

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-298476

(P2004-298476A)

(43) 公開日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/34	A 6 1 B 17/34 3 1 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2003-96693 (P2003-96693)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成15年3月31日 (2003.3.31)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願 (平成14年度医療福祉機器技術研究開発診断支援型超音波血管内3次元イメージングシステム (エネルギー使用合理化)、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの)		(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100084618 弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196 弁理士 橋本 良郎

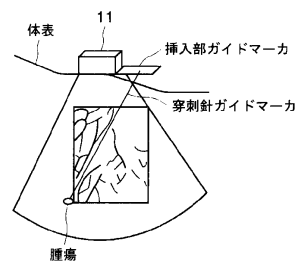
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び穿刺治療支援プログラム

(57) 【要約】

【課題】 操作者に負担を与えず、安全な穿刺治療を実行可能な超音波診断装置及び穿刺治療支援プログラムを提供すること。

【解決手段】 体表面から腫瘍にかけての領域に関する形態画像及び構造物画像を合成した合成画像を表示し、これに移動可能な穿刺針ガイドマーカを重畳して表示する。穿刺針挿入前に、当該穿刺針ガイドマーカを所定の動作により移動させることで、血管を避けた安全な穿刺ルートを決定する。操作者は、決定された当該穿刺ルートを通過するように穿刺針を挿入することで、血管等を傷つけることなく穿刺針を腫瘍にまで到達させることができ、出血や転移を誘発させない安全な穿刺治療を実現でき、操作者の負担を軽減させることができる。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において、前記領域のモニタリングに利用される超音波診断装置であって、前記領域に超音波を送信し当該被検体からの反射波を受信する超音波プローブと、前記反射波に基づいて、組織を含む形態画像と血管構造を含む構造物画像とを合成した合成画像を生成する画像生成手段と、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し制御するマーカ制御手段と、前記合成画像と前記穿刺針ガイドマーカとを同時に画面に表示する表示手段と、前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定手段と、を具備し、前記マーカ制御手段は、前記指定手段からの指定に応答して、前記穿刺ルートに前記穿刺針ガイドマーカを移動させること、を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において、前記領域のモニタリングに利用される超音波診断装置であって、前記領域を超音波によって三次元的に走査し、当該被検体からの反射波を受信するための超音波プローブと、前記反射波に基づいて、組織を含む形態に関する第 1 のボリュームデータと、血管構造を含む構造物に関する第 2 のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記第 1 のボリュームデータ上及び前記第 2 のボリュームデータ上に、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し、当該穿刺針ガイドマーカを制御するマーカ制御手段と、前記第 1 のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第 1 の画像を生成し、前記第 2 のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第 2 の画像とを生成し、且つ当該第 1 の画像と当該第 2 の画像とを合成した合成画像を生成する画像生成手段と、前記合成画像を画面に表示する表示手段と、前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定手段と、を具備し、前記マーカ制御手段は、前記指定手段からの指定に応答して、前記第 1 のボリュームデータ上及び前記第 2 のボリュームデータ上の前記穿刺ルートに対応する位置に前記穿刺針ガイドマーカを移動させること、を特徴とする超音波診断装置。

20

30

【請求項 3】

前記超音波プローブに設けられ、前記領域に挿入される前記穿刺針の挿入位置をガイドするための挿入部ガイドをさらに具備し、前記マーカ制御手段は、前記挿入部ガイドを擬似的に示す挿入部ガイドマーカを生成し、前記表示手段は、前記合成画像と挿入部ガイドマーカとを同時に表示すること、を特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 4】

挿入部ガイドは、前記穿刺針の挿入位置を指定するための挿入孔を有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

挿入部ガイドは、前記穿刺針の挿入位置及び挿入方向を指定するための複数の挿入孔を有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 6】

前記合成画像、又は形態画像及び構造物画像の前記領域における各画素の画素値に基づいて、前記穿刺ルートを自動的に決定する自動決定手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記マーカ制御手段は、前記穿刺針ガイドマーカの少なくとも一部が前記血管構造から所定の距離以内に近づいた場合又は前記血管構造と接触した場合には、前記穿刺針ガイドマーカの少なくとも一部の表示色を変化させることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記マーカ制御手段が、前記穿刺針ガイドマーカの少なくとも一部が前記血管構造から所定の距離以内に近づいた場合又は前記血管構造と接触したと判定した場合、音声によって警告する音声警告手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記合成画像を構成する形態画像又は構造物画像を選択的に前記表示手段に表示させる表示制御手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記合成画像を構成する第 1 の画像又は第 2 の画像を選択的に前記表示手段に表示させる表示制御手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 11】

被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において利用され、前記領域に超音波を送信し当該被検体から得られた反射波に基づいて、組織を含む形態画像と血管構造を含む構造物画像とを合成した合成画像を生成する超音波診断装置に、

前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し制御するマーカ制御機能と、

前記合成画像と前記穿刺針ガイドマーカとを同時に画面に表示する表示機能と、

前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定機能と、

30

を実現させ、

前記マーカ制御機能においては、前記指定手段からの指定に応答して、前記穿刺ルートに前記穿刺針ガイドマーカを移動させること、

を特徴とする穿刺治療支援プログラム。

【請求項 12】

被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において利用され、前記領域を超音波で三次元走査して得られた反射波に基づいて、組織を含む形態に関する第 1 のボリュームデータと、血管構造を含む構造物に関する第 2 のボリュームデータを生成する超音波診断装置に、

