

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6026455号
(P6026455)

(45) 発行日 平成28年11月16日(2016.11.16)

(24) 登録日 平成28年10月21日(2016.10.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2014-52887 (P2014-52887)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成26年3月17日 (2014. 3. 17)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-173843 (P2015-173843A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成27年10月5日 (2015. 10. 5)	(74) 代理人	100073184
審査請求日	平成27年7月13日 (2015. 7. 13)		弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468
			弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	榑本 潤
			東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内
		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像表示装置およびその作動方法並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブによって被検体をスキャンすることにより、前記被検体の超音波画像を取得する超音波画像取得手段と、

穿刺針用の穿刺ラインが設定され、該穿刺ラインに中心軸線を有し、該中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標が重畳された3次元画像における、前記超音波画像に対応する断面の断面画像を前記3次元画像から取得する断面画像取得手段と、

前記断面画像を表示する表示制御手段とを備えたことを特徴とする医用画像表示装置。

【請求項 2】

前記指標は、前記不透明度が前記中心軸線から離れるほど線形に小さいことを特徴とする請求項1記載の医用画像表示装置。 10

【請求項 3】

前記指標は、前記不透明度が前記中心軸線から離れるほどガウス分布状に小さいことを特徴とする請求項1記載の医用画像表示装置。

【請求項 4】

前記指標は、前記穿刺ラインを含む穿刺断面に平行な方向と該穿刺断面に直交する方向とで距離尺度が異なることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項記載の医用画像表示装置。

【請求項 5】

前記指標は、円柱形状であることを特徴とする請求項1から4のいずれか1項記載の医 20

用画像表示装置。

【請求項 6】

前記指標が、前記 3 次元画像に書き込まれてなることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の医用画像表示装置。

【請求項 7】

前記指標が前記 3 次元画像と別個に生成されてなり、前記断面画像取得手段は、前記 3 次元画像に前記指標を重畳して前記断面画像を取得する手段であることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の医用画像表示装置。

【請求項 8】

前記表示制御手段は、前記断面画像における前記指標の表示、非表示および半透明表示の少なくとも 2 つを切り替え可能な手段であることを特徴とする請求項 7 記載の医用画像表示装置。

【請求項 9】

前記 3 次元画像に前記穿刺ラインを設定する穿刺ライン設定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項記載の医用画像表示装置。

【請求項 10】

超音波画像取得手段が、超音波プローブによって被検体をスキャンすることにより、前記被検体の超音波画像を取得し、

断面画像取得手段が、 穿刺針用の穿刺ラインが設定され、該穿刺ラインに中心軸線を有し、該中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標が重畳された 3 次元画像における、前記超音波画像に対応する断面の断面画像を前記 3 次元画像から取得し、

表示制御手段が、前記断面画像を表示することを特徴とする医用画像表示装置の作動方法。

【請求項 11】

超音波プローブによって被検体をスキャンすることにより、前記被検体の超音波画像を取得する手順と、

穿刺針用の穿刺ラインが設定され、該穿刺ラインに中心軸線を有し、該中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標が重畳された 3 次元画像における、前記超音波画像に対応する断面の断面画像を前記 3 次元画像から取得する手順と、

前記断面画像を表示する手順とをコンピュータに実行させることを特徴とする医用画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の超音波画像を取得する超音波診断装置において、超音波プローブの操作を支援可能な医用画像表示装置およびその作動方法並びにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信して被検体をスキャンし、これによる被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信し、受信したエコー信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像の生成を行う。

【0003】

また、測定対象となる被検体内の特定の部位の生検等を専用の穿刺針を用いて容易に行うことができるように、超音波プローブに穿刺針を取り付けることできる構造（穿刺アダプタ）を備えた超音波診断装置も知られている。このような装置においては、穿刺針が穿刺される際の進入経路を表すガイドライン（以下、穿刺ガイドラインとする）をディスプレイ上に表示させることができる。このような超音波プローブを使用して、ガイドライン

にしたがって穿刺針を被検体内に穿刺しながら超音波診断装置を作動させると、操作者は、被検体内の画像と穿刺針の動きを同時にディスプレイ上で確認することができ、これにより安全な穿刺術（例えば生検（バイオプシー）、ドレナージ等）を行うことができる。

【0004】

一方、X線CT画像や、MRI画像等、超音波画像以外の医用画像の方が、超音波画像よりも鮮明である。このため、リアルタイムの超音波画像を表示させるとともに、表示中の超音波画像と同一断面のX線CT画像やMRI画像等の断面画像を表示させる装置が提案されている（特許文献1参照）。また、このような装置において、腫瘍等の位置に基づいて、断面画像に穿刺針を穿刺すべきライン（以下、穿刺ラインとする）を設定しておき、超音波プローブによるスキャン面と穿刺ラインを含む断面（以下、穿刺断面とする）とが一致するように、すなわち超音波画像と断面画像とが一致するように超音波プローブを移動させ、一致した位置において穿刺を行うことにより、穿刺針の穿刺ガイドラインと設定した穿刺ラインとを一致させて、安全な穿刺を行うことができる。この場合、超音波画像に穿刺ガイドラインを表示しておけば、穿刺ガイドラインと、断面画像に含まれる穿刺ラインとが一致するように超音波プローブを移動させることにより、超音波プローブによるスキャン面と穿刺断面とを一致させることができる。

