34 及び腫瘍 (検知) なし信号を入力する腫瘍検知スイッチ B 35 と接続さ

50

れている。腫瘍検知スイッチ A 3 4 及び腫瘍検知スイッチ B 3 5 は、術者により入力操作される。後述する実施例のように、生検支援システムを構成する装置側が腫瘍検知信号及び腫瘍なし信号を発生する構成にしても良い。

超音波観測システム 3 を構成する超音波プローブ 2 の先端部に内蔵された超音波振動子 1 3 を用いて取得される超音波断層画像がモニター 7 に表示されるので、術者は、その超音波断層画像によって腫瘍が検知（表示）される状態になったか否かを確認することができる。

【 0 0 1 9 】

そして、術者は、超音波プローブ 2 を気管支の走行方向に沿って例えば末梢部側に挿入移動しながら超音波断層画像上において気管支の管腔（体腔）外側の光学的には観察できない腫瘍の有無を確認することができる。

術者は、超音波プローブ 2 を移動しながら、超音波断層上に腫瘍の一方の端部（例えば上端）を検知した時に、腫瘍検知スイッチ A 3 4 を操作して腫瘍検知信号を腫瘍位置検知制御部 3 1 に入力する。すると、腫瘍位置検知制御部 3 1 は、位置検出装置 8 により出力される超音波プローブ 2 の先端部、つまりプローブ先端部 1 2 の 3 次元位置を位置情報メモリ 3 3 に格納する。

また、術者が腫瘍位置検知制御部 3 1 に対して、腫瘍の他方の端部（つまりこの他方の端部から腫瘍が検知されなくなる部分）となることを腫瘍なし信号として入力する腫瘍検知スイッチ B 3 5 が設けられている。

【 0 0 2 0 】

ここでは、腫瘍の端部を検出した際に、腫瘍検知スイッチ A 3 4 及び腫瘍検知スイッチ B 3 5 という 2 つの手段を用いてそれぞれ腫瘍検知信号、腫瘍なし信号と入力する例について述べた。腫瘍検知スイッチ A 3 4 のみを使い、スイッチ押下の長さ等を変化させることで、腫瘍検知信号及び腫瘍なし信号として認識させても良い。

この腫瘍なし信号が入力されると、腫瘍位置検知制御部 3 1 は、位置検出装置 8 により検出されるプローブ先端部 1 2 の 3 次元位置の情報を位置情報メモリ 3 3 に格納する。

このようにして、後述するように腫瘍が少なくとも所定方向（プローブ先端部 1 2 が挿入される気管支の走行方向）に存在する範囲又は両端位置を検知することができるようにしている。

【 0 0 2 1 】

また、この腫瘍位置検知制御部 3 1 は、プローブ先端部 1 2 の 3 次元位置の情報をを用いて腫瘍における生検用範囲として生検用処置具による生検に適した適正範囲を算出する処理を行う。そして、腫瘍位置検知制御部 3 1 は、プローブ先端部 1 2 の 3 次元位置の情報と、腫瘍における適正範囲の情報を画像表示制御部 2 9 へ出力する。

【 0 0 2 2 】

また、プローブ先端部 1 2 の 3 次元位置の情報と、適正範囲又は生検目標位置の位置情報は、位置情報を記憶する記憶手段を構成する位置情報メモリ 3 3 に記憶される。

この画像表示制御部 2 9 は、術者が気管支におけるどの部位に対して超音波画像を取得したかを認識し易いように、プローブ先端部 1 2 の 3 次元位置情報を、バーチャル画像に対応付ける。すなわち、位置センサ 1 4 で求めたセンサ座標系を、バーチャル画像を構成する CT 座標系に対応付ける。なお、両座標系に対応付けを行うために、予め既知の複数の位置により、変換に必要なパラメータが取得又は設定される。

【 0 0 2 3 】

例えば、患者を所定の体位に設定して気管支の走行方向を規定した状態にして、気管支における入り口付近における既知の 1 点にプローブ先端部 1 2 を設定してセンサ座標系と CT 座標系とを対応付けるように術者が指示を行う。さらに、術者は、複数の既知となる挿入長だけ、プローブ先端部 1 2 を気管支内に順次挿入して、センサ座標系と CT 座標系との対応付けをそれぞれ行うように指示する。このようにして、本システム 1 は、両座標系に対して、一方から他方への変換が必要なパラメータを取得することができる。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

そして、画像表示制御部 29 は、腫瘍位置検知制御部 31 からプローブ先端部 12 等の 3 次元位置の情報が入力されると、モニタ 17 に表示される気管支のバーチャル画像上における対応する位置に、プローブ先端部 12 等の位置を重畳して表示する。つまり、この画像表示制御部 29 は、気管支のバーチャル画像上に、プローブ先端部 12 の位置情報や生検用範囲等の情報を重畳して表示する（ように制御する）。

また、例えば腫瘍位置検知制御部 31 に対して腫瘍が存在する領域のほぼ中央位置などの生検目標位置を指定するデータを術者が入力することができるように、データ入力手段としてのキーボードその他の入力装置 36 が設けてある。

【0025】

また、術者は、この入力装置 36 から、腫瘍位置検知制御部 31 に対して位置検出装置 8 により検出された 3 次元位置の情報を位置情報メモリ 33 に記録するように指示することができる。

【0026】

本挿入支援システム 1 を使用して生検を実施する手順の代表例を図 3 に示す。以下この手順に従い、本挿入支援システム 1 の動作及び構成について詳細に説明する。

まず、図 3 の最初のステップ S1 において、術者は、患者の 3 次元 CT 画像データを取得し、挿入支援装置 4 を使って、その患者のバーチャル画像を生成してモニタ 17 に表示する。

この処理は、バーチャル画像生成部 16 により行われ、その詳細を図 4 に示す。

【0027】

図 4 の最初のステップ S11 において、術者は、組織採取する処置前に、患者に対して CT スキャンによる 3 次元の CT 画像データを取得する。

【0028】

この 3 次元の CT 画像データは、挿入支援装置 4 に組み込まれたバーチャル画像生成部 16 内の CT 画像データ取込部 21 を介して挿入支援装置 4 内の CT 画像データ格納部 22 に取り込まれる。3 次元の CT 画像データは、例えば DVD によって簡単に移動できる。

次のステップ S12 において画像処理部 27 は、例えば空気が存在する体腔部分を抽出する処理により、気管支の抽出処理を行う。また、ステップ S13 において画像処理部 27 は、抽出した気管支の仮想形状画像を生成する。画像処理部 27 は、生成した気管支の仮想形状画像の画像データを、メモリ 28 等の画像データ格納部に格納すると共に、画像表示制御部 29 に送る。

【0029】

バーチャル画像生成部 16 は、MPR 画像生成部 23 が生成した MPR 画像（多断面再構築画像）を有するルート設定画面を生成し、内視鏡 18 の気管支へのルートを設定するルート設定部 24 を有する。また、このバーチャル画像生成部 16 は、CT 画像データ格納部 22 に格納されている CT 画像データと、ルート設定部 24 によって設定されたルートに従い、VBS 画像を生成する VBS 画像生成部 25 を有する。

CT 画像データ格納部 22 内の CT 画像データは、MPR 画像データ生成部 23 に出力される。ここで生成された MPR 画像を見ながら、入力手段 30 により術者は、ルート設定する。そのルート設定情報と MPR 画像データより、ルート設定部 24 は、ルートを設定する。このルート情報に基づき、CT 画像データから VBS 画像を VBS 画像生成部 25 が生成する（ステップ S14）。

【0030】

VBS 画像生成部 25 が生成した VBS 画像は、VBS 画像格納部 26 に格納される。

次のステップ S15 において画像表示制御部 29 は、モニタ 17 に気管支のバーチャル画像を表示する。この場合、VBS 画像生成部 25 により生成された VBS 画像もモニタ 17 に合成表示する。従って、モニタ 17 には、気管支の VBS 画像及び仮想形状画像からなるバーチャル画像が表示される。

10

20

30

40

50

このようにして、図 4 に表すフローによって、バーチャル画像の生成及び表示ができる。

【0031】

次に、図 3 のステップ S 2 に示すように、術者は、この気管支のバーチャル画像を参照して、内視鏡 18 を目標とする気管支の末梢部側まで挿入する。この様子を示したのが図 6 であり、内視鏡 18 の先端部 19 b を気管支 41 の末梢部側の腫瘍 42 に近い目標部位付近まで挿入した状態を示している。

その後、ステップ S 3 に示すように術者は超音波プローブ 2 を内視鏡 18 のチャンネル 19 a 内に挿入し、超音波プローブ 2 の先端側をチャンネル 19 a の先端開口から突出させる。

超音波プローブ 2 の先端側を内視鏡 18 のチャンネル 19 a の先端開口から腫瘍 42 が観察可能となる位置付近まで、超音波プローブ 2 の先端側を突出させた様子を図 7 に示す。