前記第 1 のボリュームデータ上及び前記第 2 のボリュームデータ上に、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し、当該穿刺針ガイドマーカを制御するマーカ制御機能と、

40

前記第 1 のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第 1 の画像を生成し、前記第 2 のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第 2 の画像とを生成し、且つ当該第 1 の画像と当該第 2 の画像とを合成した合成画像を生成する画像生成機能と、

前記合成画像を画面に表示する表示機能と、

前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定機能と、

を実現させ、

50

前記マーカ制御機能においては、前記指定にตอบสนองして、前記第1のボリュームデータ上及び前記第2のボリュームデータ上の前記穿刺ルートに対応する位置に前記穿刺針ガイドマーカを移動させること、
を特徴とする穿刺治療支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断における穿刺針ガイド、及び穿刺針の表示に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

【0003】

この超音波画像診断装置を利用した診断において、超音波画像を観察しながら被検体に穿刺針を挿入し、当該穿刺針にて腫瘍細胞の一部を採取し検査する場合がある。この場合には、通常の画像取得用プローブに換えて穿刺プローブと呼ばれるものが使用される。この穿刺針プローブは、通常のアレイプローブの中央或いは非対称の位置に溝が設けられ当該溝から穿刺針を挿入させるバイオプシタイプや、通常のアレイプローブに穿刺用のアダプタを装着し、これを利用して穿刺針を挿入させるアダプタータイプ等がある。

【0004】

この様な穿刺プローブを使用して被検体に針を挿入する場合には、通常、超音波画像中に図10に示すようなガイドラインが表示される。このガイドラインは、アダプタ等によって決定される挿入角度に基づいて、固定的に表示される。操作者は、当該ガイドラインに沿うように針を挿入しながら腫瘍まで到達させ、細胞摂取等の処置を行う。

【0005】

ところで、被検体に穿刺針を挿入し腫瘍部位まで到達させる場合、その経路上に血管や骨等が存在し、穿刺の邪魔となる場合がある。この場合、操作者は、超音波画像を観察しながら感覚的に血管等を回避するように、感覚的に穿刺針を挿入させている。

【0006】

しかしながら、超音波画像上において表示される従来のガイドラインは、欠陥や骨等の存在を考慮したものではない。従って、当該ガイドラインが指示する経路に沿って穿刺針を挿入した場合、針が血管や骨を傷つけ出血や転移等を引き起こす可能性がある。また、従来のシステムにより欠陥や骨等を回避するように針を挿入させるには、抱負な経験や高度な技術が必要とされ、操作者に対する負担は多大なものとなる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

(新たな問題提起)

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、操作者に負担を与えず、安全な穿刺治療を実行可能な超音波診断装置、及び穿刺治療支援プログラムを提供することを目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0009】

本発明の第1の視点は、被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において、前記領域のモニタリングに利用される超音波診断装置であって、前記領域に超音波を送信し当該被検体からの反射波を受信する超音波プローブと、前記反射波に基づいて、組織を含む形態画像と血管構造を含む構造物画像とを合成

10

20

30

40

50

した合成画像を生成する画像生成手段と、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し制御するマーカ制御手段と、前記合成画像と前記穿刺針ガイドマーカとを同時に画面に表示する表示手段と、前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを選択する指定手段と、を具備し、前記マーカ制御手段は、前記指定手段からの指定にตอบสนองして、前記穿刺ルートに前記穿刺針ガイドマーカを移動させること、を特徴とするものである。

【0010】

本発明の第2の視点は、被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において、前記領域のモニタリングに利用される超音波診断装置であって、前記領域を超音波によって三次元的に走査し、当該被検体からの反射波を受信するための超音波プローブと、前記反射波に基づいて、組織を含む形態に関する第1のボリュームデータと、血管構造を含む構造物に関する第2のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記第1のボリュームデータ上及び前記第2のボリュームデータ上に、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し、当該穿刺針ガイドマーカを制御するマーカ制御手段と、前記第1のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第1の画像を生成し、前記第2のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第2の画像とを生成し、且つ当該第1の画像と当該第2の画像とを合成した合成画像を生成する画像生成手段と、前記合成画像を画面に表示する表示手段と、前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定手段と、を具備し、前記マーカ制御手段は、前記指定手段からの指定にตอบสนองして、前記第1のボリュームデータ上及び前記第2のボリュームデータ上の前記穿刺ルートに対応する位置に前記穿刺針ガイドマーカを移動させること、を特徴とするものである。

10

20

【0011】

本発明の第3の視点は、被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において利用され、前記領域に超音波を送信し当該被検体から得られた反射波に基づいて、組織を含む形態画像と血管構造を含む構造物画像とを合成した合成画像を生成する超音波診断装置に、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し制御するマーカ制御機能と、前記合成画像と前記穿刺針ガイドマーカとを同時に画面に表示する表示機能と、前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定機能と、を実現させ、前記マーカ制御機能においては、前記指定手段からの指定にตอบสนองして、前記穿刺ルートに前記穿刺針ガイドマーカを移動させることを特徴とする穿刺治療支援プログラムである。