10

【0005】

しかしながら、超音波プローブによるスキャン面が穿刺断面と一致するまでには、体表面上において、超音波プローブの位置や方向を何度も変える必要があるため、その作業が非常に煩雑である。

20

【0006】

このため、穿刺ラインと穿刺ガイドラインとの距離を表す矩形の距離マークを、超音波画像の穿刺ガイドラインおよび断面画像の穿刺ライン上に2つ配置し、超音波プローブによるスキャン面と穿刺断面との距離に応じて、矩形の距離マークの大きさを変化させて表示する手法が提案されている（特許文献2参照）。特許文献2に記載された手法を用いることにより、穿刺ガイドラインを穿刺ラインと一致させることによる、超音波プローブによるスキャン面と穿刺断面とを一致させるための作業を容易に行うことが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

30

【特許文献1】特開2002-112998号公報

【特許文献2】特開2012-040220号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献2に記載された手法は、穿刺ガイドラインを穿刺ラインと一致させるためには、2つの距離マークの大きさの変化を常時確認する必要があるため、穿刺ガイドラインと穿刺ラインとの距離感が直感的に分かりにくい。

【0009】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、超音波プローブによるスキャン面と穿刺ラインを含む断面とを一致させるための作業をより容易に行うことができるようにすることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明による医用画像表示装置は、超音波プローブによって被検体をスキャンすることにより、被検体の超音波画像を取得する超音波画像取得手段と、

穿刺針用の穿刺ラインが設定され、穿刺ラインに中心軸線を有し、中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標が重畳された3次元画像における、超音波画像に対応する断面の断面画像を3次元画像から取得する断面画像取得手段と、

断面画像を表示する表示制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

50

【 0 0 1 1 】

「穿刺針用の穿刺ライン」とは、被検体の体表から病変部分に向けて、穿刺針を侵入させる経路を表すラインを意味する。

【 0 0 1 2 】

なお、本発明による医用画像表示装置においては、指標の不透明度を中心軸線から離れるほど線形に小さくしてもよい。

【 0 0 1 3 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、指標の不透明度を中心軸線から離れるほどガウス分布状に小さくしてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、指標を穿刺ラインを含む穿刺断面に平行な方向と穿刺断面に直交する方向とで距離尺度が異なるものとしてもよい。ここで、「距離尺度が異なる」とは、穿刺ラインを含む穿刺断面に平行な方向と穿刺断面に直交する方向とで、指標の中心軸から外縁までの距離が異なることを意味する。例えば、指標の断面形状を楕円形とし、楕円の長軸を穿刺ラインを含む穿刺断面に平行な方向に、短軸を穿刺断面に直交する方向に配置するように指標を重畳することにより、指標を、穿刺ラインを含む穿刺断面に平行な方向と穿刺断面に直交する方向とで距離尺度が異なるものとすることができる。

【 0 0 1 5 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、指標は円柱形状であってもよい。

【 0 0 1 6 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、指標は 3 次元画像に書き込まれてなるものであっててもよい。

【 0 0 1 7 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、指標を 3 次元画像と別個に生成されてなるものとし、断面画像取得手段を、3 次元画像に指標を重畳して断面画像を取得する手段としてもよい。

【 0 0 1 8 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、表示制御手段を、断面画像における指標の表示、非表示および半透明表示の少なくとも 2 つを切り替え可能な手段としてもよい。

【 0 0 1 9 】

また、本発明による医用画像表示装置においては、3 次元画像に穿刺ラインを設定する穿刺ライン設定手段をさらに備えるものとしてもよい。

【 0 0 2 0 】

本発明による医用画像表示方法は、超音波プローブによって被検体をスキャンすることにより、被検体の超音波画像を取得し、

穿刺針用の穿刺ラインが設定され、穿刺ラインに中心軸線を有し、中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標が重畳された 3 次元画像における、超音波画像に対応する断面の断面画像を 3 次元画像から取得し、

断面画像を表示することを特徴とするものである。

【 0 0 2 1 】

なお、本発明による医用画像表示方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、穿刺ラインに中心軸線を有し、中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標が 3 次元画像に重畳されてなり、超音波画像と、指標が重畳された 3 次元画像における超音波画像に対応する断面の断面画像とが表示される。このため、超音波プローブによるスキャン面が穿刺ラインが設定された穿刺断面から離れている場合は、

10

20

30

40

50

指標は細くかつ薄く見え、近づくほど太くかつその中心付近が濃く見えるようになる。したがって、超音波プローブによるスキャン面と穿刺断面との距離を、指標の太さおよび不透明度により直感的に認識することができる。また、超音波プローブによるスキャン面が穿刺ラインが設定された断面に対して傾斜している場合は、指標の断面が見えるため、超音波プローブによるスキャン面が穿刺断面に対して傾斜していることも容易に認識することができる。よって、超音波プローブによるスキャン面と穿刺ラインを含む断面とを一致させるための作業をより容易行うことができる。

【 0 0 2 3 】

また、指標の不透明度を中心軸線から離れるほどガウス分布状に小さくすることにより、超音波プローブによるスキャン面が穿刺ラインに近づいたことをより容易に認識することができる。

10

【 0 0 2 4 】

また、穿刺断面に平行な方向とこの断面に直交する方向とで、指標の距離尺度を異なるものとするにより、3次元画像における穿刺ラインが存在する断面と、超音波プローブによるスキャン面との回転の量および方向の相違が、指標の太さの相違として認識できるようになる。このため、3次元画像における穿刺ラインが存在する面と、超音波プローブによるスキャン面との回転の量および方向の関係も、直感的に認識することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