破線で示すのは、超音波プローブ 2 であり、ガイドチューブ 43 を介して内視鏡 18 のチャンネル 19 a 内に挿通した状態を示している。このガイドチューブ 43 は、その先端開口が例えば超音波プローブ 2 のプローブ先端部 12 の基端付近に位置するように設定されている。

このガイドチューブ 43 は、超音波プローブ 2 と共にチャンネル 19 a 内を移動される。このガイドチューブ 43 は、以下に説明する生検の処置を行う処置具としての生検デバイスを用いて組織採取する処置を行う際の先端側の位置決めを利用することができる。

【0032】

また、ステップ S 4 に示すように生検支援システム 1 は、超音波観測システム 3 による超音波断層画像の表示と、挿入支援装置 4 の位置検出装置 8 を使っての 3 次元位置の検出の動作を開始する。そして、位置検出装置 8 は、位置センサ 14 が設けられているプローブ先端部 12 の 3 次元位置を検出する。術者はこの超音波画像と、3 次元位置情報から目標組織の位置を把握し、超音波プローブ 2 を目標組織へ近づくように挿入する。

ここで、位置検出センサ 14 の位置を P_1 、超音波振動子 13 の位置を P_2 、位置検出センサ 14 と超音波振動子 13 の距離を l とすると、距離 l が小さい場合、例えば $l < 1$ mm の場合には、 P_1 、 P_2 と近似できる。正確な超音波振動子 13 の位置 P_2 を求めるには次の式を使う。位置検出センサ 14 の方向ベクトルの方向に超音波振動子 13 がある、すなわち、超音波振動子 13 と位置検出センサ 14 が一直線上にならんとすると、 $P_1(x_1, y_1, z_1)$ 、 $P_2(x_2, y_2, z_2)$ 、方向ベクトル $n = (x_3, y_3, z_3)$ 、距離 l によって、 P_2 の位置は次のようになる。

【0033】

$$P_2 = P_1 + l n$$

つまり、

[数 1]

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + l \begin{pmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 + l x_3 \\ y_1 + l y_3 \\ z_1 + l z_3 \end{pmatrix}$$

となる。

次に、ステップ S 5 に示すように術者は、チャンネル 19 a の先端開口から突出させたプローブ先端部 12 内の超音波振動子 13 による超音波断層画像を観察しながら目標組織としての腫瘍 42 の位置確認を行う。この時、位置検出部 15 は、腫瘍検知スイッチ A 34、B 35 の入力をもとに、生検の適正範囲を導出する。

【0034】

また、ステップ S 6 に示すように腫瘍位置検知制御部 31 は、ステップ S 5 により算出

した生検の適正範囲の情報等を画像表示制御部 29 に送る。さらに、画像表示制御部 29 は、生検の適正範囲を（、又は適正範囲の情報を）画像処理部 27 により生成されたバーチャル画像上における適正範囲に対応した位置に重畳して表示する。

また、腫瘍位置検知制御部 31 は、プローブ先端部 12 の 3 次元位置の情報も画像表示制御部 29 に送る。画像表示制御部 29 は、気管支 41 のバーチャル画像上に、適正範囲等（の情報）及び超音波プローブ 2 のプローブ先端部 12 の 3 次元位置を重畳する画像処理を行い、重畳した画像をモニタ 17 にて表示する。そして、術者は、モニタ 17 に表示された情報をもとに、ガイドチューブの位置を決める。

【 0035 】

このように 3 次元位置の情報は、CT 画像データの画像処理及び気管支 41 のバーチャル画像を生成する画像処理に用いた CT 座標系に変換され、気管支 41 のバーチャル画像上に重畳して表示される。このような表示を行うことにより、腫瘍 42 から組織採取する場合の処置が行い易くなる。図 3 のステップ S4 から S6 までの手順における生検支援システム 1 による腫瘍の位置検出を含む処理フローを示すのが図 8 である。

次に図 8 を参照して、図 3 のステップ S5 における目標組織としての腫瘍 42 の位置検出を含む手順を説明する。

【 0036 】

上述したように位置検出装置 8 が動作状態に設定されると、ステップ S21 に示すように位置検出装置 8 は、位置センサ 14 の 3 次元の位置情報を取得する。そして、ステップ S22 に示すように位置検出装置 8 は、位置センサ 14 の 3 次元位置、換言するとプローブ先端部 12 の 3 次元位置を検出する。

また、ステップ S23 に示すようにプローブ先端部 12 に内蔵された超音波振動子 13 は超音波を送受信し、超音波観測装置 6 の内部の超音波画像生成部により生成された超音波断層画像がモニタ 7 に表示される。

術者は、モニタ 7 に表示される超音波断層画像を観察しながら、プローブ先端部 12 を気管支 41 の走行方向に沿ってその末梢部側に移動する。なお、術者は、超音波断層画像が得られるように、プローブ先端部 12 を気管支 41 の内壁面に当接させる。気管支 41 の内壁面に接触して、超音波の伝達口を小さくできるようにするために、プローブ先端部 12 に超音波伝達媒体を収納したバルーンを取り付けるようにしても良い。

【 0037 】

次のステップ S24 に示すように腫瘍位置検知制御部 31 は、腫瘍検知スイッチ A34 の入力待ちの状態であり、この腫瘍検知スイッチ A34 による腫瘍検知信号が入力されるまで、ステップ S21 からステップ S24 の処理を繰り返す。

そして、図 7 に示すようにプローブ先端部 12 の超音波振動子 13 が腫瘍 42 が観察され始める境界位置に達すると、モニタ 7 上において腫瘍 42 に対する超音波断層画像（単に断層画像ともいう）が得られる状態になる。

上記した図 3 のステップ S6 によりガイドチューブ 43 の位置決めが終了後、ステップ S7 に示すように術者は、超音波プローブ 2 をチャンネル 19a 内にガイドチューブ 43 を残して引き抜き、そのガイドチューブ 43 内に生検デバイスを挿入する。

【 0038 】

その後、ステップ S8 に示すように術者は、位置決めされた状態のガイドチューブ 43 の先端から生検デバイスを突出させて、目標組織としての腫瘍 42 に対する生検、つまり組織採取を行う。組織採取の後、ステップ S9 に示すように術者は、生検デバイスと共に内視鏡 18 を気管支 41 から引き抜く。そして、術者は、目的とする腫瘍 42 の組織採取の処置を終了する。

図 9 は、図 7 における腫瘍 42 周辺部を拡大して示す。図 9 に示すようにプローブ先端部 12（の超音波振動子 13）が気管支 41 の走行方向 D_L に移動して、プローブ先端部 12 が腫瘍 42 の上端位置 a に対応する走行方向 D_L 上での位置 A（上端位置 A）に達した状態になると、腫瘍 42 の断層画像を観察することができる状態になる。図 11 はこの場合のモニタ 7 に表示される超音波断層画像を模式的に示す。なお、腫瘍 42 は、正常組

10

20

30

40

50

織と音響インピーダンスが異なるため、超音波断層画像上において輝度レベル等から識別できる。

【0039】

図11の左側に示す超音波断層画像の状態から、その右側に示すように腫瘍42の断層画像42aが表示される状態になる。

なお、図11の超音波断層画像は、超音波振動子13が、超音波プローブ2の長手方向を軸としてこの軸に垂直な周方向に超音波を順次放射するラジアルスキャンした場合に相当する。また、図11は紙面に垂直な方向が走行方向 D_L とした場合であり、小円が超音波振動子による超音波の送受信位置を表している。

術者は、モニター7の超音波断層画像の違い（正常組織と生検したい組織としての腫瘍42部分の差異）を見ながら生検したい組織が存在していると判断したら、腫瘍検知スイッチA34を操作して腫瘍検知信号を入力する。

【0040】

すると、図8のステップS25において腫瘍位置検知制御部31は、プローブ先端部12の3次元位置、換言すると腫瘍42の上端位置aを走行方向 D_L に射影した3次元の上端位置Aを、位置情報の記憶手段としての位置情報メモリ33に記憶する。

術者は、さらにプローブ先端部12を気管支41の走行方向 D_L に移動する操作を続け、超音波断層画像を見ながら、腫瘍42のもう一方の端をさがす。

この操作に対して、ステップS26からステップS29の処理が行われる。ステップS26、ステップS27、ステップS28は、それぞれステップS21、ステップS22、ステップS23と同じ処理である。また、ステップS29において腫瘍位置検知制御部31は、腫瘍検知スイッチB35の入力待ちの状態であり、この腫瘍検知スイッチB35による腫瘍なし信号が入力されるまで、ステップS26からステップS29の処理を繰り返す。

【0041】

そして、プローブ先端部12が図9における腫瘍42の下端位置bを横切る時、超音波断層画像では図11の右側の状態から左側の状態に変化する。術者は、図11の左側の状態になった時、腫瘍検知スイッチB35を操作して腫瘍なし信号を入力する。

すると、図8のステップS30において腫瘍位置検知制御部31は、プローブ先端部12の3次元位置、換言すると腫瘍42の下端位置bに対応する走行方向 D_L 上での3次元の位置B（下端位置B）を位置情報メモリ33に記憶する。