30

【0012】

本発明の第4の視点は、被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療において利用され、前記領域を超音波で三次元走査して得られた反射波に基づいて、組織を含む形態に関する第1のボリュームデータと、血管構造を含む構造物に関する第2のボリュームデータを生成する超音波診断装置に、前記第1のボリュームデータ上及び前記第2のボリュームデータ上に、前記穿刺針の挿入の際に当該穿刺針が通過する経路又は当該穿刺針を、擬似的に示す穿刺針ガイドマーカを生成し、当該穿刺針ガイドマーカを制御するマーカ制御機能と、前記第1のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第1の画像を生成し、前記第2のボリュームデータに基づいて前記穿刺針ガイドマーカを含む第2の画像とを生成し、且つ当該第1の画像と当該第2の画像とを合成した合成画像を生成する画像生成機能と、前記合成画像を画面に表示する表示機能と、前記表示手段の画面上において、少なくとも前記領域において前記穿刺針ガイドマーカが血管と接触しない穿刺ルートを指定する指定機能と、を実現させ、前記マーカ制御機能においては、前記指定にตอบสนองして、前記第1のボリュームデータ上及び前記

40

50

第2のボリュームデータ上の前記穿刺ルートに対応する位置に前記穿刺針ガイドマーカを移動させることを特徴とする穿刺治療支援プログラムである。

【0013】

このような構成によれば、操作者に負担を与えず、安全な穿刺治療を実行可能な超音波診断装置及び穿刺治療支援プログラムを実現することができる。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第1実施形態及び第2実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

10

【0015】

(第1の実施形態)

まず、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成を、図1を参照しながら説明する。図1に示すように、本超音波診断装置10は、超音波プローブ11、挿入部ガイド12、パルス/アンプユニット13、A/Dコンバータ15、検波ユニット16、フィルタ処理部18、Bモード処理部19、ドプラ処理部21、画像処理部22、DSC23、表示制御部24、表示部25、入力ユニット27を具備している。

【0016】

超音波プローブ11は、パルスからの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ11から被検体に超音波が送信されると、生体組織の非線形性により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波(エコー)として超音波プローブ11に受信される。

20

【0017】

挿入部ガイド12は、プローブ11の側面等の所定の位置に設けられ、穿刺針を使用した治療(以下、「穿刺治療」とも言う。)において当該穿刺針の被検体への挿入位置を指定するための治具である。図2は、挿入部ガイド12の上面図を示している。同図に示すように、挿入部ガイド12は穿刺針の挿入位置をガイドするための挿入孔120が複数配列されている。操作者は、後述する穿刺針ガイドマーカの一端を複数の挿入孔120の何れかに合わせ他端を腫瘍に合わせることで、血管等を避けた穿刺ルートを決める。こうして決定された穿刺ルートの一端に位置する挿入孔120から穿刺針を挿入することで、安全な穿刺治療を実行することができる。

30

【0018】

図3は、挿入部ガイド12の変形例を示した図である。同図に示す挿入部ガイド12は、共に水平方向にスライド可能な第1のガイド12Aと第2のガイド12Bとを有している。この第1のガイド12Aと第2のガイド12Bとの位置関係を調整し、各ガイドにおいて所定の挿入孔120を通過させることで、穿刺針の挿入位置のみでなく挿入角度も決定することができる。なお、第1のガイド12Aと第2のガイド12Bとの位置関係の調整は、操作者のマニュアル操作であってもよいが、各ガイドを水平に移動させる移動機構を設け、これを装置本体の指示に従って制御することで、自動的に実行される構成であってもよい。

40

【0019】

パルス/アンプユニット13は、送信時において送信超音波を形成するため、波形制御部14による制御に基づいて所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)でレートパルスを繰り返し発生し、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。パルス/アンプユニット13は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ11に駆動パルスを印加する。

【0020】

50

また、パルサ/アンプユニット13は、受信時において、プローブ11を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。また、パルサ/アンプユニット13は、受信時において、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性(走査線)が決定される。

【0021】

A/Dコンバータ15は、パルサ/アンプユニット13から受けとったアナログ信号を、デジタル信号に変換する。

【0022】

検波ユニット16は、A/Dコンバータ15から受けとった信号に90度位相のずれたリファレンス周波数を有する信号をそれぞれ乗じて直交検波を行い、I、Q信号を得る。このI、Q信号は、受信信号からリファレンス周波数を減じた周波数を有する信号となる。なお、リファレンス周波数は、一般に超音波画像を生成する帯域の中心周波数に設定される。

10

【0023】

フィルタ処理部18は、所定の周波数帯域の反射波成分を減衰させ、所望の周波数帯域の反射波成分を抽出(フィルタリング)してBモード処理部19、又はドプラ処理部21に出力する複素デジタルフィルタである。

【0024】

Bモード処理部19は、フィルタ処理された受信信号に対して対数増幅等を施す。増幅された信号は、画像処理部22を介してDSC23に送られ、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像として表示部25にカラー表示される。

20

【0025】

ドプラ処理部21は、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。血流情報は画像処理部22を介してDSC23に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像として表示部25にカラー表示される。

【0026】

画像処理部22は、Bモード処理部19、ドプラ処理部21からの各出力に基づいて画像再構成処理を実行し、ボクセルボリュームデータを生成する。本実施形態においては、ボクセルボリュームデータは、形態画像データに基づくものと、構造物画像データに基づくものとが生成されるものとする。ここで、形態画像とは、腫瘍やその近傍組織の実質形態に関する超音波画像であり、Bモード撮影等によって収集することができる。一方、構造物画像とは、血管構造に関する超音波画像であり、ドプラモード撮影や造影剤を使用したコントラストエコー法による撮影(ハーモニックイメージング、フラッシュエコーイメージング等を含む)によって収集することができる。