また、指標が3次元画像と別個に生成されてなる場合には、断面画像における指標の表示、非表示および半透明表示の少なくとも2つを切り替え可能とすることにより、穿刺を行う際に指標が邪魔にならないように、指標を非表示にしたり、半透明表示にしたりすることができるため、断面画像における穿刺の対象となる位置の確認を正確に行うことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図1】本発明の第1の実施形態による医用画像表示装置を適用した超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図

【図2】穿刺ラインの設定を説明するための図

【図3】制御部の構成を示す概略ブロック図

30

【図4】指標の重畳を説明するための図

【図5】指標の不透明度を説明するための図

【図6】第1の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

【図7】表示部に表示される超音波画像および超音波画像と同一断面の断面画像を示す図

【図8】超音波画像のスキャン面と穿刺ラインが設定された断面とが平行である場合において、指標が表示される断面画像を示す図

【図9】穿刺ラインが設定された断面に対して、超音波画像のスキャン面が傾斜している状態を示す図

【図10】スキャン面により切断された指標が断面画像に表示される状態を示す図

【図11】スキャン面が穿刺断面と直交している状態を示す図

40

【図12】太い指標が断面画像に表示される状態を示す図

【図13】スキャン面が穿刺断面と略一致している状態を示す図

【図14】細い指標が断面画像に表示される状態を示す図

【図15】本発明の第2の実施形態による医用画像表示装置を適用した超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図1は、本発明の第1の実施形態による医用画像表示装置を適用した超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図である。図1に示すように、第1の実施形態による超音波診断装置1は、超音波プローブ2

50

、超音波画像取得部 3、記憶部 4、制御部 5、入力部 6 および表示部 7 を備える。なお、超音波画像取得部 3 および制御部 5 が、本発明の医用画像表示装置を構成する。

【 0 0 2 8 】

超音波プローブ 2 は、被検体内の診断部位に向けて超音波を送信するとともに体内で反射した超音波を受信するものである。本実施形態の超音波プローブ 2 は、1 次元の超音波トランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備えており、この超音波トランスデューサから被検体に対して超音波を送信し、反射してきた超音波を受信してエコー信号を出力するように構成されている。なお、超音波プローブ 2 には、被検体に対して穿刺を行うための穿刺針 10 を取り付け案内するための穿刺アダプタ 11 が設けられている。また、本実施形態においては、超音波プローブ 2 の位置および方向を検出する位置検出部 12 が設けられている。位置検出部 12 は、例えば磁気発生部 12 a および超音波プローブ 2 に取り付けられた磁気センサ 12 b からなる。なお、位置検出部 12 はこれに限定されるものではなく、光学センサおよびカメラ等であってもよい。

10

【 0 0 2 9 】

超音波画像取得部 3 は、超音波プローブ 2 を駆動しつつ、超音波プローブ 2 が出力したエコー信号を受信し、エコー信号に対して増幅および A / D 変換等の各種信号処理を施して、被検体内の組織に関する B モード画像（受信信号の振幅を点の明るさ（輝度）により表した画像）を超音波画像 G1 として生成する。

【 0 0 3 0 】

記憶部 4 は、ハードディスクドライブ（HDD）、RAM およびキャッシュメモリ（不図示）等の各種記憶媒体からなる。HDD は大容量の記憶媒体であり、後述する 3 次元画像 V0 の画像データおよび制御部 5 の処理を実現するためにプログラム等が記憶される。RAM は制御部 5 がプログラムを実行する際の作業領域となる。

20

【 0 0 3 1 】

ここで、本実施形態による超音波診断装置 1 は、ネットワーク 30 を介して、画像データベース 31 と接続されている。画像データベース 31 には、マルチスライス CT 装置または MRI 装置等のモダリティ 32 において、被検体を撮影して得られた 3 次元画像 V0 の画像データが記憶されている。なお、本実施形態においては、モダリティ 32 はマルチスライス CT 装置であるものとする。

【 0 0 3 2 】

ここで、3 次元画像 V0 は、診断対象となる腹部を断層面に垂直な方向に沿って順に得られる 2 次元の断層画像を積層することによって取得されるものであり、本実施形態においては、モダリティ 32 において撮影された複数の断層画像を重ね合わせることで生成される。なお、CT 装置を用いて取得した 3 次元画像は、3 次元空間上での格子点を構成するボクセル（すなわち画素位置）毎に X 線の吸収量を蓄えたデータとなり、各画素位置に対して 1 つの信号値（CT 装置で撮影した場合は、X 線の吸収量を示す値）が与えられたデータとなる。

30

【 0 0 3 3 】

なお、本実施形態においては、3 次元画像 V0 には、穿刺針 10 による穿刺を支援するための穿刺ラインが予め設定される。穿刺ラインの設定は穿刺ライン設定部 33 により行われる。なお、穿刺ライン設定部 33 は、例えば医師の端末に設けられたコンピュータであり、穿刺ラインを設定するためのプログラムをコンピュータにおいて実行することにより、3 次元画像 V0 に穿刺ラインが設定される。