術者は、例えばステップS31において、入力装置36から腫瘍42が存在する方向の入力を行うことにより、腫瘍位置検知制御部31は、位置情報メモリ33に（上端位置Aと下端位置Bの3次元位置の情報の他に）腫瘍42が存在する方向の情報を記憶する。

【0042】

上端位置Aと下端位置Bの3次元位置の情報のみの場合には、腫瘍42が存在する方向が確定しない。具体的には、上端位置Aと下端位置Bを結ぶ線分ABを軸とした周方向のいずれの方向に腫瘍42が存在しているか否かが分からない。このために、術者は、プローブ先端部12を気管支41の走行方向 D_L に移動した場合、腫瘍42の断層画像42aが現れる方向を入力する。例えば図11の場合には、時計の9時の方向を（腫瘍42が存在する幅方向 D_T として）入力する。

【0043】

これにより、腫瘍42が存在する幅方向 D_T が確定する。この幅方向 D_T の入力操作は、ステップS24からステップS29の間で行うようにしても良い。後述する実施例2のように画像処理により幅方向 D_T を決定（入力）するようにしても良い。

【0044】

なお、ステップS31において幅方向 D_T の他に、又は幅方向 D_T の代わりに、術者は、以下のようにその幅方向 D_T における腫瘍42のほぼ中央位置cを指定するようにしても良い（後述する実施例2の変形例においては、走行方向 D_L の軸周りにおける腫瘍42が存在する幅方向 D_T に沿った幅又は範囲を検出したり、その幅方向 D_T における生検に

10

20

30

40

50

適した適正範囲を算出する)。

例えば図 1 1 の 2 点鎖線は、上端位置 A と下端位置 B との間の中央位置付近にプローブ先端部 1 2 を設定した場合に得られる腫瘍 4 2 の断層画像 4 2 b を示す。

【 0 0 4 5 】

術者は、超音波観測装置 6 に設けられた図示しないポインティングデバイスにより、幅方向 D_T に沿ったその中央位置 c を指定する(後述する実施例 2 において超音波観測装置 6 が画像処理によって中央位置 c を指定するようにしても良い)。超音波観測装置 6 は、超音波振動子から中央位置 c までの断層画像 4 2 b 上での距離 W_c から実際の距離 W_c を算出する。

なお、超音波断層画像上における距離 W_c から実際の距離 W_c に換算することは、断層画像表示に用いられているパラメータ等の値を用いることにより可能である。術者は、入力装置 3 6 から実際の距離 W_c を入力する(後述する実施例 2 において超音波観測装置 6 が距離 W_c を指定するようにしても良い)。この距離 W_c の情報は、位置情報メモリ 3 3 に格納される。

また、腫瘍 4 2 の中央位置 c の 3 次元位置情報も位置情報メモリ 3 3 に格納するようにしても良い。そして、この中央位置 c を生検する際の目標位置に設定しても良い。

【 0 0 4 6 】

なお、術者が上記ポインティングデバイスにより、幅方向 D_T に沿ったその中央位置 c を指定することにより、超音波観測装置 6 が、自動的に実際の距離 W_c を算出して、その距離 W_c の情報を腫瘍位置検知制御部 3 1 に出力し、この腫瘍位置検知制御部 3 1 が、距離 W_c の情報等を、位置情報メモリ 3 3 に格納するようにしても良い。また、その際に、腫瘍 4 2 の中央位置 c の位置情報も位置情報メモリ 3 3 に格納するようにしても良い。

次のステップ S 3 2 において腫瘍位置検知制御部 3 1 は、生検の適正範囲パラメータをパラメータ格納部 3 2 から読み込む。さらに、次のステップ S 3 3 において腫瘍位置検知制御部 3 1 は、位置情報メモリ 3 3 に格納された上端位置 A 及び下端位置 B の 3 次元位置情報と、適正範囲パラメータとから、生検を適正に行うのに適した生検の適正範囲を計算する。

【 0 0 4 7 】

図 1 0 を参照して、腫瘍 4 2 の走行方向 D_L に沿ったの適正範囲 K を算出する説明を行う。図 1 0 は、基本的には図 9 と同様の図であり、図 9 における超音波振動子 1 3 による上端位置 A と下端位置 B により、適正範囲 K を算出するための説明図である。

図 1 0 に示すように気管支 4 1 の走行方向 D_L に沿って腫瘍 4 2 が存在する上端位置 a 及び下端位置 b に対応する上端位置 A と下端位置 B の線分 AB の長さが、その方向 D_L に沿ったの腫瘍 4 2 の長さ L となる。

【 0 0 4 8 】

なお、適正範囲 K を、腫瘍 4 2 の長さ L と設定することもできる。しかし、腫瘍 4 2 は、図 1 0 に示した略楕円体形状の場合とは、異なる形状の場合、例えば厚みが小さい三日月形状のような場合もあり得る。そのため、検出された両端の内側に適正範囲 K を設定又は算出するように適正範囲パラメータを設定すると、生検する場合、より確実に腫瘍 4 2 の組織を採取することができる。このような主旨から本実施例では、検出された線分 AB の内側又は中央側に適正範囲 K を設定する。

【 0 0 4 9 】

そして、この適正範囲 K の上端位置 A 及び下端位置 B は、例えば以下の式で算出する。

$$A = (B - A) \times t / 100 + A$$

$$B = B - (B - A) \times t / 100$$

ここで、適正範囲パラメータとしての t は定数であり、例えば 1 0 ないし数 1 0 程度に設定できる。なお、腫瘍が球形に近い場合には、1 0 以下に設定しても良い。

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

そして、図 8 のステップ S 3 4 において腫瘍位置検知制御部 3 1 は、算出した適正範囲 K のデータと、腫瘍 4 2 が存在する幅方向 D_T 、又は中央位置 c の情報を画像表示制御部 2 9 に転送する。画像表示制御部 2 9 は、適正範囲 K と腫瘍 4 2 が存在する幅方向 D_T (又は中央位置 c) 等の情報を生検用範囲の情報として気管支 4 1 のバーチャル画像 (における仮想形状画像) に重畳してモニタ 1 7 上に表示する。

図 1 2 はモニタ 1 7 に表示される気管支 4 1 のバーチャル画像の仮想形状画像 I b 上に適正範囲 K 等を表示した場合の 1 つの表示例を示す。図 1 2 に示すように、気管支 4 1 のバーチャル画像の仮想形状画像 I b 上における適正範囲 K に対応する位置に適正範囲 K が表示されると共に、腫瘍 4 2 が存在する幅方向 D_T が (その幅方向 D_T に対応する方向に) 表示される。

10

【0051】

また、この幅方向 D_T における腫瘍 4 2 の中央位置 c を表示させることもできる。なお、図 1 2 における先端が基準位置 P となる 2 点鎖線は、内視鏡 1 8 の挿入ルートを示している。

また、図 8 のステップ S 3 4 の次のステップ S 3 5 に示すように、位置検出装置 8 は引き続き、位置センサ 1 4 の位置情報を取得する。そして、ステップ S 3 6 に示すように位置検出装置 8 は、プローブ先端部 1 2 の 3 次元位置を検出し、その 3 次元位置の情報を画像表示制御部 2 9 に送る。このプローブ先端部 1 2 の 3 次元位置はバーチャル画像 I b 上における対応する位置に重畳して表示される。

従って、例えばステップ S 3 7 において術者は、プローブ先端部 1 2 を、内視鏡 1 8 の (チャンネル 1 9 a の先端開口となる) 先端面に配置する。プローブ先端部 1 2 の 3 次元位置が位置検出装置 8 により取得される。

20

【0052】

そして、図 1 2 のバーチャル画像の仮想形状画像 I b 上には、内視鏡 1 8 の (チャンネル 1 9 a の先端開口の) 先端面の 3 次元位置に対応する位置が例えば基準位置 P として表示される状態になる。なお、ガイドチューブ 4 3 の先端開口の位置を基準位置 P としてバーチャル画像の仮想形状画像 I b 上に表示させるようにしても良い。

本実施形態は、図 1 2 に示すような生検用範囲とこれに関連する情報をモニタ 1 7 で表示するようにしているため、術者が、引き続き、内視鏡 1 8 のチャンネル 1 9 a の先端面から、生検デバイスを突出させて腫瘍 4 2 から組織採取するための生検デバイスの位置決めを円滑に行うことができるように支援できる。

30

なお、図 8 のステップ S 3 7 の次のステップ S 3 8 において、腫瘍位置検知制御部 3 1 は、適正範囲 K のリセット待ちの状態になり、この操作が行われないとステップ S 3 5 ~ S 3 8 の処理を繰り返す。

【0053】

このため、術者は、例えば腫瘍 4 2 から組織採取する生検処置が終了するまで、この動作状態を継続させるようにしても良い。そして、組織採取の終了時に適正範囲 K をリセットして、図 8 の位置検出の動作を終了させる。