30

【0027】

また、画像処理部22は、得られた各ボリュームデータに基づいてレンダリング処理を実行し、形態又は構造に関する断層像や三次元画像を生成する。さらに、画像処理部22は、形態に関する画像と構造に関する画像とを合成することで、形態と構造とが同時に表示される合成画像を生成する。この合成画像の生成については、後で詳しく説明する。

40

【0028】

DSC23は、画像処理部22から入力した走査線毎の画像信号列を、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換し、さらにビデオフォーマット変換を行う。

【0029】

表示制御部24は、穿刺針を模擬的に表し超音波画像上にて安全な穿刺ルートを指定するための穿刺針ガイドマーカ、及び挿入部ガイド12を模擬的に表し超音波画像上にて穿刺針の挿入位置を指定するための挿入部ガイドマーカを生成する。生成された穿刺針ガイドマーカ、挿入部ガイドマーカは、表示部25において超音波画像と重畳させて表示される

50

。

【0030】

また、表示制御部24は、表示部25及び入力ユニット27を介して穿刺針ガイドマーカの位置移動が指示された場合には、指示された位置に穿刺針ガイドマーカを移動させる。

【0031】

表示部25は、DSC23からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態的情報や、血流に基づく血管等の構造的情報を画像として表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、つまり血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、血管等の構造的情報を輝度画像やカラー画像として表示する。また、表示部25は、所定の操作に应答して、各画像と共に穿刺針ガイドマーカ、挿入部ガイドマーカを表示する。

10

【0032】

入力ユニット27は、装置10の本体に接続され、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体にとりこむための、関心領域(ROI)の設定などを行うための(マウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等)が設けられる。また、当該入力ユニット27を介して、送信超音波の送信条件をマニュアル的に入力することもできる。

【0033】

(形態画像と構造物画像との合成画像)

次に、本装置10が生成する、形態画像と構造物画像との合成画像について説明する。以下、Bモード撮影によって得られる形態画像(組織断層像)と、カラードプラモードによ

20

【0034】

図4は、超音波スキャンによる画像データ収集から合成画像表示までの一連の処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、Bモード撮影によって診断対象である臓器等を超音波で三次元走査し形態画像からなるボリュームデータを得る。また、カラードプラモード撮影によって同臓器等を超音波で三次元走査し、形態画像とほぼ同じ時刻の構造物画像からなるボリュームデータを得る(ステップS1)。各モードにおける撮影においては、プローブ11が一次元アレイプローブである場合には、本プローブ11を機械的若しくは人為的に扇動させることで、診断対象を含む領域に関するボリュームデータを収集することができる。また、プローブ11が二次元アレイプローブであれば、三次元

30

【0035】

なお、各撮影モードにおいて収集される各画像データは、実空間上の位置と対応付けることができ、従って異なる撮影モードによって収集された画像データ間においても、位置を対応付けることができる。

【0036】

次に、各撮影モードにおいて取得された画像データを再構成する(ステップS2)。この再構成処理において、診断対象を含む領域に関するボクセルボリュームデータが生成される。以下、Bモード撮影に対応するボクセルボリュームデータを第1のボリュームデータ

40

【0037】

次に、指定された断層面の位置に基づいて断面変換(MPR)処理やテクスチャマッピング等の処理を実行し、第1のボリュームデータから組織断層像($F(x, y, z)$:白黒の階調画像)を生成する。また、所定の透過度を設定したボリュームレンダリング等の画像処理を実行して、第2のボリュームデータから三次元血管像($G(x, y, z)$:カラー画像)を生成する(ステップS3A、S3B)。図5(a)にステップS3Aにおいて生成される所定の組織断層像の例を、図5(b)にステップS3Bにおいて生成される三次元血管画像の例を示す。なお、図5(a)のT内に示されている点線は、例えば球体の

50

腫瘍 T t を表している。

【 0 0 3 8 】

次に、組織断層像 (F (x , y , z)) と三次元血管像 (G (x , y , z)) とを位置の対応を取りながら合成し、合成画像を生成し (ステップ S 4) 、所定の形態にて当該合成画像を表示する (ステップ S 5) 。具体的には、次のようにして合成・表示される。まず、図 5 (c) に示すように、形態に関するボクセルボリュームデータ上の所定の断面 (Z 軸上の初期位置における X Y 面) のに関する組織断層像 T 1 と、断層像 T 1 よりも Z 軸に沿って視点側 (手前側) の部分に関する三次元血管像 S とが合成表示される。従って、断層像 T 1 よりも奥側については、三次元血管像は表示されない。

【 0 0 3 9 】

次に、操作者 (操作者) は、入力ユニット 2 7 から所定の操作入力を行うことで、表示する断層像の位置を Z 軸に沿って変化させることが可能となっている。これにより、形態に関するボクセルボリュームデータを構成する組織断層像 (B モード像) を、あたかも書物の頁をめくるように、順次に表示させることができる。

【 0 0 4 0 】

なお、図 5 (d) では、操作手段により Z 軸上の位置を T 1 よりも奥側にずらした場合に表示される組織断層像 T 2 の例を、図 5 (e) は、Z 軸上の位置を T 2 よりもさらに奥側にずらした場合に表示される組織断層像 T 3 の例をそれぞれ示している。また、上述した組織断層像 T 1 乃至 T 3 までの断面設定変更に伴って、図 5 (c) 乃至 (e) に示すように血管像 S の表示も自動的に更新される。