40

【 0 0 3 4 】

図 2 は穿刺ラインの設定を説明するための図である。まず、3 次元画像 V0 における仮想的なスキャン面の 2 次元投影像をコンピュータのモニタに表示する。この仮想的なスキャン面は、3 次元画像 V0 に含まれる被検体の体表を仮想的な超音波プローブによるスキャンした場合のスキャン面に相当する。なお、スキャン面は 3 次元画像 V0 の空間における任意の位置および方向に移動させることができる。この作業は、コンピュータにおけるキーボード、マウス等の入力部を用いて行われる。操作者は、3 次元画像 V0 内において

50

スキャン面を移動させながら、穿刺の対象となる病変部位 40 を特定する。そして、被検体の体表 41 から穿刺針を最も安全に病変部位 40 まで侵入させることができるスキャン面 44 を特定し、そのスキャン面 44 において体表 41 と病変部位 40 とを結ぶ直線を穿刺針 10 を挿入すべき穿刺ライン 43 に設定する。なお、3 次元画像 V0 には、穿刺ライン 43 の開始点および終点の座標の情報は、3 次元画像 V0 と関連づけられて画像データベース 31 に保存される。ここで、穿刺ライン 43 が存在するスキャン面 44 は、以降の説明において穿刺断面 44 と称する。

【0035】

制御部 5 は、本実施形態に係る超音波診断装置が行う各種処理の制御を行う。図 3 は制御部 5 の構成を示す概略ブロック図である。図 3 に示すように制御部 5 は、位置算出部 21、断面画像取得部 22 および表示制御部 23 を備える。なお、制御部 5 は CPU 等の処理装置であり、記憶部 4 の HDD に記憶されたプログラムを読み出して、位置算出部 21、断面画像取得部 22 および表示制御部 23 の機能を実行する。

【0036】

位置算出部 21 は位置検出部 12 と接続されている。位置検出部 12 は、上述したように磁気発生部 12a および超音波プローブ 2 に取り付けられた磁気センサ 12b とからなり、磁気発生部 12a から発生される磁気を磁気センサ 12b により検出する。位置算出部 21 は、この検出信号に基づいて、磁気発生部 12a を原点とする 3 次元空間の座標系における超音波プローブ 2 の位置および方向を算出する。そして、超音波プローブ 2 の位置および方向に基づいて、超音波画像 G1 における磁気発生部 12a を原点とする 3 次元空間の座標系（以下、超音波画像 G1 の座標系とする）における位置情報を算出する。この際、位置算出部 21 は、超音波画像 G1 の各画素について位置情報を算出する。

【0037】

断面画像取得部 22 は、超音波画像 G1 の位置情報に基づいて、記憶部 4 に保存された 3 次元画像 V0 における、超音波画像 G1 のスキャン面に対応する断面を特定し、この断面の断面画像 G2 を 3 次元画像 V0 から生成する。この際、断面画像取得部 22 は、超音波画像 G1 の座標系と 3 次元画像 V0 の座標系との座標変換を行って、超音波画像 G1 のスキャン面に対応する 3 次元画像 V0 の断面を特定する。このため、本実施形態においては、まず、超音波画像 G1 の座標系と 3 次元画像 V0 の座標系との位置合わせ処理が行われる。位置合わせ処理については後述する。

【0038】

表示制御部 23 は、3 次元画像 V0 に指標を重畳する。図 4 は指標の重畳を説明するための図である。図 4 に示すように、指標 45 は底面が楕円形の柱状の 3 次元の図形であり、表示制御部 23 は、底面における重心を通る垂線と穿刺ライン 43 とが一致し、かつ穿刺ライン 43 の開始点が上面に、終点が底面に位置するように、指標 45 の長さおよび位置を調整して、指標 45 を 3 次元画像 V0 に重畳する。ここで、指標 45 を表す画像データは記憶部 4 に記憶されている。なお、図 5 に示すように指標 45 は、その底面の短軸が穿刺断面 44 と一致し、長軸が穿刺断面 44 と直交するように、3 次元画像 V0 に重畳される。また、指標 45 は任意の色を有するものであるが、図 5 に示すように、その不透明度は中心軸線、すなわち穿刺ライン 43 から離れるほど小さくなる。具体的には、不透明度は中心軸線から離れるほどガウス分布状に小さくなる。なお、不透明度は線形に小さくなるものであってもよい。断面画像取得部 22 は、このようにして指標 45 が重畳された 3 次元画像 V0 から断面画像 G2 を生成する。そして、表示制御部 23 は、超音波画像 G1 と断面画像 G2 とを並べて表示部 7 に表示する。

【0039】

入力部 6 は、キーボード、マウスおよびタッチパネル等の公知の入力装置からなる。

【0040】

表示部 7 は、液晶モニタおよび CRT 等の公知の表示装置からなる。

【0041】

次いで、第 1 の実施形態において行われる処理について説明する。図 6 は第 1 の実施形

10

20

30

40

50

態において行われる処理を示すフローチャートである。第 1 の実施形態においては、超音波プローブ 2 により取得された、リアルタイムで変更される超音波画像 G 1 のスキャン面に対応する断面画像 G 2 を 3 次元画像から取得し、超音波画像 G 1 と断面画像 G 2 とを並べて表示部 7 に表示するものである。このため、まず、超音波画像 G 1 の座標系と 3 次元画像 V 0 の座標系との位置合わせ処理が行われる (ステップ S T 1)。なお、3 次元画像 V 0 には、表示制御部 2 3 により指標 4 5 が重畳されているものとする。