超音波プローブ 2 を用いた生検デバイスにより組織採取を行い易くするための適正範囲 K と腫瘍 4 2 が存在する幅方向 D_T 、その中央位置 c 等の情報の取得と、これらの情報をバーチャル画像上で重畳表示する処理が終了した後、術者は超音波プローブ 2 をチャンネル 1 9 a から引き抜く。

40

つまり、図 3 のステップ S 7 で説明したように術者は、超音波プローブ 2 をガイドチューブ 4 3 を残したままチャンネル 1 9 a から引き抜き、生検デバイスを挿入する。

【0054】

そして、術者は、図 1 2 に表示されるバーチャル画像の仮想形状画像 I b を参照して、ステップ S 8 に示すように生検デバイスを内視鏡 1 8 のチャンネル 1 9 a の先端開口から突出させて、腫瘍 4 2 から組織を採取する。

この場合、術者は、例えば図 1 2 中の拡大図における内視鏡 1 8 のチャンネル 1 9 a の先端開口の位置を基準位置 P として、1 点鎖線で示す c の方向に生検デバイスを突出させ

50

ることにより、腫瘍 4 2 から組織の採取をすることができる。

なお、生検デバイスの先端部に、位置センサが設けてある場合には、その位置が位置検出装置 8 により検出されると共に、気管支 4 1 のバーチャル画像の仮想形状画像 I b 上においても表示されるので、術者は生検の処置をより簡単に行うことができる。なお、生検デバイスの位置情報を位置情報メモリ 3 3 に記憶しても良い。

【 0 0 5 5 】

このように実施例 1 によれば、気管支 4 1 のバーチャル画像を生成して、バーチャル画像上に、生検対象となる目標組織としての腫瘍の少なくとも所定方向（体腔路の走行方向）に沿って存在する範囲から算出された生検用範囲としての適正範囲 K を含む情報を重畳して表示するようにしているので、生検する処置を行い易くするように支援することができる。

10

【 0 0 5 6 】

（実施例 2）

次に本発明の実施例 2 を説明する。図 1 3 は本発明の実施例 2 の生検支援システム 1 B の構成を示す。この生検支援システム 1 B は、例えば図 5 の生検支援システム 1 において、腫瘍検知スイッチ A 3 4 と腫瘍検知スイッチ B 3 5 とを有しない構成である。

そして、本実施例においては、実施例 1 において術者が入力操作していた腫瘍検知スイッチ A 3 4 と腫瘍検知スイッチ B 3 5 による機能を、生検支援システム 1 B が、画像処理により自動的に行う構成にしている。

超音波観測装置 6 内の超音波画像生成部により生成された超音波断層画像の画像データは、腫瘍位置検知制御部 3 1 に入力され、腫瘍位置検知制御部 3 1 は、超音波断層画像上において、腫瘍 4 2 の断層画像が検出し始めた時と、検出されなくなる時を画像処理により検出する。

20

【 0 0 5 7 】

つまり、超音波プローブ 2 を気管支 4 1 の走行方向 D_L に沿って移動し、プローブ先端部 1 2（の超音波振動子 1 3）が、腫瘍 4 2 の上端位置 a を横切る時、（図 1 1 の左側の画像からその右側の画像への画像変化により）腫瘍位置検知制御部 3 1 は腫瘍検知信号を発生する。

同様に腫瘍 4 2 の断層画像 4 2 a が観察される状態になった後、プローブ先端部 1 2（の超音波振動子 1 3）が、腫瘍 4 2 の下端位置 b を横切る時、（図 1 1 の右側の画像からその左側の画像への画像変化により）腫瘍位置検知制御部 3 1 は腫瘍なし信号を発生する。

30

本実施例におけるその他の構成は、実施例 1 と同様である。図 1 4 は本実施例における位置検出の動作のフローチャートを示す。

【 0 0 5 8 】

図 1 4 に示す位置検出の動作は、図 8 の処理の一部が異なるのみである。具体的には図 8 におけるステップ S 2 4 とステップ S 2 9 とが以下のステップ S 2 4 及びステップ S 2 9 のように変更されている。

つまり、ステップ S 2 3 の次のステップ S 2 4 において腫瘍位置検知制御部 3 1 は、超音波断層画像上において、腫瘍 4 2 の断層画像が検出し始める時であるか否か、つまり腫瘍 4 2 の断層画像の検出による腫瘍検知信号の検出か否かの判定を行う。

40

腫瘍検知信号の検出に該当しない場合にはステップ S 2 1 に戻る。一方、腫瘍 4 2 の断層画像が検出し始める時であると判定した場合、つまり腫瘍検知信号を検出した場合には、ステップ S 2 5 に進む。

【 0 0 5 9 】

また、ステップ S 2 8 の次のステップ S 2 9 において腫瘍位置検知制御部 3 1 は、超音波断層画像上において、腫瘍 4 2 の断層画像が検出されなくなる時であるか否か、つまり腫瘍 4 2 の断層画像なしの検出による腫瘍なし信号の検出か否かの判定を行う。

腫瘍なし信号の検出に該当しない場合にはステップ S 2 6 に戻る。一方、腫瘍なし信号の検出と判定した場合には、ステップ S 3 0 に進む。なお、ステップ S 3 1 の腫瘍 4 2 が

50

存在する幅方向 D_T の入力は画像処理による腫瘍検知信号に基づいて（術者が行うことなく）生検支援システム 1 B が行う。記録も同様である。

その他の動作は、実施例 1 と同様である。

本実施例によれば、実施例 1 よりも術者の負担を軽減できる。その他、実施例 1 と同様の効果を有する。

次に本実施例の変形例を説明する。

【0060】

上述した実施例 1 及び実施例 2 において、内視鏡 18 の先端面の位置から腫瘍 42 に対する生検用範囲として、走行方向 D_L の適正範囲 K の他に、この方向と直交する幅方向 D_T に沿った両端部位置 E, F を検出してその幅方向 D_T の適正範囲 J を算出するようにしても良い。

図 15 はこの場合の説明図を示す。また、図 16 は、この場合の処理手順を示す。ステップ S 41 に示すように術者は、図 9 の場合と同様に超音波プローブ 2 のプローブ先端部 12 を走行方向 D_L に、上端位置 A から下端位置 B まで移動する。この場合、腫瘍位置検知制御部 31 は、移動しながら位置検出装置 8 による位置センサ 14 による位置検出情報を位置情報メモリ 33 に格納する。

また、この移動に連動して、ステップ S 42 に示すように超音波観測装置 6 内の超音波画像生成部は、超音波振動子 13 により得られる（超音波）断層画像データを超音波観測装置 6 内のメモリに順次記録する。

【0061】

なお、上記位置センサ 14 による位置情報メモリ 33 に格納される位置検出情報と、超音波観測装置 6 内のメモリに格納される断層画像データとは関連付けて記憶される。

図 15 においては、超音波プローブ 2 を気管支 41 の走行方向 D_L に移動した際の代表的な位置及びその場合に得られる腫瘍 42 の断層画像データ（スライスデータとも言う）として検出される腫瘍部分を示している。

次のステップ S 43 において超音波画像生成部は、メモリに格納された断層画像データの全体で形成されるボリュームデータに対して、走行方向 D_L と垂直な幅方向 D_T に沿った超音波振動子 13 からの距離が最も小さい端部位置 e と最も離れた端部位置 f とを画像処理により算出する。

【0062】

なお、これらの端部位置 e 及び f は、腫瘍 42 の超音波振動子 13 からの距離が最も小さい端部位置 E と最も離れた端部位置 F に対応する超音波断層画像上の位置であり、図 15 においては括弧を付けて示している。

さらに次のステップ S 44 において画像処理装置は、気管支 41 の走行方向 D_L 上の超音波振動子 13 から断層画像上での端部位置 e、f までの断層画像上での距離 W_e 、 W_f を算出する。そして、超音波画像生成部は、算出した断層画像上での距離 W_e 、 W_f を腫瘍位置検知制御部 31 に出力する。

次のステップ S 45 において腫瘍位置検知制御部 31 は、断層画像上での距離 W_e 、 W_f から、超音波振動子 13 の 3 次元位置情報を用いて、腫瘍 42 の端部位置 E, F を算出する。

【0063】

さらに次のステップ S 46 において腫瘍位置検知制御部 31 は、端部位置 E, F の情報を用いて、走行方向 D_L に沿った適正範囲 K の場合と同様に、この走行方向 D_L に垂直な幅方向 D_T の適正範囲 J を算出する。

次のステップ S 47 において腫瘍位置検知制御部 31 は、算出した幅方向 D_T の適正範囲 J の情報を画像表示制御部 29 に出力する。画像表示制御部 29 は、モニタ 17 の表示面に、気管支 41 のバーチャル画像上に適正範囲 K, J を重畳して表示させる。

本変形例によれば、走行方向 D_L の適正範囲 K と共に、幅方向 D_T の適正範囲 J も表示できるようにしているので、術者は生検デバイスによる生検の処置をより簡単に行うことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