【 0 0 4 1 】

上記例では、組織断層像と三次元血管像とからなる合成画像について説明した。これに対し、第 2 実施形態で述べるように、組織に関する三次元データを収集し、これに基づいて三次元組織像を生成し、当該三次元組織像と三次元血管像とからなる合成画像を生成する構成であってもよい。また、上記例では血管像をドプラ画像として説明したが、コントラストエコーによって得られた血管像と、組織断層像又は三次元組織像とからなる合成画像を生成する構成であってもよい。なお、B モード撮影によって得られた形態画像と、カラー Doppler モードによって得られた構造物画像とから成る合成画像の生成については、例えば特開平 1 1 - 1 6 4 8 3 3 に詳しい。

【 0 0 4 2 】

(穿刺治療における本超音波診断装置の動作)

次に、上記のように構成した超音波診断装置 1 0 の動作を、穿刺治療の場合を例に図 6 乃至図 8 を参照しながら説明する。

【 0 0 4 3 】

図 6 は、超音波診断装置 1 0 を使用して被検体に穿刺針を挿入し、生体組織を採取する場合の一連の動作を示したフローチャートである。同図に示すように、まず、形態画像データ及び構造物画像データを取得するため、B モード及びカラー Doppler モードで被検体を三次元的に走査し、エコー信号を取得する (ステップ S 1 1) 。なお、既述の通り、カラー Doppler モードの代わりにコントラストエコー法によって構造物画像データを取得してもよい。

【 0 0 4 4 】

次に、B モード撮影によって得られたエコー信号に基づいて、B モード画像を生成し表示する (ステップ S 1 2) 。操作者は、表示された B モード画像によって、穿刺治療の対象となる部位 (腫瘍) を発見する。

【 0 0 4 5 】

次に、少なくとも被検体の体表面から腫瘍にかけての部位を含む領域 (すなわち、画像化領域) に関する合成画像を生成し、表示する (ステップ S 1 3) 。本ステップにおいて実行される処理は、図 2 のステップ S 3 A 、 3 B 乃至 S 5 に相当する。

【 0 0 4 6 】

次に、図 7 に示すように、合成画像上に穿刺針ガイドマーカ及び挿入部ガイドマーカが表

10

20

30

40

50

示される（ステップS14）。このとき、挿入部ガイドマーカは、プローブ11の位置に基づき実空間と対応させて正確な位置に表示される。一方、穿刺針ガイドマーカは、初期設定された所定の位置に表示される。

【0047】

次に、所定の操作により、血管を避ける様に穿刺針ガイドマーカを合成画像上で移動させ、穿刺ルートを決める（ステップS15）。この様に血管接触しない位置に穿刺針ガイドマーカを移動させることで、当該被検体に現実に挿入される穿刺針の安全な穿刺ルートをナビゲーションすることができる。なお、穿刺針ガイドマーカを移動させる処理は、どのようなものであってもよい。例えば、図8において、まず、穿刺針ガイドマーカの針先に相当する一端をクリックして当該一端を移動可能な状態とし、腫瘍の位置までドラッグしてダブルクリック等の決定操作により決定する。また、穿刺針ガイドマーカの他端（すなわち、針先と反対側の端部）をクリックして移動可能な状態とし、合成画像を見ながら血管を通過しないルートを検索しながら、プローブ11横に表示される挿入部ガイドマーカのポイントまでドラッグし、ダブルクリック等の操作により決定する。なお、図8においては、挿入部ガイドマーカの格子の交点部分が、挿入孔120に対応している。

10

【0048】

次に、操作者は、合成画像を見ながら、決定された穿刺ルートを通るように穿刺針を挿入する（ステップS16）。穿刺針挿入の最中には、実際の穿刺針の進行及び腫瘍近傍の様子を容易に確認可能とするため、合成画像を表示することがより好ましいが、Bモード画像を表示してもよい。

20

【0049】

次に、穿刺針が穿刺ルートを介して腫瘍に到達すると、操作者は、当該腫瘍の組織の採集等を行い（ステップS17）、当該穿刺針を被検体から抜き出す（ステップS18）。

【0050】

以上の一連の処理により、本超音波診断装置10を使用した穿刺治療を終える。

【0051】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置10によれば、血管を避けた安全な穿刺ルートを穿刺針挿入前に決定することができる。操作者は、当該穿刺ルートを通るように穿刺針を挿入することで、血管等を傷つけることなく穿刺針を腫瘍にまで到達させることができる。その結果、出血や転移を誘発させない安全な穿刺治療を実現でき、操作者の負担を軽減させることができる。

30

【0052】

また、本超音波診断装置10によれば、穿刺治療において、穿刺ルートと共にBモード画像や合成画像を提供することができる。従って、操作者は、穿刺ルートによる穿刺針の誘導と共に、自身の目視によっても穿刺状況を確認することができ、より安全な穿刺治療を実行することができる。

【0053】

なお、本超音波診断装置10には、上記穿刺治療において操作者を支援するための種々の機能を有している。以下、各機能について説明する。

40

【0054】

本超音波診断装置10は、穿刺針ガイドマーカと血管との距離を操作者に知らせる機能を有している。具体的には、穿刺針ガイドマーカと血管との距離に応じて、当該穿刺針ガイドマーカの表示形態を変化させる（例えば、穿刺針ガイドマーカが血管から所定距離以内の領域に進入した場合には黄色表示、血管と接触した場合には赤色表示する等）、或いは血管に接近、接触している旨を表示部25に表示又は音声等によって警告する。