【 0 0 4 2 】

位置合わせ処理においては、操作者は超音波プローブ 2 により被検体をスキャンして、任意のスキャン面の超音波画像 G 1 を表示部 7 に表示する。また、入力部 6 からの操作により、3 次元画像 V 0 における任意の断面の断面画像 G 2 を表示部 7 に表示する。そして、超音波画像 G 1 および断面画像 G 2 を見比べながら、超音波プローブ 2 によるスキャン面および 3 次元画像 V 0 の断面の少なくとも一方を移動させ、超音波プローブ 2 によるスキャン面および 3 次元画像 V 0 の断面とを一致させて、被検体における同一断面の超音波画像 G 1 および断面画像 G 2 を表示部 7 に表示する。

【 0 0 4 3 】

同一断面についての超音波画像 G 1 および断面画像 G 2 が表示されると、操作者は同一断面の表示がなされたことの指示を入力部 6 から制御部 5 に対して行う。これにより、超音波画像 G 1 の座標系と 3 次元画像 V 0 の座標系との間の対応関係が算出されて記憶部 4 に記憶され、位置合わせ処理を終了する。この対応関係を参照することにより、超音波画像 G 1 の座標系の 3 次元画像 V 0 の座標系への変換が可能となる。

【 0 0 4 4 】

位置合わせ処理後は、操作者は超音波プローブ 2 により被検体をスキャンする (ステップ S T 2)。スキャンの都度、位置検出部 1 2 により超音波プローブ 2 の位置および方向を表す信号が位置算出部 2 1 に入力され、位置算出部 2 1 が、超音波画像 G 1 の各画素についての位置情報を算出する (ステップ S T 3)。そして、断面画像取得部 2 2 が、記憶部 4 に記憶された対応関係を参照して、超音波画像 G 1 の各画素の位置情報を 3 次元画像 V 0 の座標系に変換し、これに基づいて、超音波画像 G 1 のスキャン面に対応する断面を特定し、その断面の断面画像 G 2 を取得する (ステップ S T 4)。そして、表示制御部 2 3 は、超音波画像 G 1 と断面画像 G 2 とを表示部 7 に表示し (ステップ S T 5)、ステップ S T 2 にリターンする。これにより、リアルタイムで表示される超音波画像 G 1 に追従するようにして、図 7 に示すように、超音波画像 G 1 と同一断面の断面画像 G 2 が表示部 7 に表示される。なお、超音波画像 G 1 には、穿刺アダプタ 1 1 によりガイドされる穿刺針 1 0 のガイドライン 4 7 が表示される。

【 0 0 4 5 】

ここで、本実施形態においては、3 次元画像 V 0 には指標 4 5 が重畳されている。指標 4 5 は中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなるため、超音波画像 G 1 のスキャン面が、穿刺ライン 4 3 が設定された穿刺断面 4 4 から、指標 4 5 の径よりも大きく離れている場合は、断面画像 G 2 には指標 4 5 は表示されないが、超音波画像 G 1 のスキャン面が穿刺断面 4 4 に近づくにつれて、徐々に指標 4 5 が断面画像 G 2 に表示される。

【 0 0 4 6 】

図 8 は、超音波画像 G 1 のスキャン面と穿刺断面 4 4 とが平行である場合において、指標 4 5 が表示される断面画像 G 2 を示す図である。図 8 に示すように、超音波画像 G 1 のスキャン面、すなわち表示すべき断面画像 G 2 の断面が指標 4 5 の長軸の端部近傍の位置 5 0 a に到達した場合、断面画像 G 2 には細くかつ薄い色の指標 4 5 a が表示される。そして、超音波プローブ 2 の方向をこの状態に保ちつつ、超音波画像 G 1 のスキャン面を穿刺断面 4 4 に近づけると、徐々に指標 4 5 が太くなりかつ中心軸付近の色が濃くなっていく。すなわち、図 8 に示すように、超音波画像 G 1 のスキャン面が指標 4 5 の中心軸線の近傍の位置 5 0 b に到達した場合、断面画像 G 2 には、指標 4 5 a よりも太くかつ中心軸付近の色が濃い指標 4 5 b が表示される。そして、超音波画像 G 1 のスキャン面と穿刺断面 4 4 とが一致すると、指標 4 5 は最も太くかつ中心軸線付近の色は最も濃くなる。

【 0 0 4 7 】

なお、図 9 に示すように、穿刺断面 4 4 に対して超音波画像 G 1 のスキャン面 4 6 が傾斜している場合には、指標 4 5 はスキャン面 4 6 により切断されるため、断面画像 G 2 には、図 1 0 に示すように、スキャン面 4 6 により切断された指標 4 5 c が表示される。

【 0 0 4 8 】

また、本実施形態による指標 4 5 は、底面の短軸が穿刺断面 4 4 と一致し、長軸が穿刺断面 4 4 と直交するように、3 次元画像 V 0 に付与される。このため、図 1 1 に示すように、スキャン面 4 6 が穿刺断面 4 4 と直交している場合、図 1 2 に示すように、太い指標 4 5 d が断面画像 G 2 に表示される。一方、図 1 3 に示すように、スキャン面 4 6 が穿刺断面 4 4 と略一致している場合、図 1 4 に示すように、細い指標 4 5 e が断面画像 G 2 に表示される。