図 1 5 においては、走行方向 D_L の適正範囲 K と共に、走行方向 D_L と直交する幅方向 D_T の適正範囲 J を算出するようにしていた。

これに対して、以下に説明するように走行方向 D_L の適正範囲 K と共に、走行方向 D_L からの周方向における適正範囲の 2 次元領域を算出するようにしても良い。図 1 5 に示した代表的な断層画像データは、気管支 4 1 の走行方向 D_L に垂直な平面で表すと、図 1 7 に示すようになる。

超音波観測装置 6 内部の超音波画像生成部は、図 1 7 に示す断層画像データが存在する例えば 2 次元領域を算出する。図 1 7 の例では走行方向 D_L を Z 座標として、これに垂直な断層画像面 (X, Y 平面) における腫瘍 4 2 の各断層画像データが存在する 2 次元領域を検出する (但し、 Z 軸は、位置検出装置 8 の走行方向 D_L の座標軸)。

10

【 0 0 6 5 】

超音波画像生成部は、この 2 次元領域の検出を、上端位置 A から下端位置 B までの各断層画像データに対して行うと共に、各断層画像データにおける 2 次元領域の分布情報を順次、腫瘍位置検知制御部 3 1 に出力する。

腫瘍位置検知制御部 3 1 は、各断層画像データが取得された Z 軸座標の位置を用いて各断層画像データの断層画像上での 2 次元分布を位置座標検出系での 2 次元分布に変換する。腫瘍位置検知制御部 3 1 は、この処理を上端位置 A から下端位置 B まで行うことにより、走行方向 D_L を軸としたその周方向における腫瘍 4 2 の 3 次元分布領域を算出する。腫瘍位置検知制御部 3 1 は、腫瘍 4 2 の 3 次元分布領域を算出した後、その重心位置 G を算出する。

20

【 0 0 6 6 】

また、腫瘍位置検知制御部 3 1 は、図 1 8 に示すように腫瘍 4 2 の重心位置 G から 3 次元分布領域及び重心位置 G からこの図 1 8 に示すように重心位置 G から所定距離 r 以内の球部分を適正範囲 M として算出する。なお、所定距離 r は、腫瘍 4 2 の 3 次元分布領域の内部となるように設定される。この重心位置 G から所定距離 r 以内の適正範囲 M の代わりに、腫瘍 4 2 の 3 次元分布領域の周縁から所定距離、又は所定の割合で内側となる適正範囲 N を算出しても良い。

【 0 0 6 7 】

腫瘍位置検知制御部 3 1 は、算出した重心位置 G 及び適正範囲 M 又は N の 3 次元位置情報を画像表示制御部 2 9 に出力する。画像表示制御部 2 9 は、気管支のバーチャル画像上に、例えば適正範囲 K と重心位置 G 及び適正範囲 M 又は N 、内視鏡 1 8 の先端面の基準位置 P を重畳して表示する。

30

【 0 0 6 8 】

なお、画像表示制御部 2 9 は、上述した適正範囲 K 又は J と共に、これらの適正範囲 M 又は N を第 2 の適正範囲として追加表示しても良いし、適正範囲 K 又は J の代わりに適正範囲 M 又は N のみを表示しても良い。

【 0 0 6 9 】

図 1 9 の上側は、この状態におけるバーチャル画像の仮想形状画像 I_b の表示例を示す。また、図 1 9 の下側には実際に内視鏡 1 8 のチャンネル 1 9 a の先端開口から生検デバイスとしての例えば生検針 5 1 を突出して腫瘍 4 2 から組織採取を行う様子を示している。

40

なお、この生検針 5 1 の先端部付近には、位置センサ 5 2 が設けてある例で示している。上述したように位置センサ 5 2 が設けてあると、バーチャル画像の仮想形状画像 I_b 上にその位置 Q を重畳して表示することができる。

例えば図 1 9 の場合、基準位置 P から位置 Q に至る PQ の方向は、重心位置 G よりも下側に外れた方向となるので、術者は PQ の方向が重心位置 G を向くように内視鏡 1 8 の湾曲部を (図 1 9 における紙面上側に若干湾曲する) 操作する。そして、その方向に突出させることにより、腫瘍 4 2 から組織採取することができる。

【 0 0 7 0 】

50

このように、術者は図19の上側のバーチャル画像の仮想形状画像I bを参照することによって、腫瘍42から組織採取する処置を容易に行うことができる。

また、生検デバイスに位置検出手段が組み込まれているため、ガイドチューブ43による位置決めが必要がなく、生検デバイスの位置情報による誘導が可能となる。

【0071】

なお、上述した実施例をさらに変形しても良い。例えば実施例1における図9又は図10においては、気管支41の走行方向D_L上での超音波振動子13の3次元位置としての上端位置A、Bを検出していた。

その検出位置を変形したものとして、腫瘍42の上端位置aと下端位置bを検出又は算出するようにしても良い。上端位置a及びbは、上述した断層画像上での超音波振動子13からの距離情報と、その断層画像を生成した時の超音波振動子13の3次元位置情報とを参照することにより算出することができる。

【0072】

そして、腫瘍42の上端位置aと下端位置bとからその両端の内側(中央側)となる適宜の範囲を生検用範囲に設定しても良い。また、両端の中央位置も同時に算出するようにしても良い。この場合にも、生検する処置を有効に支援することができる。

また、気管支41の走行方向D_L等に沿って腫瘍42が存在する範囲、例えば線分ABを生検を行う目安となる生検用範囲として、気管支41のバーチャル画像の仮想形状画像I b上に重畳して表示するようにしたものも本発明に属する。つまり、腫瘍42等の目標組織がプローブ先端部12が挿入して移動される気管支の走行方向に存在する両端位置の範囲を生検用範囲とするようにしても良い。

【0073】

なお、上述した各実施例においては、バーチャル画像(仮想画像)を生成するバーチャル画像生成部16は、体腔路としての気管支の仮想内視鏡画像としてのVBS画像と、気管支の仮想3次元形状画像としての仮想形状画像とからなるバーチャル画像を生成する例で説明したが、バーチャル画像生成部16が、体腔路の仮想形状画像のみを生成する仮想形状画像生成部の構成の場合にも適用することができる。また、バーチャル画像生成部16が、体腔路の仮想内視鏡画像のみを生成する仮想内視鏡画像生成部の場合にも適用することができる。

【0074】

また、上述した例では体腔路として気管支の場合で説明したが、この場合に限定されるものでなく、プローブ先端部12を上部消化管又は下部消化管に挿入して移動したような場合にも適用できる。

また、上述した実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等、発明の要旨を変更しないものは本発明に属する。

【0075】

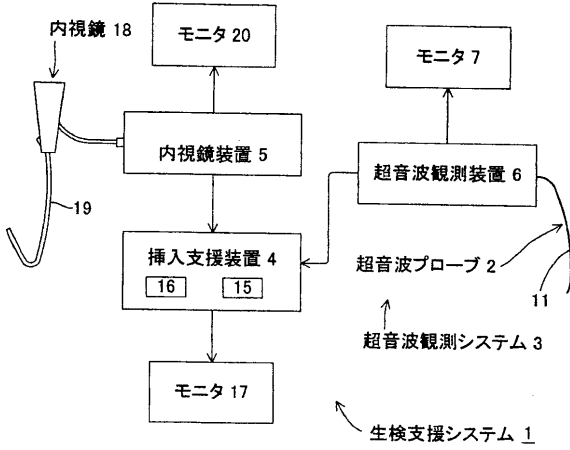
本出願は、2009年11月17日に日本国に出願された特願2009-262314号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