【0055】

当該機能により、操作者に対し穿刺ルート周辺の環境を積極的に知らせることができる。その結果、操作者は、装置の支援に従って安全な穿刺治療を比較的容易に実行することができる。

50

【 0 0 5 6 】

また、本超音波診断装置 1 0 は、形態画像と構造物画像とを選択的に表示する機能を有している。これにより、穿刺ルートを決めた後例えば構造物画像のみの表示とすることで、当該穿刺ルートと血管との接触を容易に確認することができる。

【 0 0 5 7 】

また、本超音波診断装置 1 0 は、形態画像と構造物画像とに基づいて、穿刺ルートを自動的に決定することも可能である。これは、以下の様にして実現される。すなわち、構造物画像上の血管とそれ以外の部分とは、画素値によって弁別することができる。従って、例えば操作者により合成画像上に腫瘍の位置が特定されると、画像処理部 2 2 は、この位置を出発点とし、その近傍において血管と区別するための閾値以下の画素値を有する画素を選択する。この処理を出発点から挿入部ガイドマーカに向かって逐次実行し、直線ルートを決めた場合には当該ルートを穿刺ルートと決定すればよい。なお、本手法により穿刺ルートが複数決定された場合には、安全性の観点から、血管からの距離が一番遠い穿刺ルートを推奨することが好ましい。

10

【 0 0 5 8 】

また、本超音波診断装置 1 0 は、穿刺針挿入ガイドによって穿刺針の挿入角度を指示する機能を有している。これは、図 3 に示した挿入部ガイドを利用することで実現できる。すなわち、既述の手順に従って穿刺ルートを決定すれば、これと同時に穿刺針の挿入角度が決定されることになる。従って、穿刺ルートに基づいて第 1 のガイド 1 2 A と第 2 のガイド 1 2 B との位置関係を調整すれば、穿刺針の挿入方向を支援することができる。

20

【 0 0 5 9 】

(第 2 実施形態)

第 2 実施形態では、穿刺針ガイドマーカを三次元画像にはめ込んで表示し、これを同画像上で移動させることで穿刺ルートを決定する超音波診断装置 1 0 について説明する。すなわち、第 1 実施形態では、合成画像生成後、当該合成画像上に重疊的に穿刺針ガイドマーカを表示し、移動させて穿刺ルートを決定する構成であった。これに対し、第 2 の実施形態では、穿刺針ガイドマーカを各ボリュームデータに反映させ、これに基づいてレンダリング処理された形態画像及び構造物画像を合成して合成画像を生成する。また、穿刺針ガイドマーカの移動指示は、逐次各ボリュームデータにフィードバックされる。これにより、形態画像と構造物画像との間に見え隠れする立体的な穿刺針ガイドマーカを提供することができる。

30

【 0 0 6 0 】

なお、本実施形態では、三次元組織像と三次元血管画像とを生成し、これらに基づいて得られた合成画像に穿刺針ガイドマーカをはめ込んで表示する場合を例とする。また、本実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 実施形態にて説明した操作者を支援するための種々の機能を有するものとする。

【 0 0 6 1 】

図 9 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 を使用して穿刺治療を実行する場合の一連の動作を示したフローチャートである。ステップ S 2 1 乃至ステップ S 2 3 までの各処理は、図 6 に示したステップ S 1 1 乃至ステップ S 1 3 までの各処理に対応し、その内容は同じである。

40

【 0 0 6 2 】

ステップ S 2 3 において合成画像が表示されると、所定の操作により、穿刺針ガイドマーカ、挿入部ガイドマーカが初期設定された位置に表示される (ステップ S 2 4) 。このとき、当該穿刺針ガイドマーカは、合成画像にはめ込まれた形態にて表示される。これは、次のようにして実現される。

【 0 0 6 3 】

すなわち、上記所定の操作が実行されると、画像再構成によって得られた各モードに対応するボクセルボリュームデータ上の初期設定された位置に、穿刺針ガイドマーカがプロットされる。画像処理部 2 2 は、この穿刺針ガイドマーカがプロットされた各ボリュームデ

50

ータに基づいてレンダリング処理を実行し、形態画像及び構造物画像を得る。得られた形態画像及び構造物画像を合成することで、穿刺針ガイドマーカが三次元的にはめ込まれた合成画像（以下、「第2の合成画像」とも言う。）を得ることが出来る。なお、挿入部ガイドマーカの表示については第1実施形態と同様に、プローブ11の位置を基準として所定の位置に表示される。

【0064】

次に、第1実施形態と同様の操作等により、血管を避ける様に穿刺針ガイドマーカを合成画像上で移動させる（ステップS25）。画像処理部22は、当該移動操作によって指定された位置を各ボクセルボリュームデータにフィードバックし、各ボクセルボリュームデータ上の穿刺針ガイドマーカを指定された位置に移動させる。画像処理部22は、移動後の各ボクセルボリュームデータに基づいてレンダリング処理を実行し、第2の合成画像を生成する（ステップS26）。生成された第2の合成画像は、所定の形態にて表示部25にリアルタイムで表示される（ステップS27）。なお、ステップS25の穿刺針ガイドマーカ移動操作は、好適な穿刺ルートを決めるまで実行される。また、ステップS26の穿刺針ガイドマーカ位置のフィードバック、レンダリング処理は、穿刺針ガイドマーカ移動操作の度に逐次リアルタイムで実行される。従って、表示部25に表示される第2の合成画像は、穿刺針ガイドマーカ移動操作の度に更新されることになる。