10

【 0 0 4 9 】

このため、操作者は、柱状の指標 4 5 が表示されるように、超音波プローブ 2 の方向を変更させる。その後、断面画像 G 2 に表示される指標 4 5 が最も太くかつ中心軸線の色が最も濃くなるように、超音波プローブ 2 を平行移動させる。そして、断面画像 G 2 に表示される指標 4 5 が最も細くなるように、超音波プローブ 2 を回転させ、さらに、超音波画像 G 1 に表示された穿刺ガイドライン 4 7 と指標 4 5 中心軸とを一致させることにより、超音波画像 G 1 のスキャン面 4 6 と穿刺断面 4 4 とを一致させることができる。

【 0 0 5 0 】

この状態において、穿刺針 1 0 を被検体に侵入させることにより、予め設定した穿刺ライン 4 3 に沿って安全に穿刺針 1 0 を被検体に侵入させることができる。

20

【 0 0 5 1 】

なお、第 1 の実施形態においては、表示制御部 2 3 により 3 次元画像 V 0 に対して指標 4 5 が重畳されているため、操作者の入力部 6 からの指示により、断面画像 G 2 における指標 4 5 の表示および非表示を切り替えることができる。この場合、指標 4 5 の表示および非表示のみではなく、半透明表示もできるようにしてもよく、表示と半透明表示、非表示と半透明表示とを切り替えることができるようにしてもよい。これにより、穿刺を行う際に、指標 4 5 を半透明表示にしたり、非表示にしたりすることができるため、断面画像 G 2 における穿刺の対象となる病変位置の確認を正確に行うことができる。また、超音波プローブ 2 の移動中も、指標 4 5 が邪魔な場合には、指標 4 5 の非表示あるいは半透明表示の切り替えを行うこともできる。

30

【 0 0 5 2 】

このように、本実施形態においては、穿刺ライン 4 3 に中心軸線を有し、中心軸線から離れるほど不透明度が小さくなる柱状の指標 4 5 を 3 次元画像 V 0 に重畳し、超音波画像 G 1 と、指標 4 5 が重畳された 3 次元画像 V 0 における超音波画像 G 1 に対応する断面の断面画像 G 2 とを表示するようにしたものである。このため、超音波プローブ 2 によるスキャン面が穿刺ライン 4 3 から離れている場合は、指標 4 5 は細くかつ薄く見え、近づくほど太くかつその中心軸付近が濃く見えるようになる。したがって、超音波プローブ 2 によるスキャン面 4 6 と穿刺断面 4 4 との距離を、指標 4 5 の太さおよび不透明度により直感的に認識することができる。また、超音波プローブ 2 によるスキャン面 4 6 が穿刺断面 4 4 に対して傾斜している場合は、指標 4 5 の断面が見えるため、超音波プローブ 2 によるスキャン面 4 6 が穿刺断面 4 4 に対して傾斜していることも容易に認識することができる。したがって、超音波プローブ 2 によるスキャン面 4 6 と穿刺ライン 4 3 を含む穿刺断面 4 4 とを一致させるための作業をより容易に行うことができる。

40

【 0 0 5 3 】

また、指標 4 5 の不透明度を中心軸線から離れるほど小さくしているため、超音波プローブ 2 によるスキャン面 4 6 が穿刺ライン 4 3 に近づいたことをより容易に認識することができる。

【 0 0 5 4 】

また、指標 4 5 を穿刺ライン 4 3 を含む穿刺断面 4 4 に平行な方向と穿刺断面 4 4 面に

50

直交する方向とで距離尺度が異なるものとする、例えば指標 4 5 の底面を楕円形状とすることにより、穿刺断面 4 4 と超音波プローブ 2 によるスキャン面 4 6 との回転の量および方向の相違が、指標 4 5 の太さの相違として認識できるようになる。このため、スキャン面 4 6 と穿刺断面 4 4 との回転の量および方向の関係も、直感的に認識することが可能となる。

【 0 0 5 5 】

なお、上記第 1 の実施形態においては、図 1 5 に示すように、穿刺ライン設定部 3 3 を超音波診断装置 1 に設けるようにしてもよい。以下、この場合において行われる処理を第 2 の実施形態他として説明する。

【 0 0 5 6 】

10

第 2 の実施形態においては、モダリティ 3 2 において取得された 3 次元画像 V 0 は、穿刺ライン 4 3 の設定は行われずに、画像データベース 3 1 に保存される。超音波診断装置 1 は、画像データベース 3 1 に保存された 3 次元画像 V 0 を取得して記憶部 4 に記憶する。そして、入力部 7 からの指示により、穿刺ライン設定部 3 3 が、上記第 1 の実施形態と同様に、3 次元画像 V 0 に穿刺ライン 4 3 を設定する。この場合、3 次元画像 V 0 の 2 次元投影像は表示部 7 に表示され、操作者は入力部 6 を操作して、穿刺ライン 4 3 を 3 次元画像 V 0 に設定する。なお、第 2 の実施形態においては、穿刺ライン設定部 3 3 は、設定した穿刺ライン 4 3 の開始点および終了点の座標位置を、記憶部 4 に記憶する。

【 0 0 5 7 】

穿刺ライン設定部 3 3 により穿刺ライン 4 3 が設定されると、上記第 1 の実施形態と同様に、穿刺ライン 4 3 が設定された 3 次元画像 V 0 に対して、穿刺ライン 4 3 の開始点および終了点の座標位置に基づいて、3 次元画像 V 0 に指標 4 5 が重畳される。そして、第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 2 の位置および方向を変更させることにより、断面画像 G 2 に指標 4 5 を表示させることができる。