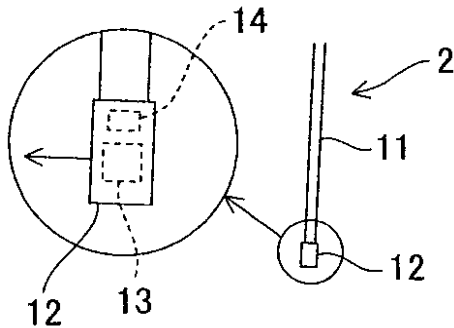
20

30

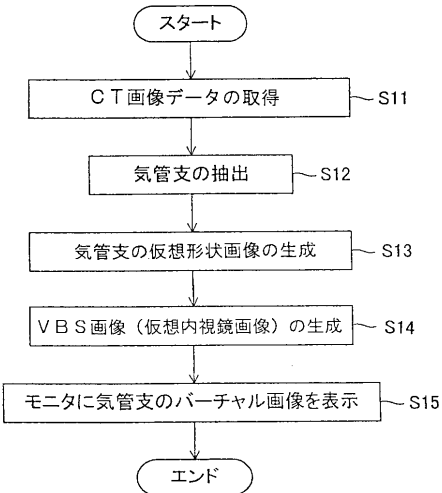
【 図 1 】



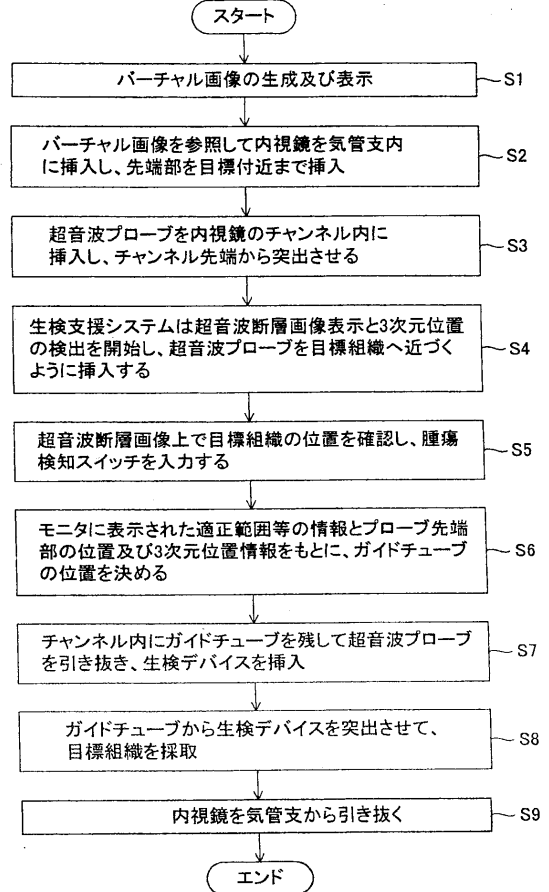
【 図 2 】



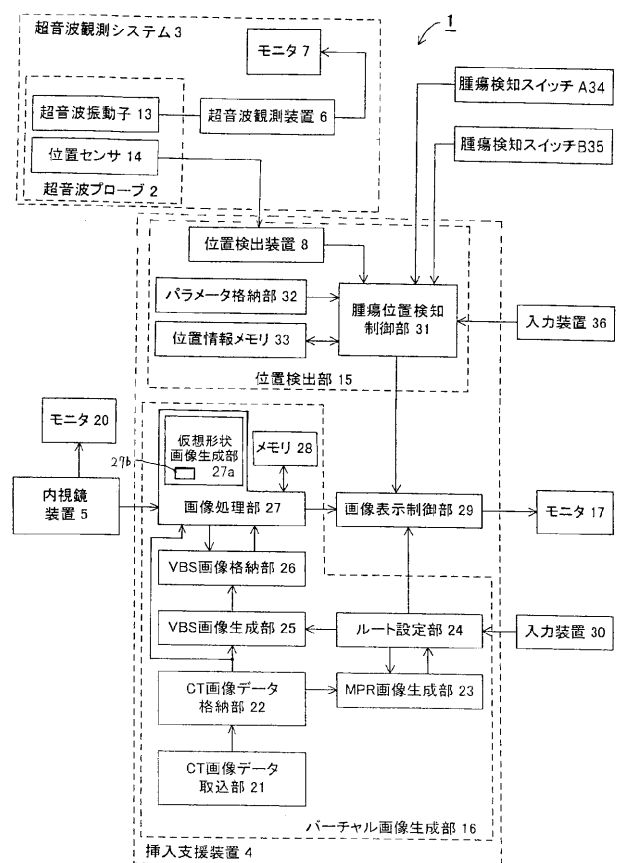
【 図 4 】



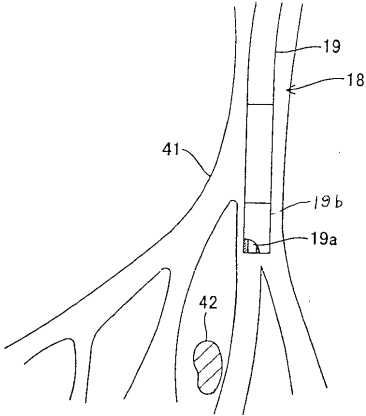
【 図 3 】



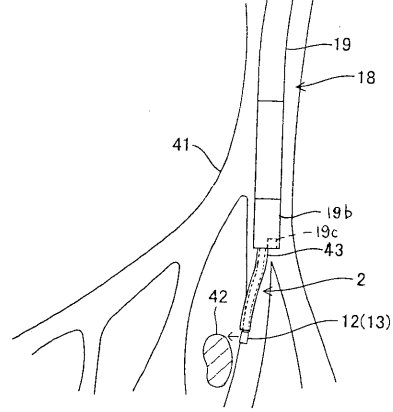
【 図 5 】



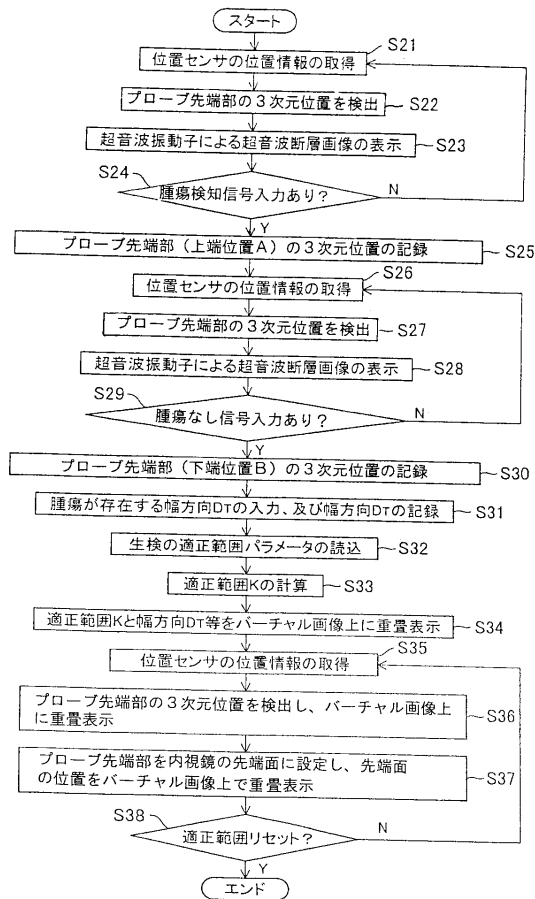
【 図 6 】



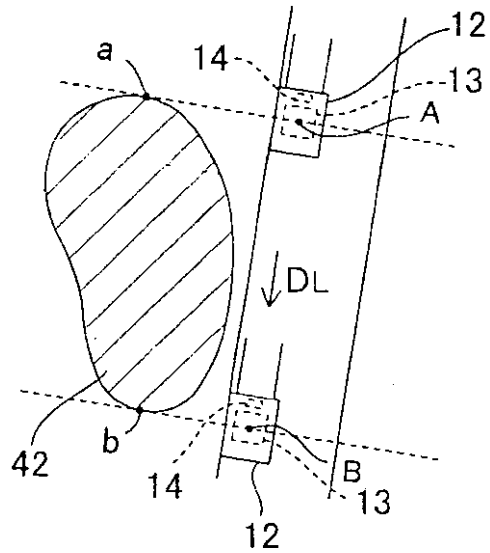
【 図 7 】



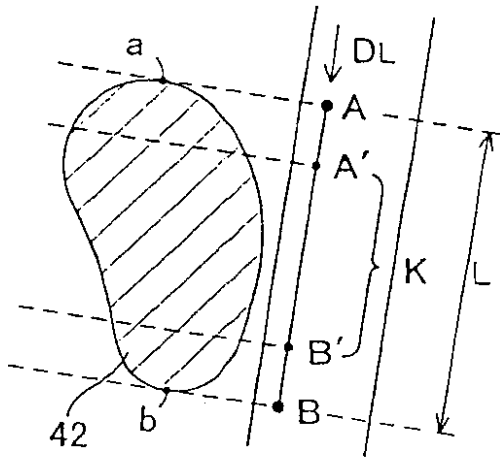
【 図 8 】



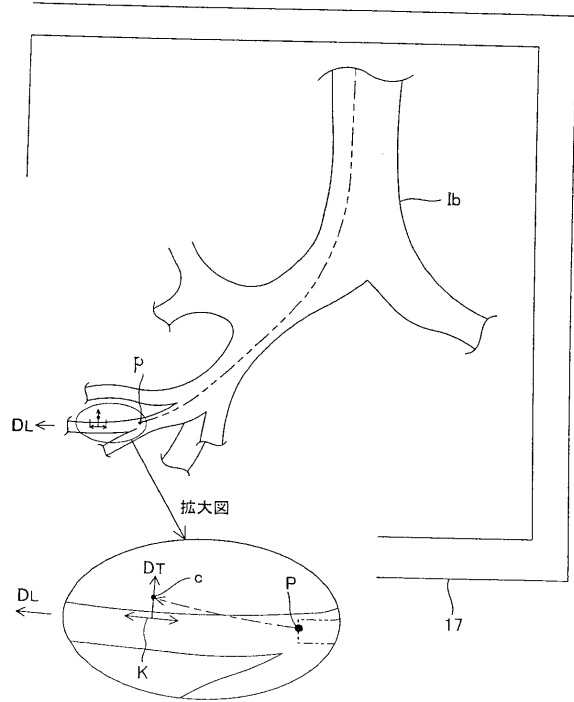
【 図 9 】



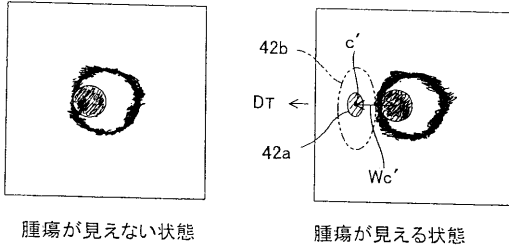
【図10】



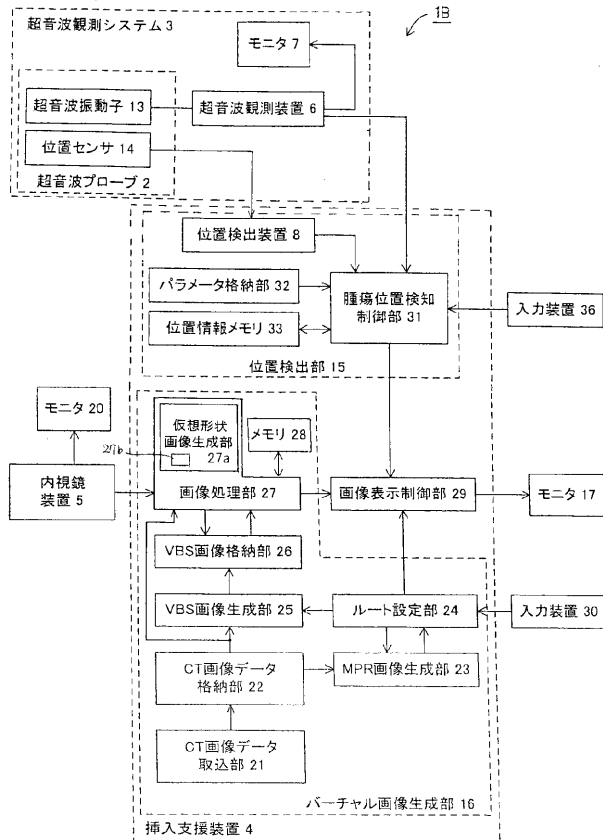
【図12】



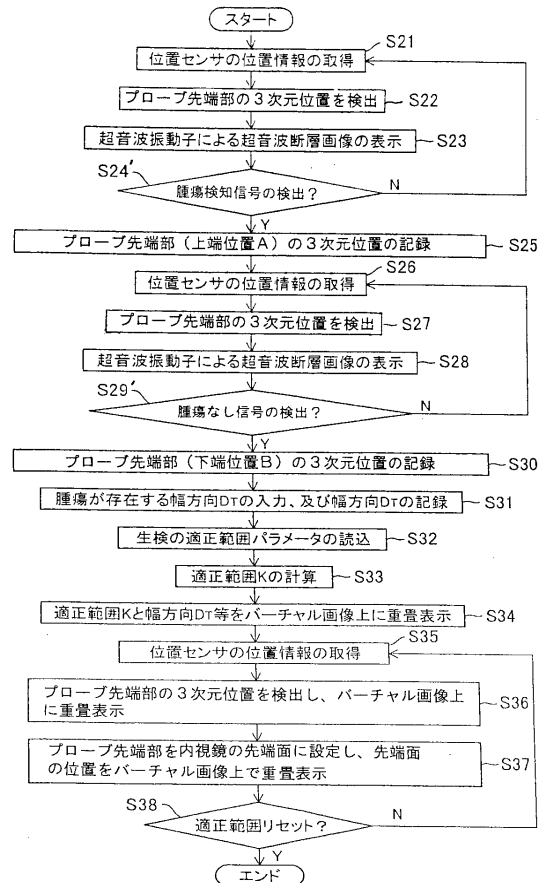
【図11】



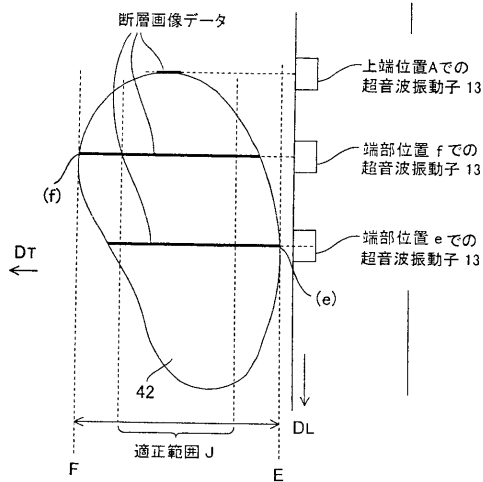
【図13】



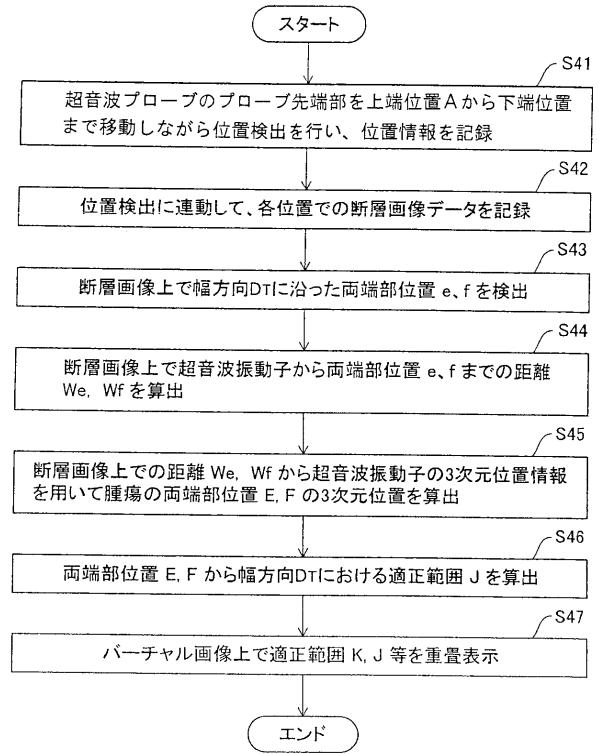
【図14】



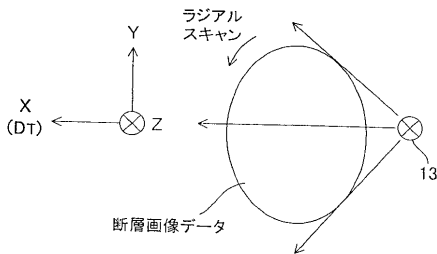
【 図 1 5 】