10

【0065】

次に、操作者は、第2の合成画像を見ながら、決定された穿刺ルートを通るように穿刺針を挿入し（ステップS26）、腫瘍の組織の採集等を行った後（ステップS27）、当該穿刺針を被検体から抜き出す（ステップS28）。

20

【0066】

以上の一連の処理により、本超音波診断装置10を使用した穿刺治療を終える。

【0067】

以上述べた構成によれば、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。また、本超音波診断装置によれば、形態画像と構造物画像との間に見え隠れする立体的な穿刺針ガイドマーカを提供することができる。従って、体表から腫瘍までの領域における血管構造をより詳細に把握することができ、安全性の高い穿刺治療を実行することができる。

【0068】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

【0069】

【発明の効果】

以上本発明によれば、操作者に負担を与えず、安全な穿刺治療を実行可能な超音波診断装置及び穿刺治療支援プログラムを実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、超音波診断装置10の構成を示している。

40

【図2】図2は、挿入部ガイド12の上面図を示している。

【図3】図3は、挿入部ガイド12の上面図を示している。

【図4】図4は、挿入部ガイド12の連携例を示している。

【図5】図5(a)乃至(e)は、図4のステップS3A、3B乃至ステップS5までの処理を模擬的に示した図である。

【図6】図6は、超音波診断装置10を使用して被検体に穿刺針を挿入し、生体組織を採取する場合の一連の動作を示したフローチャートである。

【図7】図7は、第1穿刺針ガイドマーカ及び挿入部ガイドマーカの表示形態の一例を示した図である。

【図8】図8は、穿刺針ガイドマーカの位置の移動操作を説明するための図である。

50

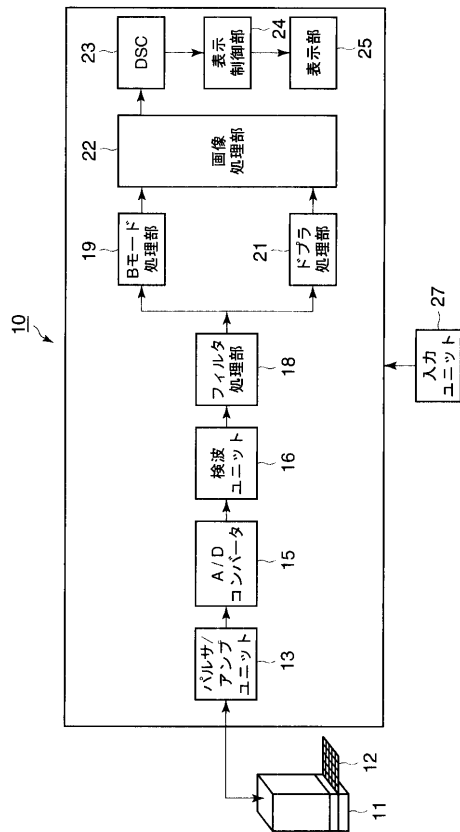
【図9】図9は、第2実施形態に係る超音波診断装置10を使用して穿刺治療を実行する場合の一連の動作を示したフローチャートである。

【図10】図10は、従来の穿刺針ガイドマーカの一例を示した図である。

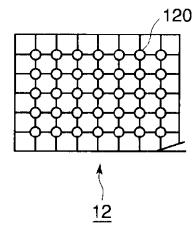
【符号の説明】

10...超音波診断装置、11...超音波プローブ、12...挿入部ガイド、12A...第1のガイド、12B...第2のガイド、13...アンプユニット、14...波形制御部、15...Dコンバータ、16...検波ユニット、18...フィルタ処理部、19...Bモード処理部、21...ドプラ処理部、22...画像処理部、23...DSC、24...表示制御部、25...表示部、27...入力ユニット、120...挿入孔