20

【 0 0 5 8 】

なお、上記第 1 の実施形態においては、穿刺ライン設定部 3 3 において、3 次元画像 V 0 に指標 4 5 を重畳させるようにしてもよい。この場合、超音波診断装置 1 においては、指標 4 5 が重畳された 3 次元画像 V 0 が取得されるため、断面画像 G 2 における指標 4 5 の非表示および半透明表示等ができなくなる。このため、穿刺ライン設定部 3 3 において、3 次元画像 V 0 に指標 4 5 を重畳させる場合には、指標 4 5 を重畳した 3 次元画像 V 0 と、指標 4 5 の重畳前の 3 次元画像 V 0 の双方を画像データベース 3 1 に保存しておき、超音波診断装置 1 において双方の 3 次元画像 V 0 を取得することが好ましい。これにより、断面画像 G 2 の指標 4 5 を非表示にしたい場合には、指標 4 5 が重畳されていない 3 次元画像 V 0 の対応する断面の断面画像 G 2 を表示させるようにすれば、指標 4 5 の表示および非表示を切り替えることができる。

30

【 0 0 5 9 】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態においては、指標 4 5 の底面を楕円としているが、これに限定されるものではなく、長方形、一方向に潰れた多角形等、穿刺ライン 4 3 を含む面に平行な方向とこの面に直交する方向とで距離尺度が異なる形状であれば、任意の形状を用いることができる。ここで、上記実施形態においては、長軸が穿刺断面 4 4 と直交するように指標 4 5 を 3 次元画像 V 0 に重畳しているが、短軸が穿刺断面 4 4 と直交するように指標 4 5 を 3 次元画像 V 0 に重畳してもよい。この場合、スキャン面 4 6 と穿刺断面 4 4 との回転の量および方向が一致すると、指標 4 5 は最も太く断面画像 G 2 に表示されることとなる。

40

【 0 0 6 0 】

また、指標の底面の形状は、穿刺ラインを含む面に平行な方向とこの面に直交する方向とで距離尺度が異なる形状に限定されるものではなく、底面の形状を円形、正方形、正三角形および正多角形等として、指標を円柱形状あるいは角柱形状とすることにより、穿刺ラインを含む面に平行な方向とこの面に直交する方向とで距離尺度が同一の形状としてもよい。

50

【 0 0 6 1 】

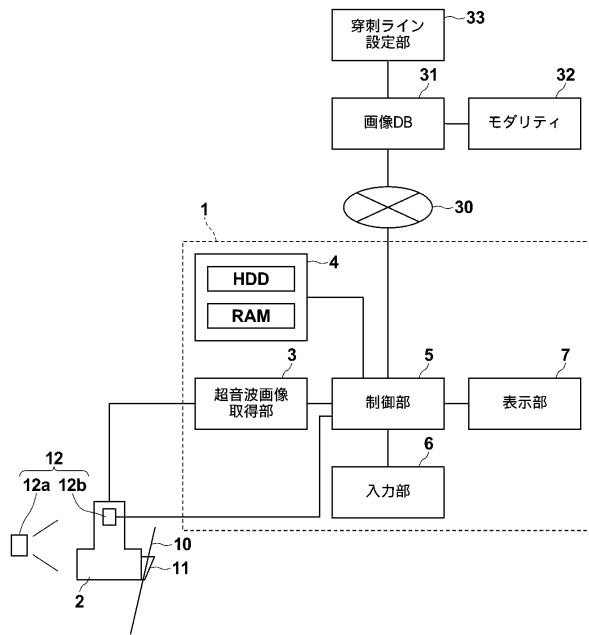
また、上記実施形態においては、指標 4 5 の不透明度を中心軸線から離れるほど小さくしているが、指標 4 5 を完全に不透明なものとしてもよい。

【 符号の説明 】

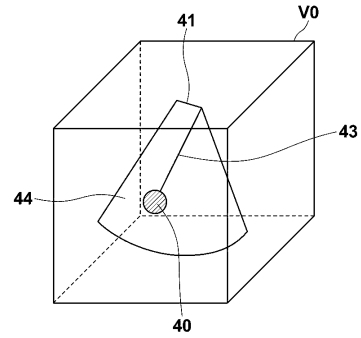
【 0 0 6 2 】

1	超音波診断装置	
2	超音波プローブ	
3	超音波画像取得部	
4	記憶部	
5	制御部	10
6	入力部	
7	表示部	
1 0	穿刺針	
1 1	穿刺アダプタ	
1 2	位置検出部	
2 1	位置算出部	
2 2	断面画像取得部	
2 3	表示制御部	
3 0	ネットワーク	
3 1	画像データベース	20
3 2	モダリティ	
3 3	穿刺ライン設定部	
4 1	体表	
4 3	穿刺ライン	
4 4	穿刺断面	
4 5	指標	
4 6	スキャン面	