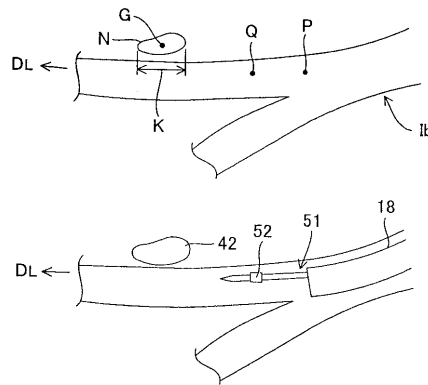
【 図 1 6 】



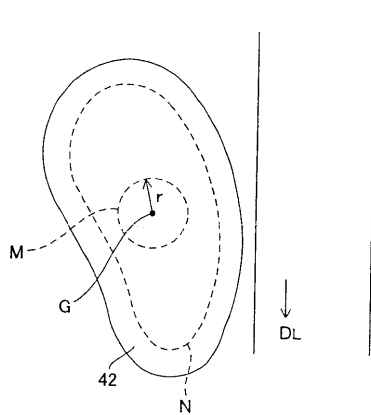
【 図 1 7 】



【 図 1 9 】



【 図 1 8 】



【手続補正書】

【提出日】平成23年2月9日(2011.2.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明の一態様の生検支援システムは、被検体に対する3次元領域の画像データから、体腔路の仮想形状画像を生成する仮想形状画像生成部と、前記体腔路に挿入される内視鏡挿入部と、生検用処置具を挿通可能とするチャンネルとを備えた内視鏡と、前記チャンネル内に挿通され、先端部に超音波振動子及び3次元位置を検出する位置センサが設けられた超音波プローブと、前記超音波振動子による超音波断層画像を生成する超音波画像生成部と、前記チャンネルの先端から突出した方向に沿って前記超音波プローブの先端部を移動する際に、前記超音波プローブが突出した方向に沿った所望の範囲における第1端部および第2端部を指定するための指定部と、前記指定部により指定された前記第1端部および前記第2端部に基づいて、前記位置センサの3次元位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部により検出された前記3次元位置に基づいて設定された前記生検用処置具による生検を行う生検用範囲を前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示する画像表示制御部と、を備えている。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対する3次元領域の画像データから、体腔路の仮想形状画像を生成する仮想形状画像生成部と、