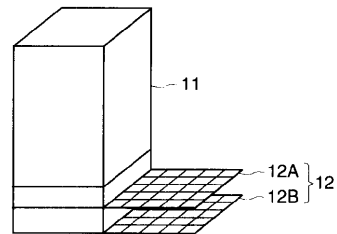
【図1】



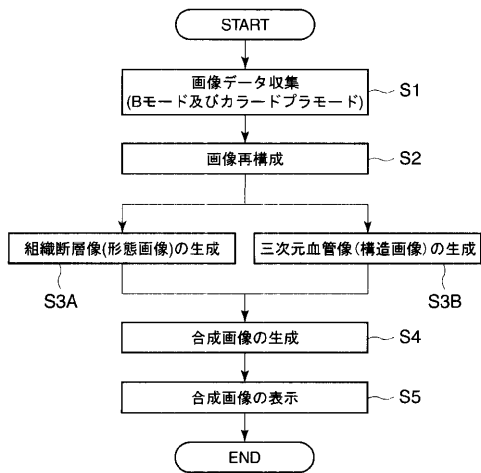
【図2】



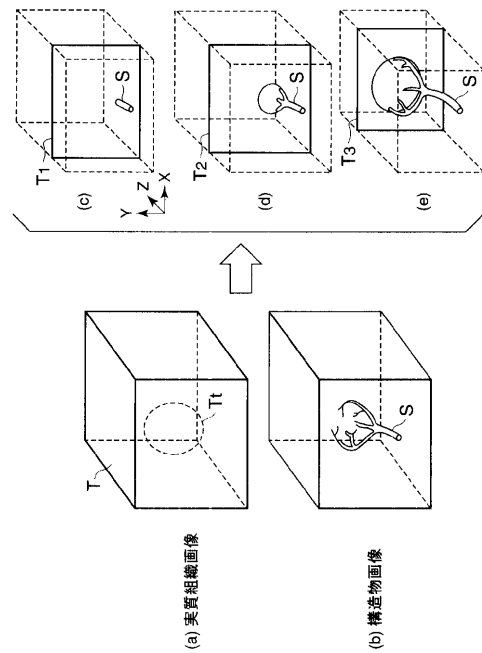
【図3】



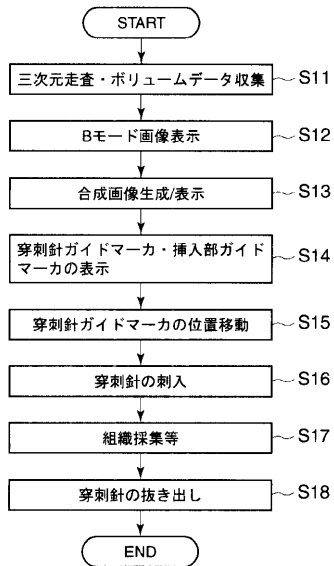
【 図 4 】



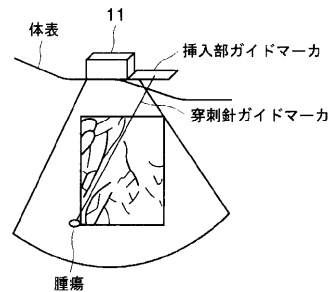
【 図 5 】



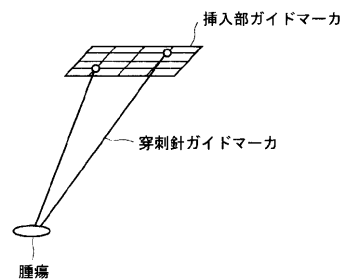
【 図 6 】



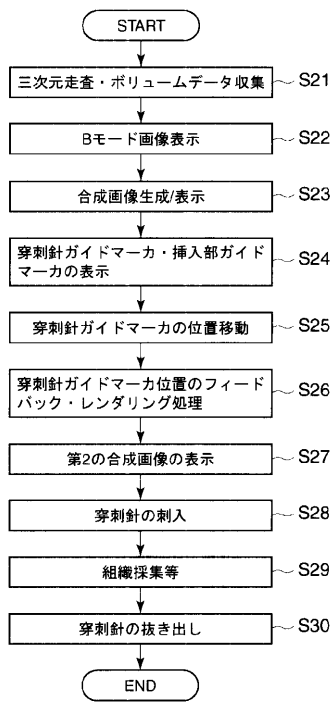
【 図 7 】



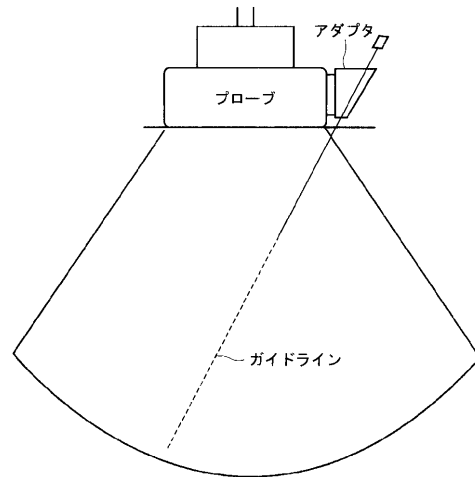
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 瀬尾 育弐

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 宮島 泰夫

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

Fターム(参考) 4C060 FF35

4C601 BB03 DD03 DE01 DE06 DE08 DE10 EE11 EE16 EE20 FF03
FF05 GA20 JB11 JB21 JB31 JC21 JC29 JC33 JC37 JC40
KK02 KK12 KK16 KK24 KK31 KK34 KK43 KK44 LL38

专利名称(译)	超声诊断仪和穿刺治疗支持程序		
公开(公告)号	JP2004298476A	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2003096693	申请日	2003-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	瀬尾育式 宮島泰夫		
发明人	瀬尾 育式 宮島 泰夫		
IPC分类号	A61B17/34 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/34.310 A61B17/34.510 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C060/FF35 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE06 4C601/DE08 4C601/DE10 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/EE20 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/GA20 4C601/JB11 4C601/JB21 4C601/JB31 4C601/JC21 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK34 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL38 4C160/FF42 4C160/FF54		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4280098B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备和穿刺治疗支持程序，其能够执行安全的穿刺治疗而不会给操作者带来负担。显示合成图像，其中合成了关于从体表到肿瘤的区域形态图像和结构图像，并且叠加并显示了可移动穿刺针引导标记。在插入穿刺针之前，通过预定操作移动穿刺针引导标记，以确定避开血管的安全穿刺路径。通过插入穿刺针以通过所确定的穿刺路径，操作者可以用穿刺羽毛针到达肿瘤而不会损坏血管等。可以实现穿刺处理，并且可以减轻操作者的负担。[选择图]图7