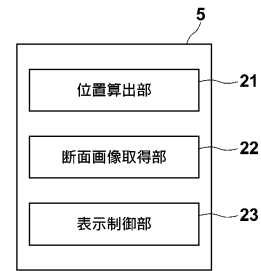
【図 1】



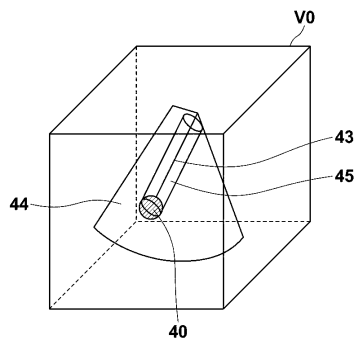
【図 2】



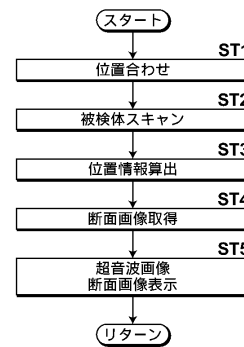
【図 3】



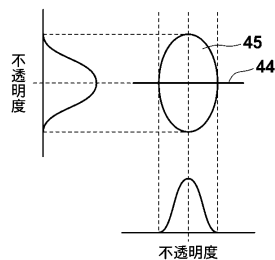
【図 4】



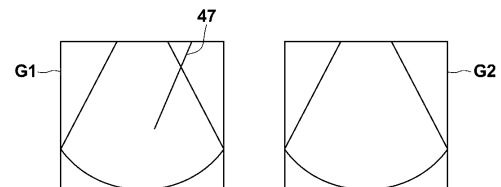
【図 6】



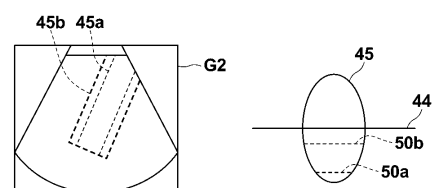
【図 5】



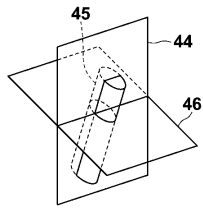
【図 7】



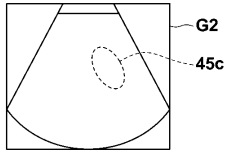
【図 8】



【図 9】



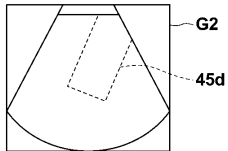
【図 10】



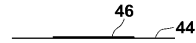
【図 11】



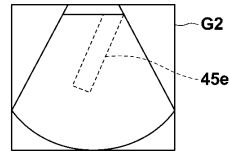
【図 12】



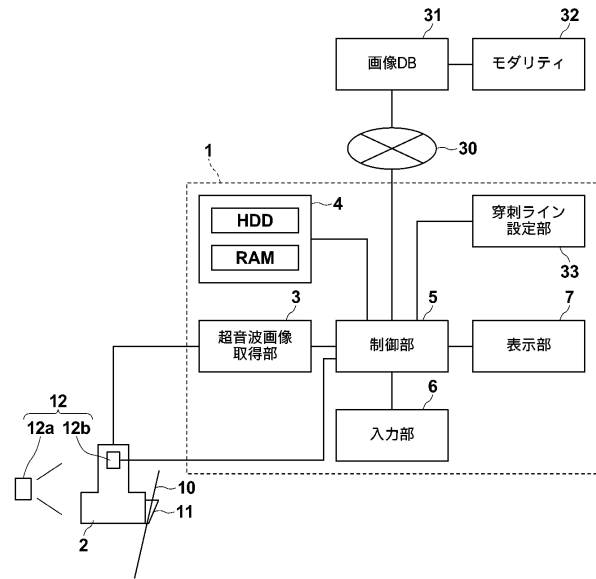
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2012 - 040220 (JP, A)
特開 2013 - 220132 (JP, A)
特開 2012 - 135394 (JP, A)
特開 2008 - 061858 (JP, A)
特開 2010 - 220770 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

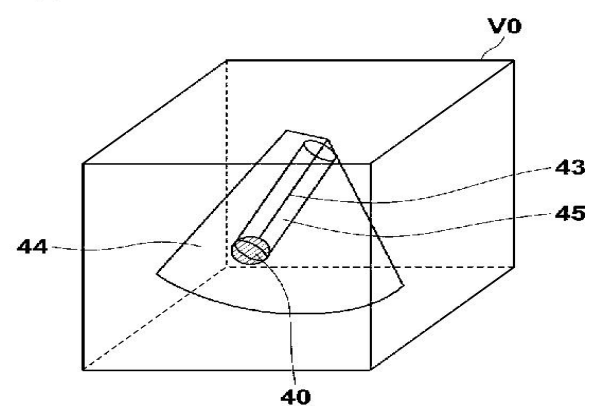
A61B 8/10 - 8/15

专利名称(译)	医学图像显示装置及其操作方法和程序		
公开(公告)号	JP6026455B2	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	JP2014052887	申请日	2014-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	榎本潤		
发明人	榎本 潤		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B6/5223 A61B6/5247 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5261 A61B2017/3413 A61B2034/107 G06T19/00 G06T2210/41 G06T2219/008		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/GA18 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL14 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	佐久间刚		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2015173843A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的技术问题通过具有包括穿刺线的截面的超声波探头来促进扫描平面的对准操作。解决问题的手段用超声波探头扫描被检体，并获得被检体的超声波图像。从三维图像中获取与超声波图像G1对应的三维图像的截面的截面图像G2，该三维图像包括为穿刺针设定的穿刺线和重叠的柱状指标45具有在穿刺线上的中心轴线和随着与中心轴线的距离而减小的不透明度。显示超声波图像G1和截面图像G2。在这种情况下，显示在截面图像G2上的标志45的厚度，不透明度和截面形状根据超声波探头的扫描平面和穿刺线的截面之间的位置关系而变化设置。

4】



5】