前記体腔路に挿入される内視鏡挿入部と、生検用処置具を挿通可能とするチャンネルとを備えた内視鏡と、

前記チャンネル内に挿通され、先端部に超音波振動子及び3次元位置を検出する位置センサが設けられた超音波プローブと、

前記超音波振動子による超音波断層画像を生成する超音波画像生成部と、

前記チャンネルの先端から突出した方向に沿って前記超音波プローブの先端部を移動する際に、前記超音波プローブが突出した方向に沿った所望の範囲における第1端部および第2端部を指定するための指定部と、

前記指定部により指定された前記第1端部および前記第2端部に基づいて、前記位置センサの3次元位置を検出する位置検出部と、

前記位置検出部により検出された前記3次元位置に基づいて設定された前記生検用処置具による生検を行う生検用範囲を前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示する画像表示制御部と、

を備えたことを特徴とする生検支援システム。

【請求項2】

前記位置検出部は、さらに前記内視鏡の先端面又はその周辺に設定される基準位置の3次元位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記基準位置を前記仮想形状画像上における前記基準位置に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項1に記載の生検支援システム。

【請求項3】

前記画像表示制御部は、前記所望の範囲における第1端部および第2端部に対応する前

記位置センサの3次元位置としての各両端位置の内側にそれぞれ設定した内側両端位置に対応する範囲を前記生検用範囲として、該生検用範囲を前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項1に記載の生検支援システム。

【請求項4】

前記位置検出部は、前記超音波断層画像上における生検対象の目標組織の重心位置又は中央位置の3次元位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記重心位置又は中央位置を前記仮想形状画像上における前記重心位置又は中央位置に対応する位置に重畳して表示することを特徴とする請求項1に記載の生検支援システム。

【請求項5】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に前記超音波断層画像上において検出される生検対象の目標組織に対して前記体腔路の走行方向に沿った両端位置の3次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の中心又は重心位置を検出し、

さらに、前記画像表示制御部は、前記走行方向に沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示すると共に、

前記幅方向に沿った前記目標組織の中心又は重心位置を前記仮想形状画像上における前記中心又は重心位置に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項1に記載の生検支援システム。

【請求項6】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に前記超音波断層画像上において検出される生検対象の目標組織に対して前記体腔路の走行方向に沿った両端位置の3次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の中心又は重心位置を検出し、

さらに、前記画像表示制御部は、前記走行方向に沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示すると共に、

前記幅方向に沿った前記目標組織の中心又は重心位置を前記仮想形状画像上における前記中心又は重心位置に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項2に記載の生検支援システム。

【請求項7】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に前記超音波断層画像上において検出される生検対象の目標組織に対して前記体腔路の走行方向に沿った両端位置の3次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の両端位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記走行方向及び前記幅方向にそれぞれ沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項1に記載の生検支援システム。

【請求項8】

前記位置検出部は、前記体腔路の走行方向に沿って前記超音波プローブの先端部が移動された際に前記超音波断層画像上において検出される生検対象の目標組織に対して前記体腔路の走行方向に沿った両端位置の3次元位置を検出すると共に、

前記超音波断層画像上において前記走行方向と直交する幅方向に沿って検出される前記目標組織の両端位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記走行方向及び前記幅方向にそれぞれ沿った前記目標組織の両端位置以内の範囲を前記生検用範囲として、前記仮想形状画像上における前記生検用範囲に対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 2 に記載の生検支援システム。

【請求項 9】

前記仮想形状画像生成部は、前記体腔路の仮想形状画像として、気管支、上部消化管及び下部消化管のいずれかの仮想形状画像を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の生検支援システム。

【請求項 10】

前記仮想形状画像生成部は、前記体腔路の仮想形状画像として、気管支、上部消化管及び下部消化管のいずれかの仮想形状画像を生成することを特徴とする請求項 8 に記載の生検支援システム。

【請求項 11】

前記生検用処置具は、該生検用処置具の先端部付近に位置センサを有し、前記位置検出部は、前記生検用処置具の位置センサの 3 次元位置を検出し、

前記画像表示制御部は、前記生検用処置具の位置センサの前記 3 次元位置を前記仮想形状画像上における対応した位置に重畳して表示することを特徴とする請求項 2 に記載の生検支援システム。

【請求項 12】

さらに、前記位置検出部により前記超音波断層画像上において検出された生検対象の目標組織に対して前記体腔路の走行方向に沿った両端位置の位置情報及び前記生検用処置具の位置センサの位置情報を記憶する記憶部を有することを特徴とする請求項 11 に記載の生検支援システム。

【請求項 13】

前記指定部は、前記チャンネルの先端から突出した方向に沿って前記超音波プローブの先端部を移動した際に、前記超音波断層画像上において生検対象の目標組織の両端が検出された場合に前記第 1 端部及び前記第 2 端部を指定し、

前記位置検出部は、前記超音波断層画像上において前記目標組織の両端が検出された場合の前記第 1 端部及び前記第 2 端部に対応する前記位置センサの 3 次元位置を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の生検支援システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/068973
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/12, A61B6/03, A61B1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-198125 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 July 2001 (24.07.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-12
A	WO 2007/055032 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 May 2007 (18.05.2007), entire text; all drawings & US 2009/0099414 A1 & EP 1949844 A1	1-12
A	JP 2004-097696 A (Olympus Corp.), 02 April 2004 (02.04.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-12
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 03 December, 2010 (03.12.10)		Date of mailing of the international search report 14 December, 2010 (14.12.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/068973

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-116655 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 April 2000 (25.04.2000), paragraphs [0039] to [0057]; fig. 8 to 11 (Family: none)	1-12
A	JP 4022192 B2 (Olympus Corp.), 05 October 2007 (05.10.2007), entire text; all drawings & WO 2005/041761 A1 & US 2006/0195033 A1 & EP 2189107 A2 & EP 1681011 A1 & CN 101229049 A & CN 101229048 A & CN 1874716 A	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/068973

Claim 1 prescribes "a position detection unit for detecting the three-dimensional position of the position sensor when both end positions of the target tissue of a target for biopsy are detected on an ultrasonic tomographic image by the movement of the end section of the ultrasonic probe projecting from the end of the channel."

However, according to the prescription, it is uncertain whether the three-dimensional position of each of the both end positions when the both end positions are detected is detected, the relationship between the movement direction of the probe and the both end positions is unclear, and it is unclear what occasion "when the both end positions being detected" refers to.

Therefore, the invention of claims 1-12 is unclear.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/068973									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12, A61B6/03, A61B1/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2001-198125 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.07.24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12									
A	WO 2007/055032 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.05.18, 全文, 全図 & US 2009/0099414 A1 & EP 1949844 A1	1-12									
A	JP 2004-097696 A (オリンパス株式会社) 2004.04.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 03.12.2010		国際調査報告の発送日 14.12.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 東 治企	2Q 9708								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2010/068973

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2000-116655 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.04.25, 段落[0039]-[0057], 第8-11図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 4022192 B2 (オリンパス株式会社) 2007.10.05, 全文, 全図 & W02005/041761 A1 & US 2006/0195033 A1 & EP 2189107 A2 & EP 1681011 A1 & CN 101229049 A & CN 101229048 A & CN 1874716 A	1-12

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2010/068973

請求項1に「前記チャンネルの先端から突出される前記超音波プローブの先端部の移動によって、超音波断層画像上に生検対象の目標組織の両端位置が検出された場合の前記位置センサの3次元位置を検出する位置検出部」と規定されている。

しかし、この規定では、両端位置の各端位置が検出された場合のそれぞれに対して3次元位置を検出するのか定かではなく、また該プローブの移動方向と両端位置との関係も不明であり、「両端位置が検出された場合」が如何なる場合を指すのか明確でない。

よって、請求項1-12に係る発明は明確でない。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	活检支持系统		
公开(公告)号	JPWO2011062035A1	公开(公告)日	2013-04-04
申请号	JP2011505721	申请日	2010-10-26
[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		
[标]发明人	大西 順一		
发明人	大西 順一		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/065 A61B8/13 A61B8/4254 A61B8/463 A61B10/04 A61B2034/2063		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.F A61B1/00.334		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/DD03 4C061/HH22 4C061/HH51 4C061/WW10 4C161/AA07 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/DD03 4C161/HH22 4C161/HH51 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009262314 2009-11-17 JP		
其他公开文献	JP4733243B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

活检支持系统是一种内窥镜，其包括虚拟形状图像生成单元，内窥镜插入单元和通道，该虚拟形状图像生成单元从被检体的三维区域的图像数据生成要插入的体腔的虚拟形状图像。并且，一种超声波探头被插入到通道中，并且具有超声波换能器和检测在尖端的三维位置的位置传感器，产生超声波断层图像的超声波图像生成单元以及从通道的突出。通过移动超声波探头，将检测与超声波断层图像中的对象组织的两端位置相对应的三维位置和基于该两端位置的活检范围信息的位置检测器重叠在虚拟形状图像上。以及用于显示的图像显示控制单元。

【図7】

